

굽힘하중에 대한 퇴행성 추간판의 생체역학적 특성 분석

부산가톨릭대학교 물리치료학과

이 현 옥

인제대학교 의용공학과

이 성 재

인제대학교 의용공학과

신 정 욱

Biomechanical Behaviors of Disc Degeneration on Bending Loads

Lee, Hyun-Ok, M.A.

Department. of Physical Therapy, Pusan Catholic University

Lee, Sung-Jae, Ph.D.

Department. of Biomedical Engineering, Inje University

Shin, Jung-Woog, Ph.D.

Department. of Biomedical Engineering, Inje University

<Abstract>

Aging has been recognized as the primary cause of disc degeneration. A biomechanical characteristics of disc degeneration has been demonstrated that intradiscal pressure is reduced. With the increasing population of elderly people, disc degeneration and associated problems of nerve entrapment are becoming more prevalent. Presently, research on reduced intradiscal pressure associated with degeneration is insufficient.

In this study, we used the Finite Element Method (FEM) of computerized simulations to investigate the effects of variation in intradiscal pressure on mechanical behaviours of L4-5 intervertebral disc degeneration. Degeneration was classified using four grades based on initial intradiscal pressure; Normal (135 kPa), mild (107 kPa), moderate (47 kPa) and severe (15 kPa).

The predicted results for bending loads were as follows;

1. Range of motion increased progressively with severity of degeneration with flexion and lateral bending moments, but decreased with extension moments.
2. Discal bulging of posterolateral aspect was larger in lateral bending and extension moment. But bulging was increased with severity of degeneration in lateral bending and torsion(same side).
3. The rate of increasing intradiscal pressure was decreased in all bending motions with severity of degeneration.

In conclusion, lateral bending and extension moment yield greatest bulging in severe degeneration. In torsion, although bending load produces disc bulging, disc bulging was associated more strongly with severity of degeneration than increasing torsional moments.

Clinical Implications;

Disc bulging may produce nerve root impingement and irritation. The effect of loading and posture on the varying degrees of disc degeneration has important implications especially in the elderly. In the presence of disc degeneration, avoidance of end range postures, especially extension and lateral bending may help reduce discal bulging and in turn, nerve entrapment.

I. 서 론

추간판 질환은 현대인에게 가장 흔한 허리 통증을 일으키는 요인 중의 하나로 생애 어느 시기에도 올 수 있고 때로는 어린이에게도 나타난다(Acaroglu 등, 1995; McGregor 등, 1988). 해부학적으로 척추의 여러 조직이 허리 통증을 일으키지만 그 중에서도 추간판이 일차적인 통증의 근원이 된다(Panjabi, 1984). 허리 통증의 원인이 모두 규명되지는 않았지만 척추분절의 불안정성과 척추의 퇴행 기타 정신적 요인과 바르지 못한 자세 등이 원인이 된다. 추간판 질환 중의 하나인 추간판의 퇴행성 변화는 일차적으로 노화가 주된 원인으로 알려져 있고(Acaroglu 등, 1995; Battie 1995), L4-5, L5-S1에서 호발하며(Burton 등, 1996; Matsui 등, 1998) 허리 통증은 물론 척추의 불안정, 척추 강직 등의 증상을 나타내게 된다(Mimura, 1994). 평균 수명의 연장으로 인한 노인 인구의 증가로 이러한 추간판 퇴행성 질환에 대한 관심이 더욱 높아지고 있는 실정이다.

추간판은 수핵과 섬유륜으로 구성되어 있으며 수핵은 척추에서 힘의 전달에 가장 중요한 요소로 작용하기 때문에 이 구조의 장애는 추간판 자체의 거동은 물론 다른 척추 구조에도 영향을 주게 된다(Panjabi, 1984). 추간판 퇴행성의 경우 노화로 인하여 수핵 내의 수분 함량이 감소되어 퇴행이 진행할수록 추간판의 내압은 감소하게 된다(Burton 등, 1996; Sato 등, 1999). 결과적으로 이 내압 감소는 척추에 가해지는 압축하중이나 굽힘하중에 대한 추체의 변위나 추간판의 팽윤, 하중의 전달, 척추 운동분절의 운동성 같은 생체역학적 거동에 변화를 나타내게 된다.

추간판의 퇴행성에 관한 연구로는 압축하중에 대한 수직변위(Markolf와 Morris, 1974; Lin 등, 1978), 압축하중이나 굽힘하중에 의한 추간판 팽윤(Reuber 등, 1982)과 내압의 변화(Brinckmann 등, 1991; Michael Lu 등, 1996), 추간판의 퇴행과 유연성간의 관계(Panjabi 등, 1984; Mimura 등, 1994; Burton 등, 1996) 등이 있으며, 이 외에도 역학적 조사연구

(Battie 등 1995; Adams와 Dolan, 1997; Luoma 등, 1998)와 퇴행과정을 예측하기 위한 연구(Farfan 등, 1970; Lin 등, 1978), 추간판의 퇴행이 인접한 추간판에 미치는 영향(Kim 등, 1991), 추체를 통한 하중 전달의 변화(Kurowski와 Kubo, 1986) 등이 있다.

Panjabi 등(1984)은 수핵을 제거한 요추 추간판에서 척추 운동 단위의 운동성은 증가한다고 보고하였고, Mimura 등(1994)은 임상적으로 평가한 퇴행성 척추에서 퇴행이 심해질수록 굴곡, 신전은 Neutral zone(NZ)은 증가하나 운동범위는 감소하며 특히 외측굽힘은 운동범위가 유의하게 감소한다고 보고하였다. Burton 등(1996)은 요추의 유연성 감소는 노화, 체중과다, 허리 통증과 더불어 추간판 높이의 감소가 복합되었기 때문이며, 단순한 추간판의 퇴행은 운동성의 증가를 가져온다고 하였다. 또한 McGregor 등(1998)은 방사선 사진(X-ray)으로 평가한 퇴행성의 단계와 척추운동의 특징 사이의 관계를 알 수 없다고 하여 차이를 보이고 있다. 이처럼 추간판과 척추의 운동성과의 관계는 복잡하고 노화와 관련이 있다. 노화와 관련하여 척추의 운동성 감소는 척추의 연부조직에서 교원질 섬유 교차결합(cross-linkage)의 증가, 탄력소의 교원질로의 대체, 추간판에서의 퇴행변화와 같은 요인들에 의해 일어난다. Kirkaldy-Willis와 Farfan(1982)은 요추의 퇴행성 변화를 초기에는 일시적 기능장애가 나타나고, 퇴행이 진행함으로써 운동성이 증가하는 불안정기가 오며, 마지막으로 추간판 높이의 감소로 인한 운동성이 감소되는 3단계로 분류하였다.

굽힘하중과 팽윤과의 관계에서 Reuber 등(1982)은 퇴행 1-2단계에 해당하는 수분을 함유한 분절(fluid-retaining segment)에서의 팽윤이 퇴행 3-4단계에 해당하는 수분을 함유하지 않은 분절(nonfluid-retaining segment)에서보다 크며 굽힘하중에서 후외측부의 팽윤이 가장 크다고 하였다. Lin 등(1978)도 편하중 하에서 심하게 퇴행된 추간판에서의 팽윤이 정상이나 약간 퇴행된 추간판에서보다 크다고 하였다. 또한 Brinckmann 등(1991)은 수핵을 제거할수록 추간판의 내압은 떨어지

고, 추간판의 높이는 낮아지며 추간판의 팽윤은 증가한다고 보고하였다.

위의 연구에서처럼 추간판에 관한 생체역학적 특성을 파악하는 것은 생리적 특성과 함께 이 구조에서 기인하는 퇴행성 질환을 이해하는데 대단히 중요하다. 즉 추간판 내압, 척추의 운동범위, 추간판 팽윤, 추간공의 크기 등은 서로가 연관성이 있고 임상적으로도 요통을 일으키는 신경근의 압박과 밀접한 관계가 있기 때문이다. 또한 생체역학적 분석은 요통을 호소하는 환자의 자세유지나 운동방법, 운동강도, 척추고정을 위한 보조기 착용유무, 수술결정 등에도 중요한 자료로 활용될 수 있다. 그러나 X-ray나 MRI를 이용한 연구에서는 조직의 수분함양에 관계되는 병리적 변화, 골극형성, 추체 간격, 연골판의 경화, 척추의 운동성 등을 파악하는데는 임상적으로 대단히 중요하지만 추간판 내압의 감소를 정확하게 측정할 수가 없다. 또한 유한요소 모델에서는 추간판 내압 감소를 수핵이 비어있는 것으로(Shirazi-ADL 등, 1984) 혹은 섬유성 물질로 처리하여(Kim 등, 1991) 아주 심한 퇴행성의 상태를 구현하고 있기 때문에 퇴행의 주된 요인인 내압 감소로 인한 진행과정의 파악에 어려움이 있다. 또한 가장 호발하는 L4-5의 운동단위를 대상으로 수핵의 압력 감소가 척추 운동분절에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구도 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 유한요소해석법을 사용하여 L4-5 운동단위의 추간판 퇴행으로 인한 추간판 내압의 단계별 감소가 굽힘하중에 대한 생체역학적 거동에 어떠한 영향을 미치는지 파악하여 퇴행성 환자의 임상적 활용방안을 제시하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. L4-5 유한요소 모델의 구현

L4-5 운동분절을 구현하기 위해 먼저, View Point Data Labs International Inc.에서 제공된 3차원 기하학적 형상을 이용하여 8절점 6면체 요소로 구성된 L4의 유한요소 모델을 구현하였다. 해부학적 자료(Panjabi 등, 1992)를 근거로 L4의 크기를 전후방(Antero-Posterior), 내외측(Medio-Lateral), 상하(Supero-Inferior) 방향으로 각각 조절하여 L5의 유한요소 모델을 구현하였다(Table 1). 구현된 L4와 L5 사이에 기존 문헌(Gilad 와 Nissan, 1986; 김남현 등, 1998)에 근

거하여 추간판이 전, 후방 높이가 각각 12mm 7.5mm 가 되도록 각 추체를 조절한 후, L4의 하단면과 L5의 상위면을 연결하여 L4-5 운동분절의 유한요소 모델을 재현하였다. 추간판의 초기 팽윤을 재현하기 위하여 기존 문헌(박승립 등, 1999)에 근거하여 추간판의 기하학적 중심을 기준으로 모든 방향에 대하여 1.5mm의 만곡을 형성하였다. 모델의 각 부분을 구현하기 위해 사용한 요소와 그 방법은 다음과 같다.

추체 및 후방요소는 8절점 등방성 요소로 구성하였으며, 이 요소들은 균일하고 방향성이 없는 것으로 가정하였다. 추체는 피질골과 해면골, 그리고 종판으로 나누었으며, 각각 344개, 1572개, 464개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 피질골과 종판의 두께는 기존 문헌(Snyder 등, 1993)에 근거하여 약 1mm로 설정하였다. 후방요소는 해면골과 피질골의 경계면을 정확히 측정할 수 없으므로 균일한 물성치를 갖도록 하였으며, 1172개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 추간판은 수핵과 섬유류의 복합체로 나누었으며 각각 196개, 288개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 정상적인 수핵의 경우 추간판 부피의 30~50%를 차지하며 겔(gel) 상태의 기계적 성질을 가지므로, 본 연구에서는 수핵을 42%의 부피를 차지하도록 하였으며 Poisson's비를 0.49로 하여 비압축성 성질을 유사하게 재현하였다. 섬유류는 실제로 8에서 12점의 띠 형태로 되어 있으므로, 이를 재현하기 위하여 8개의 섬유대가 기저층에 포함되어 있는 형태로 모델링하였으며, 각 섬유대의 교원질 섬유는 밧줄요소를 이용하여 25~30°의 각도로 각 층마다 엇갈린 형태로 삽입하였다. 그리고 각 교원질 섬유는 전체 디스크 부피의 17%를 차지하도록 하였으며 각 층에 해당하는 섬유의 물성치는 모두 동일한 값을, 섬유의 단면적은 내부층으로 갈수록 감소되도록 하였다(Table 2)(Shirazi-ADL 등, 1984; Goel 등, 1991). 척추후관절면은 횡단면, 시상면에 대해 각각 72° 기울였으며 관절에서의 접촉현상은 70개의 표면 접촉요소(contact element)를 이용하여 구성하였다. 상·하 연골면의 미끄러짐을 재현하기 위하여 접촉요소에 0.01의 마찰계수를 부여하였으며(Goel 등, 1995), 최초의 상·하 접촉면의 거리를 정상인의 평균치인 0.45mm로 재현하였다(Goel 등, 1991). 인대는 요추부의 운동에 주로 관여하는 7종류(전종인대, 후종인대, 횡인대, 관절막인대, 황색인대, 극상인대, 극간인대)를 48개의 선형 밧줄요소(cable element)로 구성하였다. 밧줄요소는 인장시에만 영향을 미치는 생리학적 특성을 나타내도록 기준문헌(Goel 등,

1995; Kim 등, 2000)에 근거하여 각 인대에 해당하는 물성치와 단면적을 부여하였다. 인대의 각 요소는 해부학적인 위치에 근거하여 인대의 축방향을 따라 해당하는 절점을 연결시켜 구성하였다. 이와 같은 방법으로 개발된 L4-L5 유한요소 모델은 Figure 1에 나타내었다. 물

성치는 Shirazi-ADL 등(1984)과 Goel 등, (1991, 1995, Biomech Eng, 1995)의 기존문헌을 참조하였으며, 각 요소에 사용된 요소의 종류와 물성치를 Table 3에 나타내었다.

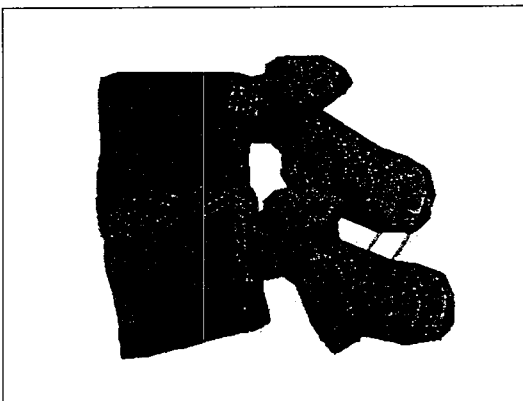
Table 1. Ratio of the size of L4 relative to L5 for the vertebral border

	Ratio of A-P* distance	Ratio of M-L** distance	Ratio of S-I*** distance
L4	1	1	1
L5	0.98	1	0.95

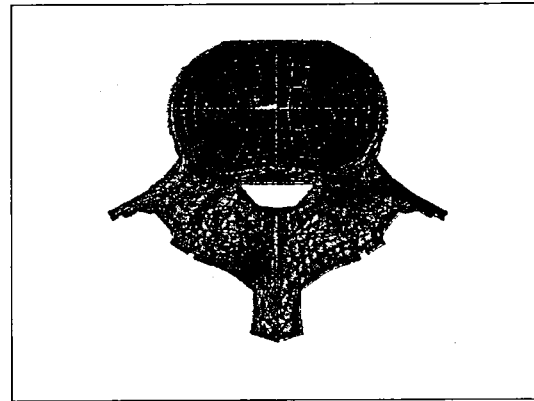
*Antero-Posterior **Medio-Lateral ***Supero-Inferior

Table 2. Distribution of the collagenous fibers in the annulus

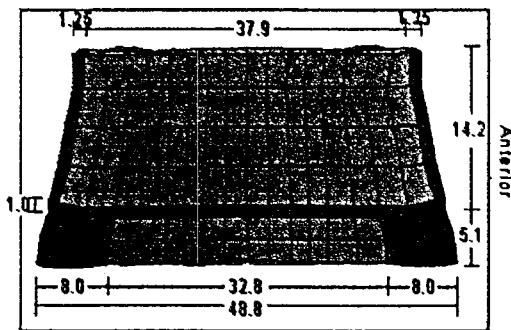
	Layers 1 and 2	Layers 3 and 4	Layers 5 and 6	Layers 7 and 8
Ratio of cross sectional area	1.0	0.78	0.62	0.47



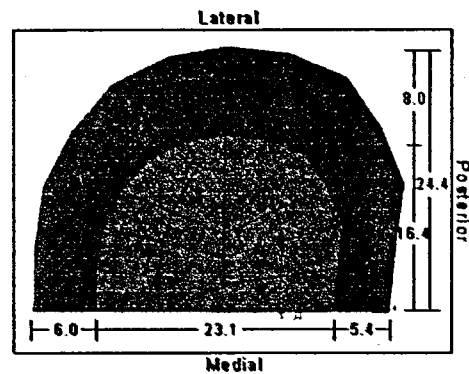
A) Lateral view



B) Superior view



C) Frontal cross-section of disc



D) Mid-height section of disc

Figure 1. Three dimensional FE model of the human intact L4-5 motion segment model

Table 3. Element types and material properties used for the model

Material	Element type	Young's Modulus(E) (MPa)	Poisson's Ratio(ν)	Cross Sectional Area(mm ²)
Cortical bone	3D isotropic solid element	12,000	0.30	-
Cancellous bone	3D isotropic solid element	100	0.25	-
Posterior elements	3D isotropic solid element	3500	0.25	-
Endplates	3D isotropic solid element	10,000	0.20	-
Disc annulus	3D isotropic solid element	4.2	0.45	-
Annulus fibers	2-node link element	175	0.3	-
Disc nucleus	3D isotropic solid element	1.0	0.499	-
ALL	2-node link element	7.8(<12.0%) 20.0(>12.0%)	0.3	22.4
PLL	2-node link element	10.0(<11.0%) 20.0(>11.0%)	0.3	7.0
ISL	2-node link element	10.0(<14.0%) 11.6(>14.0%)	0.3	14.1
LF	2-node linkt elemen	15.0(< 6.2%) 19.5(> 6.2%)	0.3	0.6
CL	2-node link element	7.5(<25.0%) 32.9(>25.0%)	0.3	10.5
SS	2-node link element	8.0(<20.0%) 15.0(>20.0%)	0.3	14.1
TL	2-node link element	10.0(<18.0%) 58.7(>18.0%)	0.3	10.5

Facet contact surfacecontact element friction coefficient : 0.01

ALL: anterior longitudinal ligament, PLL: posterior longitudinal ligament, ISL: interspinous ligament, LF: ligamentum flavum, CL: capsular ligament, SS: supraspinous ligament, TL: transverse ligament

2. 퇴행성 추간판 모델의 구현

L4-L5 추간판의 퇴행성 모델은 Sato 등(1999)이 측정한 퇴행의 4단계에서의 내압과 비교하여 본 모델의 정상(normal), 경도(mild), 중등도(moderate), 중도(severe)의 수핵 압력을 설정하였다. 그는 엎드린 자세에서 척추에 가해지는 144N의 하중에 대한 퇴행의 각 단계별 수핵의 내부압력을 기록하였다. Table 4는 Sato 등(1999)이 측정한 1단계에서 4단계 퇴행에 해당하는

수핵의 내부압력과 각 단계의 상대적인 감소비율을 나타낸 것이다. 본 모델의 내부압력은 이 감소비율에 따라 조절하였다. 즉, 정상모델에서 수핵의 물성치를 1MPa로 적용하고 144N의 하중을 가했을 때 내부압력이 135kPa이었으며, Table 4의 감소비율에 따라, 경도, 중등도, 중도 단계에서의 추간판 내압을 산정한 결과 각각 107kPa, 47kPa, 15kPa이었다. 이와 같이 설정된 내부압력과 동일한 값을 산출하기 위하여 수핵의 물성치를 단계별로 조절하였으며 이를 Table 5에 나타내었다.

Table 4. Intradiscal pressure and ratio in relation to the grade of degeneration By Sato et al(1999)

	Grade I	Grade II	Grade III	Grade IV
Intradiscal Pressure(kPa)	91±25	72±42	32±45	10±20
Ratio	1	0.79	0.35	0.11

Table 5. Intradiscal pressure and material properties of the nucleus in relation to the grade of degeneration used in this study

	Normal	Mild	Moderate	Severe
Intradiscal Pressure(kPa)	135	107	47	15
Young's modulus(MPa)	1	0.2	0.035	0.0078

3. 하중조건 및 구속조건

모델의 검증 및 분석을 위해 기존 실험 및 유한요소 문헌(Markolf와 Morris, 1974; 정준모 등, 1995; Michael Lu 등, 1996)과 유사한 하중조건 및 구속조건을 재현하였다. 먼저, 모델의 최상위면을 횡단면과 평행하도록 조절한 후 최하단면에 위치한 모든 절점들을 모든 방향에 대해서 구속하고, 최상위면에 300N의 압축하중(compressive load)과 동일한 변위, 즉 압축하중이 가해진 상황에서 6단계로 12Nm까지 굴곡-신전(flexion-extension), 좌측 굽힘(lateral bending), 우측 회전(torsion) 모멘트를 각각 가하였다. 압축하중은 추체 상위면 전체의 절점이 동일하게 변위되도록 분산하중(distributed load)을 적용하였으며, 모멘트 하중은 횡단면에 대한 추간판의 기하학적 중심으로부터 가장 떨어져 있는 추체의 두 절점에 점하중을 이용하여 가하였다. 굴곡-신전 하중의 경우에는 모델이 시상면을 기준으로 대칭적인 운동을 하므로, 모델의 절반만 해석을 하였으며, 굽힘, 비틀림 하중에 비해 절반에 해당하는 하중을 가하였다. 그리고, 시상면 상의 모든 절점을 시상면의 법선 방향에 대해서 구속하였다. 전체 모델의 해석시 기하학적 비선형성을 고려하였으며, 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS 5.6(Swanson Analysis System, Inc., Houston, PA, USA)을 이용하였다.

4. 결과 분석

척추 운동단위 L4-5 정상 모델의 검증은 압축하중에 대한 추체의 수직 변위, 추간판 내압, 후외측 팽윤과 굴곡-신전하중에 대한 회전운동을 기준으로 검증을 실시하였고, 정상 및 3개의 퇴행성 모델간의 생체역학적 거동 비교는 각 모델에 압축하중, 굴곡-신전, 외측 굽힘, 비틀림 하중을 가한 후 모델간의 생체역학적 거동을 비교 분석하기 위하여 수직 변위량, 추간판의 각 부위 별 팽윤(disc bulge), 상대적 회전운동, 수핵의 내부압력을 구하였다.

추간판 팽윤은 L4의 추체 하단면과 L5의 추체 상위면의 후외측부에서의 양 끝점을 연결한 직선에 대해서 수직 방향으로 가장 멀리 있는 절점의 거리를 계산하여 산출하였으며(Figure 2, 3), 하중 후의 팽윤값에서 초기 팽윤값을 제한 값으로 처리하였다. 수직 변위량의 경우 압축 하중이 가해졌을 때 L4 상위면에 대해 수직으로 이동한 거리로 산출하였다. 상대적 회전운동은 전하중(preload) 상태에서 굴곡-신전, 굽힘, 비틀림 하중이 가해졌을 때 L5에 대한 L4의 상대적인 회전운동을, 수핵의 내부압력은 수핵 부분에 해당하는 모든 절점에서의 응력을 평균한 값으로 산출하였다.

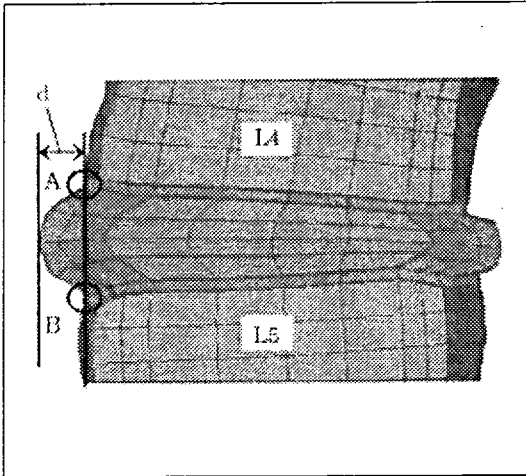


Figure 2. The measurement of the disc bulge(A: the point on the inferior endplate of L4, B: the point on the superior endplate of L5, d: disc bulge)

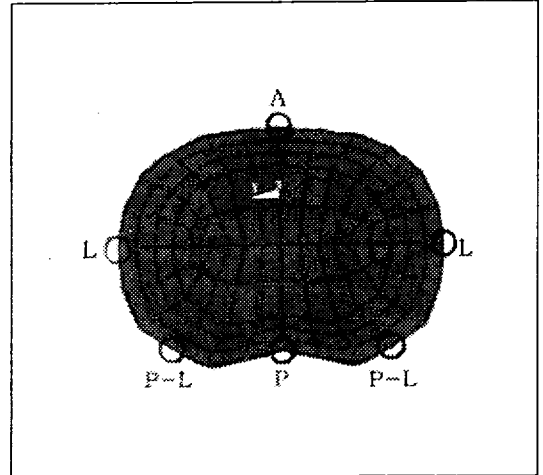


Figure 3. Points on the endplate of L4 and L5 for the measurement of the disc bulge(A: anterior, P: posterior, L: lateral, P-L: postero-lateral).

Ⅲ. 결 과

1. 모델검증

본 연구에서 개발한 척추 운동단위 L4-5 정상 모델을 압축하중과 수직 변위, 압축하중과 추간판 내압, 압축하중과 추간판의 후외측 팽윤, 굴곡-신전의 굽힘 모멘트와 척추 운동단위의 운동범위로 검정한 결과는 다음과 같다.

압축하중과 L4 추체의 수직 변위와의 관계는 Shirazi-ADL 등(1984)과 Kim 등(1991)의 유한요소 모델 보다는 변위가 적었으나 Markolf 와 Morris(1974), Lin 등(1978)의 실험결과와 비교하였다. 전반적으로 실험치는 하중이 증가할수록 변위가 비선형적으로 증가하였는데 유한요소모델에서는 비선형성 특징을 잘 나타낼 수가 없었다. 그러나 변위량은 실험치의 범위내에 존재하고 있었다(Figure 4).

압축하중에 따른 추간판 내압의 변화는 수핵을 구성하는 각 요소들의 평균값이고 거의 일차함수적으로 증가하였으며 Nachemson(1960)의 최대, 최소치의 범위 내에 존재하고 Shirazi-ADL(1984) 등의 연구결과와도 유사하였다(Figure 5). 추간판 팽윤은 Reuber 등(1982)의 실험치와 Michael Lu 등(1996)의 유한요소 모델 결과를 기초로 후외측방향의 팽윤을 비교하였다. 후외측으로의 팽윤은 압축하중의 증가에 따라 증가하였고 비선형적

인 특성을 보였다. 이는 Michael Lu 등(1996) 등의 결과보다는 팽윤이 약간 적었으나 Reuber 등(1982)의 좌우 후외측팽윤의 실험치 범위내의 변화를 보였고 팽윤 경향 또한 일치하였다(Figure 6).

굴곡-신전의 굽힘 모멘트에 대한 척추 운동단위의 운동범위는 7.5Nm의 굽힘모멘트에서의 운동범위로 검정을 하였다. 굴곡은 Panjabi 등(1984)의 실험치와 Natarajan 등(1999)의 유한요소 모델과는 거의 차이가 없었고 Schultz 등(1979)의 실험치에 비해서는 적은 편이었다. 그러나 신전은 3°로 Natarajan 등(1999)의 편차범위인 3.1 내에는 포함되었으나 Panjabi 등(1984)의 편차범위인 2.0° 보다는 큰 운동범위를 보였다. Panjabi 등(1984) 등은 400N의 전하중(preload)에서 T12-L5를 대상으로 한 평균 운동범위를 측정하였다. 요추에서는 하부로 갈수록 운동범위가 커지기 때문에 L4-5의 운동범위는 위의 실험치보다 약간 큰 것이 L4-5의 운동범위로 타당할 것이다. 외측굽힘은 Schultz 등(1979)의 실험치에 비해서는 적은 편이었으나 다른 결과(Panjabi 등, 1984; Natarajan 등, 1999)와는 유사하였다(Figure 7).

위의 검정 결과로 볼 때 본 연구에서 개발한 유한요소 모델은 요추 운동단위에 가해지는 압축하중과 굽힘모멘트에 대한 척추 운동단위의 생체역학적 특성을 예견하는데 충분하다고 판단된다.

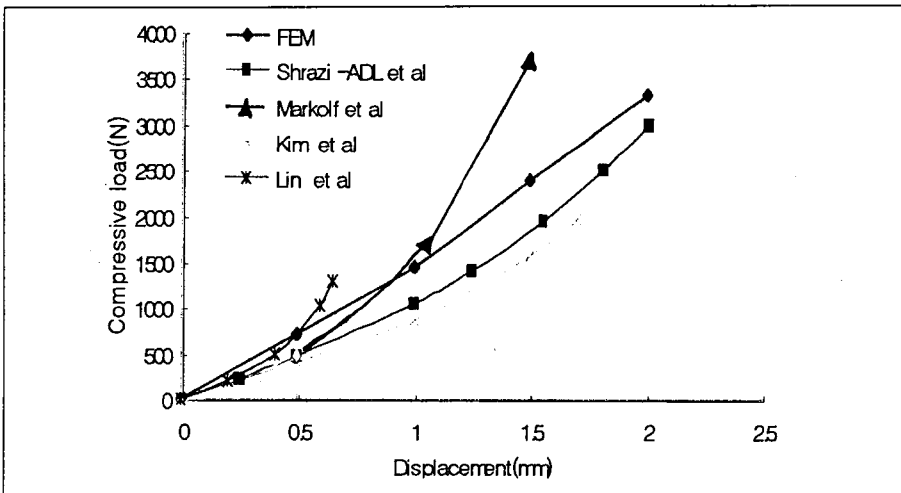


Figure 4. Compressive load-displacement

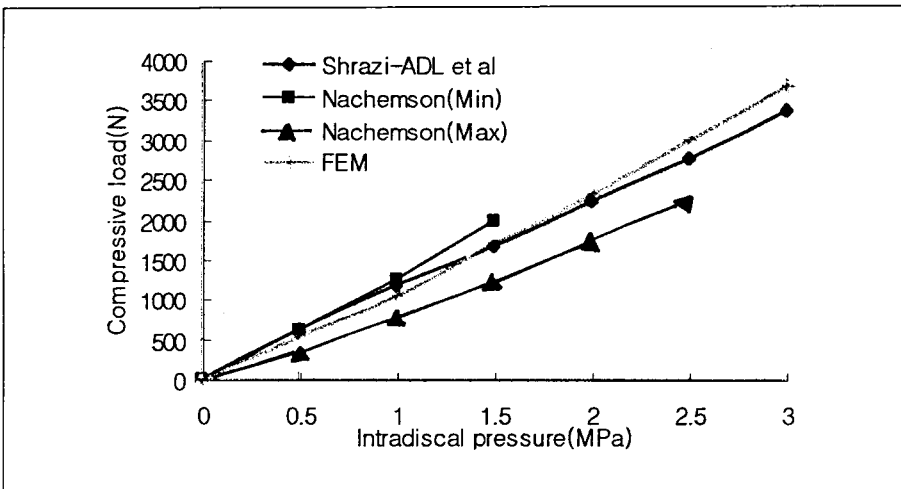


Figure 5. Compressive load-intradiscal pressure

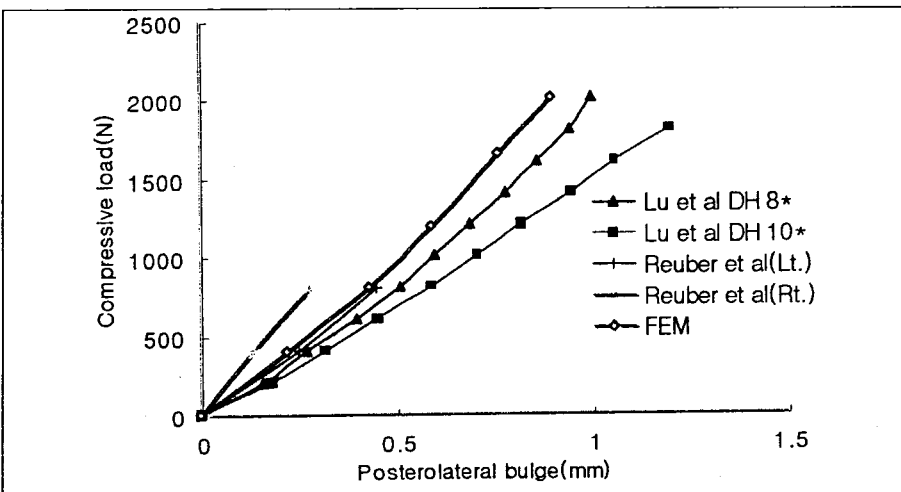


Figure 6. Compressive load-posterolateral bulge

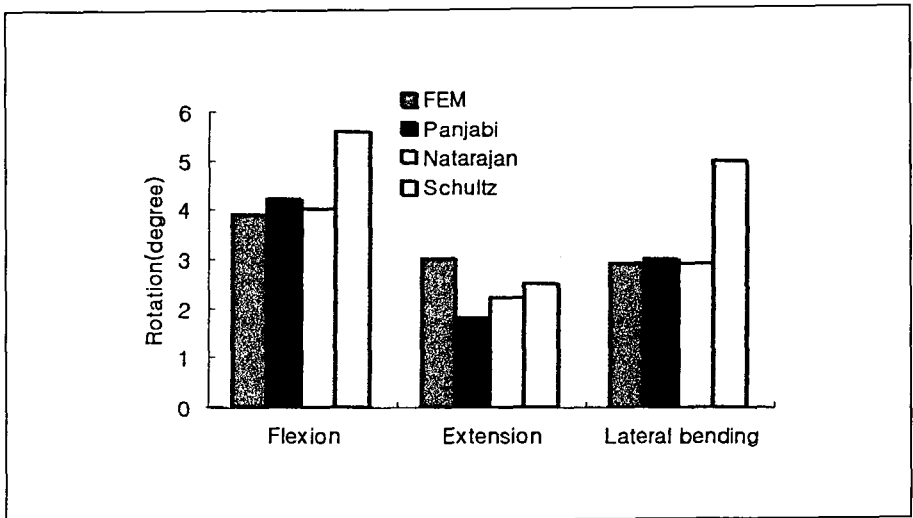


Figure 7. Flexion, extension and lateral bending due to 7.5Nm moment.

2. 퇴행성 추간판의 굽힘모멘트에 대한 생체역학적 특성

1) 척추의 운동범위

정상 모델에서 300N의 전하중(preload)을 가한 상태에서 각 굽힘모멘트에 대한 L4-5의 운동범위는 Table 6과 같다. 내압이 정상인 경우 운동범위는 전반적으로 굴곡이 가장 크고 다음이 신전, 외측굽힘, 비틀림 순이었다

(Figure 8A). 그러나 중도의 경우에는 굴곡, 외측굽힘, 신전, 비틀림 순으로 신전이 외측굽힘보다 오히려 적은 운동범위를 보였다(Figure 8B). 또한 내압이 감소되는 중도로 진행할수록 굴곡, 외측굽힘, 비틀림은 운동범위가 증가하였으나 신전은 오히려 감소하는 경향을 보였다. 12Nm에서 정상과 중도의 차이가 외측굽힘이 1.27°로 가장 크고 굴곡은 1.09°비틀림은 0.2° 증가하였으나 신전은 0.21°의 감소를 보였다(Figure 9).

Table 6. Rotational motion of vertebrae in degenerated disc

Moment(Nm)	Flexion(degree)				Extension(degree)			
	Normal	Mild	Moderate	Severe	Normal	Mild	Moderate	Severe
2	1.08	1.20	1.35	1.51	1.29	1.36	1.17	0.68
4	2.13	2.34	2.54	2.73	1.94	1.96	1.84	1.39
6	3.16	3.45	3.68	3.90	2.54	2.63	2.62	2.12
8	4.18	4.55	4.81	5.05	3.18	3.33	3.27	2.85
10	5.15	5.56	5.85	6.12	3.83	4.01	3.95	3.53
12	6.08	6.56	6.88	7.17	4.42	4.66	4.62	4.21

Moment(Nm)	Lateral bending(degree)				Torsion(degree)			
	Normal	Mild	Moderate	Severe	Normal	Mild	Moderate	Severe
2	0.76	0.91	1.00	1.04	0.34	0.36	0.42	0.47
4	1.53	1.83	1.99	2.05	0.70	0.73	0.76	0.82
6	2.30	2.75	2.93	2.98	0.93	0.95	1.00	10.5
8	3.06	3.61	3.86	3.93	1.14	1.17	1.23	1.29
10	3.79	4.46	4.75	4.85	1.34	1.38	1.47	1.51
12	4.51	5.29	5.65	5.78	1.50	1.55	1.61	1.70

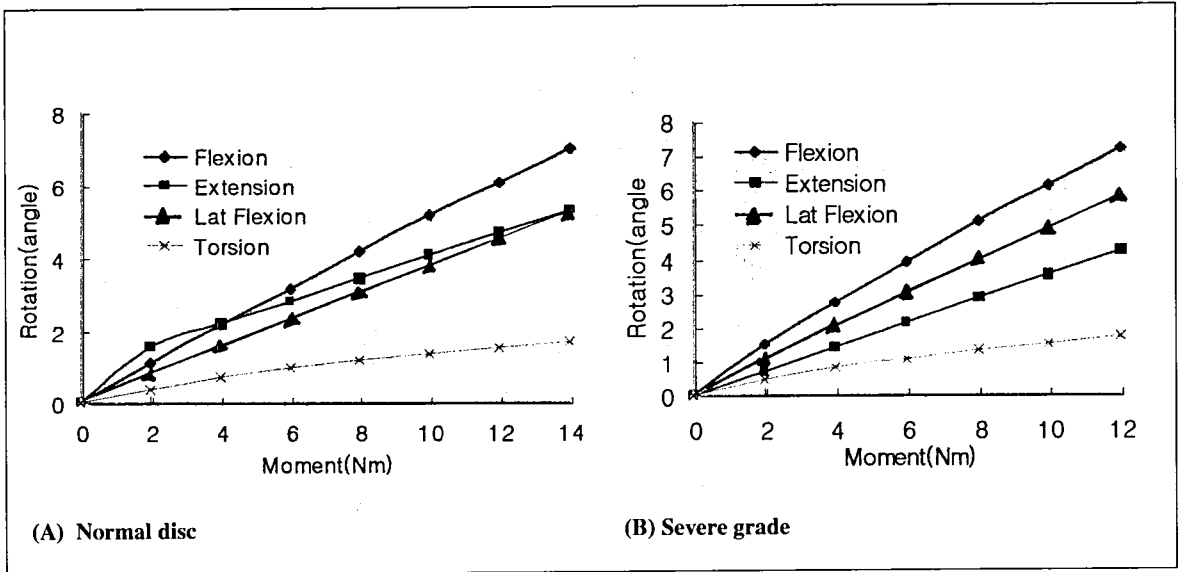


Figure 8. Rotational motion of vertebrae in degenerated disc

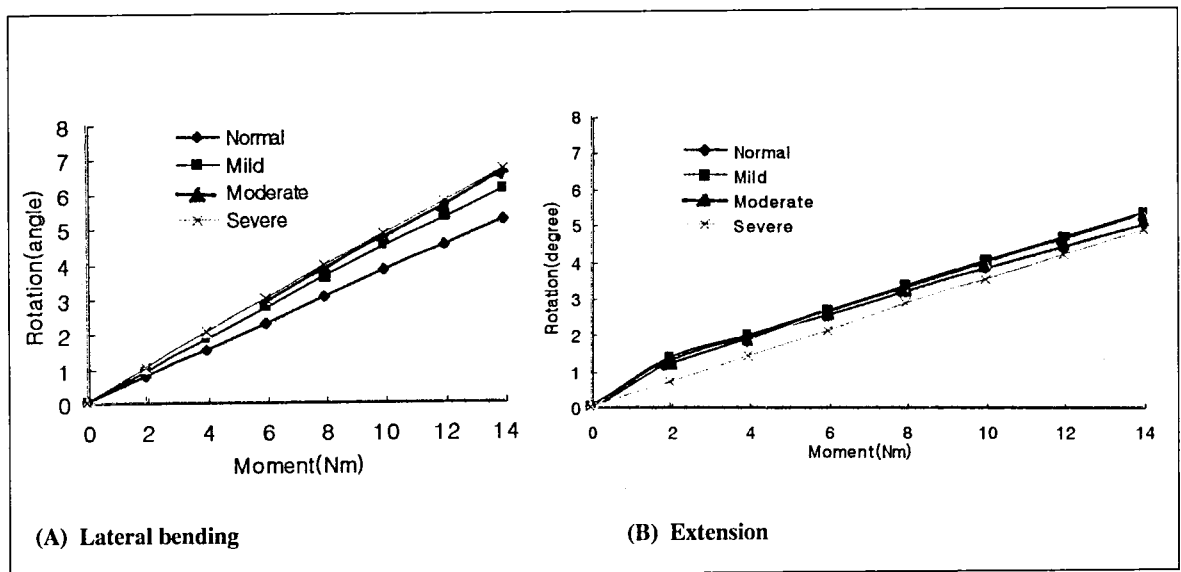


Figure 9. Rotational motion of vertebrae in degenerated disc

2) 추간판 팽윤

각 방향으로의 굽힘모멘트 하에서 추간판 팽윤은 후외측부 방향을 기준으로 측정하였다. 이 후외측방향은 후방 종인대에 의하여 덮여있지 않아 팽윤이나 수핵 탈출

이 가장 잘 일어나는 부위이기 때문이다. 그 결과는 Table 7과 같다. 굽힘 하중이 증가할 때 굴곡과 좌측으로의 외측굽힘에서 반대측(우측)은 팽윤이 감소하는 경향을 보이고, 신전과 좌측으로의 외측굽힘에서 동측(좌측)은 팽윤이 증가하는 경향을 보였다. 그러나 비틀림에

서는 좌측에서 약간 감소하는 경향이 있으나 그 차이는 아주 적었고 우측의 경우는 변화가 거의 없었다.

팽윤이 증가하는 외측굽힘(동측)과 신전에서 정상, 경도, 중등도, 중도의 각 단계에서 굽힘하중 증가에 따른 팽윤의 변화는 Figure 10과 같다. 그림에서 처럼 외측굽힘에서의 팽윤의 크기가 신전에서보다 크고 중도로 진행

될 때의 변화율 또한 크게 나타났다. 중도의 경우 12Nm에서 정상과의 팽윤 차이는 외측굽힘(동측)에서 0.14mm이고 신전의 경우는 단지 0.03mm에 불과하였다. 비틀림에서는 하중 증가에 따른 팽윤 증가는 적었으나 우측에서 정상과 중도의 차이는 0.13mm로 증가하였다(Figure 11).

Table 7. Posterolateral bulge(mm)

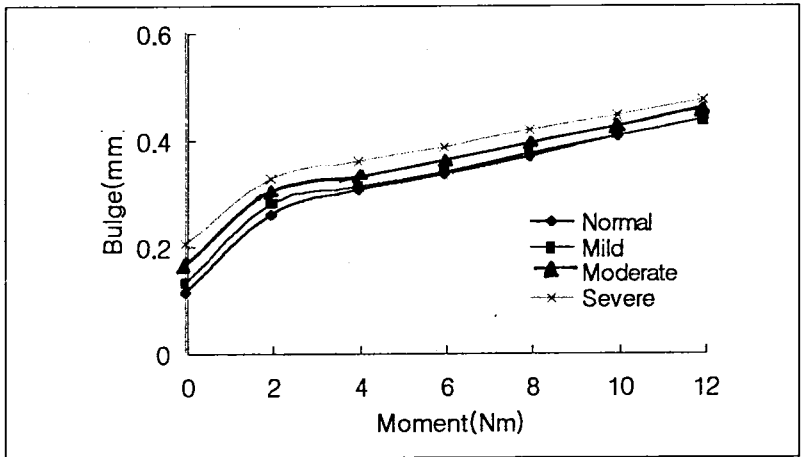
Moment (Nm)	Flexion				Extension			
	Normal	Mild	Moderate	Severe	Normal	Mild	Moderate	Severe
0	0.11	0.13	0.16	0.20	0.11	0.13	0.16	0.20
2	0.02	0.03	0.07	0.11	0.26	0.28	0.30	0.33
4	-0.08	-0.07	-0.03	0.03	0.31	0.31	0.33	0.36
6	-0.19	-0.18	-0.12	-0.06	0.34	0.34	0.36	0.38
8	-0.29	-0.28	-0.22	-0.15	0.37	0.37	0.39	0.42
10	-0.39	-0.37	-0.31	-0.24	0.40	0.41	0.42	0.44
12	-0.48	-0.46	-0.40	-0.31	0.44	0.44	0.45	0.47

Lateral bending

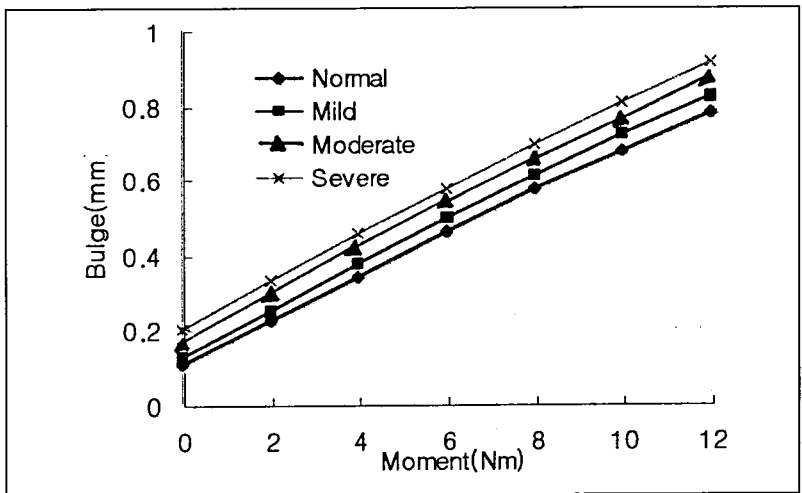
Moment (Nm)	Left posterolateral bulge				Right posterolateral bulge			
	Normal	Mild	Moderate	Severe	Normal	Mild	Moderate	Severe
0	0.11	0.13	0.16	0.20	0.11	0.13	0.16	0.20
2	0.23	0.25	0.29	0.33	-0.00	0.00	0.04	0.08
4	0.34	0.38	0.42	0.46	-0.10	-0.12	-0.09	-0.04
6	0.46	0.50	0.54	0.57	-0.22	-0.24	-0.21	-0.17
8	0.57	0.61	0.65	0.69	-0.33	-0.35	-0.33	-0.29
10	0.68	0.72	0.76	0.81	-0.43	-0.46	-0.44	-0.40
12	0.78	0.83	0.87	0.92	-0.52	-0.55	-0.53	-0.50

Torsion

Moment (Nm)	Left. posterolateral bulge				Right. posterolateral bulge			
	Normal	Mild	Moderate	Severe	Normal	Mild	Moderate	Severe
0	0.11	0.13	0.16	0.20	0.11	0.13	0.16	0.20
2	0.10	0.12	0.16	0.20	0.12	0.14	0.17	0.22
4	0.08	0.10	0.14	0.18	0.11	0.13	0.17	0.22
6	0.06	0.07	0.11	0.15	0.12	0.13	0.17	0.22
8	0.04	0.05	0.09	0.13	0.12	0.14	0.18	0.22
10	0.02	0.03	0.07	0.11	0.12	0.14	0.18	0.23
12	-0.00	0.01	0.05	0.09	0.10	0.12	0.16	0.23



A. Extension



B. Lateral bending

Figure 10. Posterolateral bulge in extension and lateral bending

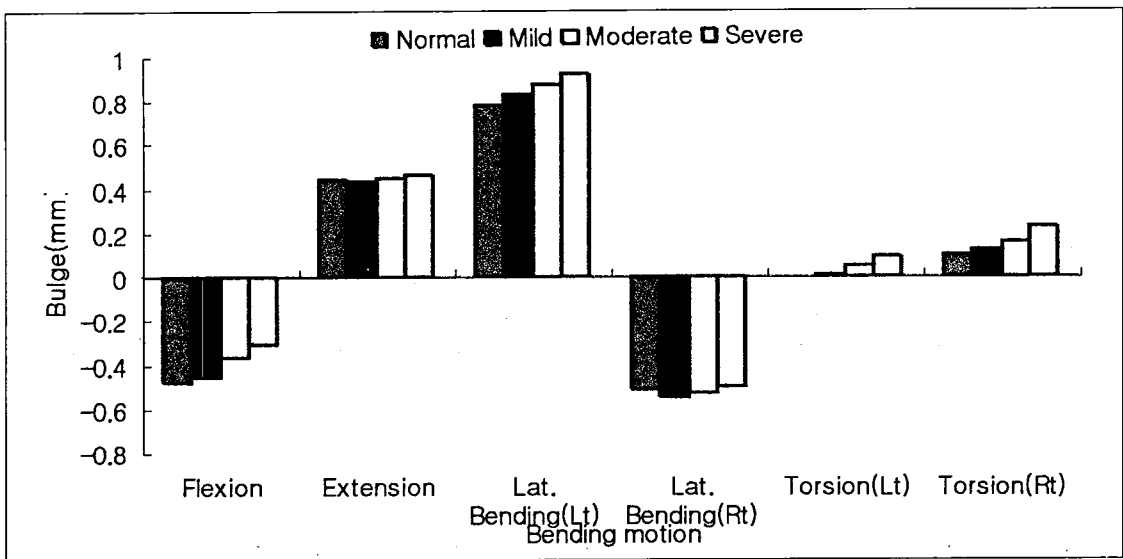
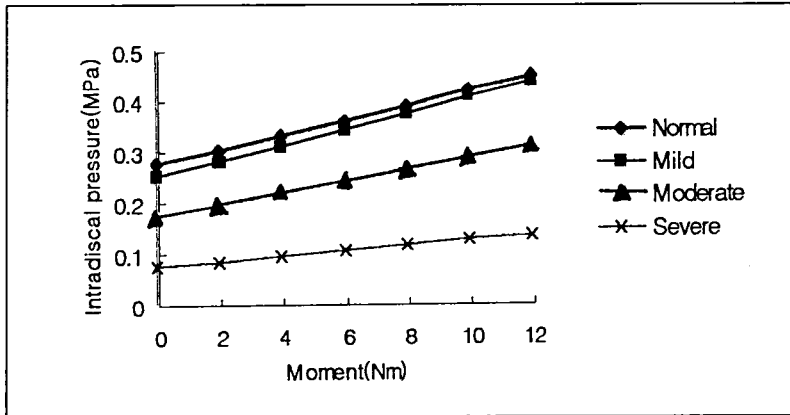


Figure 11. Posterolateral disc bulge in bending moment due to 12Nm

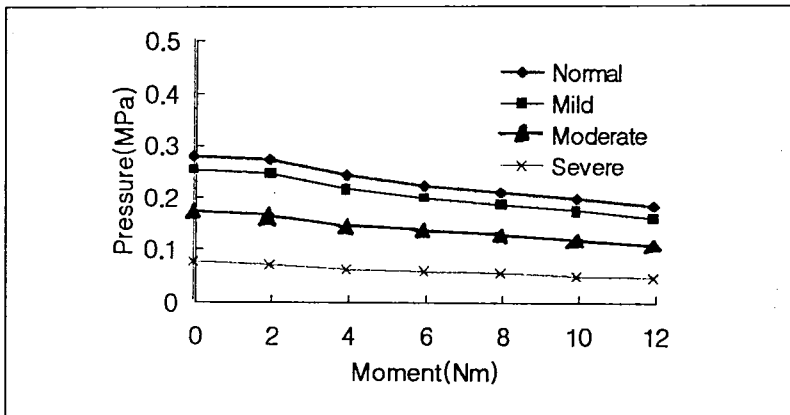
3) 추간판 내압

추간판의 초기압은 300N의 전하중(preload)에서 정상 0.276MPa, 경도 0.251MPa, 중등도 0.171MPa, 중도 0.076MPa이었다. 각 방향으로의 굽힘모멘트 하에서 추간판 내압은 모멘트의 증가에 따라 굴곡에서는 증가 신전에서는 감소하는 경향이 있다(Figure 12). 그러

나 외측굽힘, 비틀림에서는 거의 변화가 없었다. 정상에서 중도로 갈수록 그 기울기는 감소하였는데 굴곡의 경우 정상에서는 기울기가 14kPa/Nm이고 중도에서는 5kPa/Nm였다. 신전의 경우 기울기는 정상에서 8kPa/Nm이고 중도에서는 2.6kPa/Nm로 감소하였다. 즉 중도에서는 모멘트의 증가에도 불구하고 변화율이 감소하였다.



A. Flexion



B. Extension

Figure 12. Intradiscal pressure in flexion and extension

IV. 고 찰

본 연구는 추간판의 퇴행과 굽힘모멘트 사이의 관계를 생역학적으로 분석하기 위하여 가장 호발부위인 L4-5의 운동단위를 유한요소모델로 구현하였다. 유한요소분석 방법은 생체실험이 곤란한 경우에 생체역학적 특성을 예

측하는데 많이 사용되고 있으며 척추의 역학적 특성 분석에도 다양하게 사용되고 있다. Shirazi-Adl 등, 1984; Michael Lu 등, 1996). 국내에서도 이를 이용한 연구가 점차 증가하고 있는 실정이다(정준모 등, 1995; 이춘기 등, 1998). 그러나 유한요소 모델은 실제 모양과 정확히 일치시킬 수 없고 물성치 또한 문헌을 기초로 하

기 때문에 다양한 생체실험의 결과와 일치될 수는 없다. 단지 한 군의 특성을 나타내는데 제한된다.

척추의 생체역학적 특성은 기하학적 형태와 물성치에 의하여 영향을 받는다. 기하학적 형태는 특히 추간판의 높이와 종판(end-plate)의 비가 중요한 역할을 한다 (Michael Lu 등, 1996). 퇴행이 진행되면 추간판의 내압이 낮아지고 이로 인하여 추간판의 높이는 감소되고 골극형성으로 인한 횡단면은 증가하게 된다. 또한 추간판을 구성하고 있는 수핵과 섬유륜의 물성치는 척추의 역학적 특성에 대단히 중요한 영향을 미치게 된다. 그러나 본 연구는 퇴행의 진행과정에서 골극형성 등은 고려하지 않고 추간판의 내압 변화만을 고려하여 퇴행성 모델을 구축하였다. 퇴행의 가장 근본적인 요인이 내압 감소이기 때문에 Sato 등(1999)의 퇴행성 I-IV단계의 내압 비율로 조절하여 4단계 즉 정상, 경도, 중등도, 중도로 구분하여(Table 5) 각 단계에서의 생체역학적 특성 즉, 굽힘하중 하에서 척추의 유연성, 추간판 팽윤, 내압을 측정하였다. 따라서 아주 심한 퇴행의 단계 즉 골극이 형성되고 수핵이 섬유화한 단계의 특성을 파악하는데는 한계가 있으며 오히려 그 이전 단계에서의 특성 파악에 적절할 것이다..

1. 척추의 안정성

척추의 안정성을 평가하기 위하여 본 연구에서는 척추의 운동범위를 측정하였다. 척추의 안정성을 임상적으로 정의하거나 진단하는 방법에는 여러 이론들이 있다. 척추 불안정은 정상 척추에서 발생하는 것보다 심한 분절의 전위가 일어나는 것을 의미하며(Pope 등, 1985) 일반적으로 대부분 시상면 상에서 측정한다. 보다 최근의 이론은 Panjabi(1992)에 의해 제안된 Neutral zone의 개념으로 전형적인 척추의 하중-변위곡선(load-displacement curve)이 비선형이라는 것에 기초를 두고 있다. 아직도 안정성의 개념이나 진단이 논란이 있지만 굴곡-신전의 방사선 사진이 일반화되고 있다. 이러한 최대 운동범위의 방사선 사진은 척추 안정성 조절에 관여하는 수동적 안정 체계의 기능을 평가할 수는 있지만, 능동적이고 신경조절에 의한 Neutral zone에서의 안정성을 진단 할 수는 없는 단점이 있다. Neutral zone의 측정은 질적인 측정이라면, 운동범위의 측정은 양적인 측정인 것이다.

퇴행이 진행함으로써 수핵의 정수압적 성질은 감소되

고 하중지지가 효과적이지 못하며 이것은 추간판의 높이의 감소를 초래하고 섬유륜을 느슨하게 한다. 결과적으로 섬유륜의 느슨함은 척추의 유연성을 증가시키게 된다. 그러나 추간판 높이의 감소는 지지 횡단면과의 비가 감소하게 되어 오히려 유연성을 감소시키게 된다 (Michael Lu 등, 1996). 이러한 상반된 2가지 요인이 복합되어 퇴행성 변화시의 척추의 역학적 특성을 나타내게 된다.

내압이 정상인 경우에 굴곡이 가장 크고 다음이 신전, 외측굽힘, 비틀림 순이었으나 모멘트가 증가하면서 신전과 외측굽힘은 거의 차이가 없었다. 이러한 결과는 외측굽힘이 신전보다 운동범위가 크다는 Schultz 등(1979)과 Panjabi 등(1984)의 결과와는 차이가 있다. 그러나 Kapandji(1982)는 요추에서의 전체 운동범위가 신전이 30° 외측굽힘이 20-30°로 신전이 약간 크다는 결과와는 일치하고 있다. Schultz 등(1979)의 연구에서도 외측굽힘과 신전에서 대단히 큰 편차를 보이고 있어 개인차가 크다는 것을 의미한다. 신전의 경우 2Nm에서 기율이 감소하기 시작한 것은 이 지점에서 척추 후관절의 접촉으로 인하여 운동성이 감소된 것으로 판단된다.

퇴행과 변성과의 관계에서 굴곡, 외측굽힘, 비틀림에서는 변성정도가 증가할수록 운동범위가 증가하였다. 박승립 등(1977)은 자기공명영상에 의한 분류방법을 사용하여 퇴행이 진행할수록 1-3단계에서는 운동범위가 증가하나 4, 5단계에서는 감소하는 경향을 보이지만 통계학적으로 유의성은 없다고 하였다. Mimura 등(1994)은 방사선 사진을 이용하여 추간판의 높이, 골극 형성, 종판의 경화를 고려한 퇴행의 단계를 구분하여 퇴행이 진행할수록 굴곡-신전의 전체적인 운동범위와 외측굽힘은 감소, 측회전은 증가하며 특히 외측굽힘은 의미있게 감소하며 모든 경우에 NZR(neutral zone ratio: NZ/ROM)은 증가한다고 하였다. 본 연구는 내압만을 조절하고 골극이나 섬유륜의 물성치 등 다른 요인을 고려하지 않았기 때문에 아주 심한 퇴행단계를 나타낼 수는 없는 것으로 보인다. 운동범위만으로 척추의 안정성을 고려할 때 신전을 제외한 모든 방향으로의 안정성은 퇴행이 진행할수록 불안정한 것으로 나타났으며, 심한 퇴행에서는 운동범위가 감소되고 안정성이 증가하는 임상상황을 고려할 때 본 결과는 Kirkaldy-Willis와 Farfan(1982)의 역학적 관점에 기초하여 요추의 퇴행성 변화를 분류한 1-2단계인 일시적 기능장애와 운동성이 증가하는 불안정기, 즉 퇴행 초기나 중기의 상태를 나

타내는데 적절할 것으로 사료된다.

굴곡과 외측굽힘에서의 운동범위 증가는 이 방향으로의 안정성을 의심할 수 있으며 이를 방지하기 위하여는 척추의 과운동이 일어나지 않도록 유의하며, 척추의 안정성운동 즉 체간근육의 등척성 운동(isometric exercise)이나 콜셋같은 보호대나 보장구가 필요할 것으로 판단된다. 신전의 경우에 중도에서 운동범위가 오히려 감소한 것은 내압감소로 추간판의 높이가 낮아져 후관절의 접촉이 심해서 운동이 제한된 것으로 생각된다. 추간판의 높이가 낮아진 상태에서의 신전운동범위를 유지하기 위한 운동은 척추 후관절의 접촉력을 증가시켜 이 관절의 퇴행을 촉진하는 결과를 가져 올 수 있고 또한 추간공에서의 신경근의 압박을 일으킬 수 있으므로 과도한 신전은 피해야할 것으로 사료된다.

2. 추간판 후외측 팽륜

굽힘하중 하에서 팽륜은 후외측 방향을 기준으로 측정하였다. 이 부위는 인대에 의하여 보강되어 있지 않기 때문에 임상적으로 팽륜이나 수핵 탈출이 가장 흔한 곳이다.

본 연구에서 후외측 방향으로의 팽륜은 좌측 외측굽힘에서 동측에서 최대였다. 또한 중도로 진행할수록 팽륜의 크기는 증가하였는데 12Nm에서 정상과 중도의 차이가 0.14mm로 최대였다. 이러한 결과는 Lin 등(1978)과 Reuber 등(1982)의 결과와도 일치하고 있다. Reuber 등(1982)은 퇴행 1-2단계에 해당하는 수분을 함유한 분절에서 후외측부의 팽륜은 외측굽힘에서 가장 크고, 퇴행 3-4단계에 해당하는 수분을 함유하지 않은 분절에서의 팽륜은 1-2단계의 퇴행에서 보다 약 2배 정도 크다고 하였다. Lin 등(1978)도 축하중이나 편하중에서 정상이거나 약간 퇴행된 추간판에서보다 심하게 퇴행된 추간판에서의 팽륜이 크다고 하였다. 이처럼 퇴행된 추간판에서 팽륜이 크게 나타나는 것은 내압감소로 인하여 섬유륜이 정상 추간판에서보다 높은 하중을 받고, 추간판의 높이가 낮아지고 또한 섬유륜의 기울기의 변화가 팽륜에 영향을 주기 때문이다(Shirazi-Adl 등, 1984).

각각의 굽힘모멘트에서 팽륜은 전이(translation)가 일어나는 방향과 관계가 있다. 전이는 굴곡에서는 전방으로, 신전에서는 후방으로, 외측굽힘에서는 동측으로 일어나고, 비틀림에서는 거의 일어나지 않는다(Schultz

등, 1979). 따라서 팽륜도 전이가 일어나는 방향에서는 증가하고 그 반대편에서는 감소하게 된다. 이러한 성향에 따라 후외측부의 팽륜도 굽힘모멘트가 증가할수록 굴곡에서는 감소, 신전에서는 증가, 외측굽힘에서 동측에서는 증가 반대편에서는 감소하고, 비틀림에서 팽륜은 거의 변화가 나타나지 않은 것으로 판단된다.

후외측으로의 추간판 팽륜은 추간공을 침범하게 된다. Gill과 Mason(1998)은 L4-5에서 척추 추간공의 최소한의 공간은 직경이 4.3mm 이상은 되어야 한다고 하였다. 굽힘모멘트 하에서의 추간공의 크기는 신전에서는 감소하고 굴곡에서는 증가한다. 이러한 결과로 신경근은 중립자세나 굴곡에서보다 신전 시에 추간공에서 압박을 받는 것으로 확인되었다(Inufusa 등, 1996).

본 연구에서 외측굽힘과 신전에서 팽륜이 크게 나타났는데 외측굽힘은 동측, 신전은 양측의 추간공의 크기를 감소시키고 이러한 상태에서 후외측으로의 팽륜의 증가는 신경근의 압박 위험을 더욱 높이는 요인이 되리라 믿는다. 또한 비틀림에서 동측의 후외측 팽륜은 굽힘하중 증가보다는 내압 감소 정도에 따른 즉 중도에서 팽륜이 증가하기 때문에 이러한 상태에서의 비틀림 하중은 동통의 요인이 될수 있을 것이다. 따라서 신경근의 압박을 감소시키기 위하여 외측굽힘과 신전, 비틀림 운동은 주의 깊게 선택되어야 할 것이다.

3. 추간판 내압

추간판의 내압은 굴곡에서 가장 높았고 신전에서는 감소하였다. 이러한 결과는 Schultz 등(1979)과 Sato 등(1999)의 신전에서 약간의 증가가 있다는 결과와는 차이가 있었다. 그러나 Goel과 Clausen(1998)은 압축하중만 적용할 때 추간판에서 하중의 88%, 척추후관절에서 각각 6%를 지지하는데 반하여, 신전에서는 추간판에서 14% 척추 후관절에서 각각 51%의 하중을 지지한다고 하였다. 신전하중이 증가할수록 신전의 운동범위가 크지고 척추 후관절의 하중 지지율이 높아지기 때문에 추간판에서의 내압은 감소되는 것으로 사료된다.

추간판은 수핵과 섬유륜으로 구성되어 있고 정상인 경우는 대부분의 하중이 수핵에 의해 지지되지만 중도로 갈수록 수핵의 내압감소로 수핵의 하중지지율이 낮아지고 대신에 상당 부분이 섬유륜을 통하여 전달된다. 따라서 퇴행이 중도로 진행할수록 굴곡, 신전 모든 경우에 내압의 변화율(기울기)이 감소한 것으로 사료된다.

4. 임상적 의의

퇴행이 진행할수록 즉 내압이 감소할수록 굽힘하중에서 척추운동범위가 외측굽힘과 굴곡에서 증가하고, 팽윤은 후외측부로의 팽윤이 외측굽힘과 신전에서 증가하는 경향이 있었다. 이는 팽윤이나 운동범위가 척추 운동단위의 구조와도 관련이 있기 때문이다. 외측굽힘과 굴곡의 운동범위 증가로 인한 불안정을 해소하는 방법으로는 운동범위의 끝 부분까지의 운동은 피하며 체간의 안정성을 유지하기 위한 체간근육 특히 복근이나 척추기립근을 포함한 외측 복근 등의 등척성 운동이 적당한 방법이라 제의한다. 불안정이 심한 경우는 corset이나 보조기를 착용하는 것도 고려할 수 있을 것이다.

신전의 운동성을 유지하기 위한 운동 시에는 팽윤의 증가, 추간공의 좁아짐으로 인한 신경근의 압박이 신전에서 잘 일어나기 때문에 압축하중이 최소화되는 자세에서 시행하는 것이 바람직한 것으로 판단된다. 또한 비틀림은 내압이 감소된 중도의 경우 팽윤의 증가가 나타나므로 환측으로의 비틀림 운동은 주의를 요한다.

추간판의 퇴행성 질환은 내압이 점차로 감소하는 단계로 진행하면서 역학적 특성의 변화를 나타내기 때문에 획일적인 치료전략보다는 그 때의 특성을 정확히 파악하여 적합한 치료방침을 설정하여야 할 것으로 사료된다.

V. 요약 및 결론

본 연구에서는 추간판의 퇴행으로 인한 추간판 내압의 단계별 감소가 생체역학적 거동에 어떠한 영향을 미치는지 예측하기 위하여 L4-5 운동단위를 유한요소 해석법을 사용하여 분석하였다. 추간판 내압은 정상 135kPa, 경도 107kPa, 중등도 47kPa, 중도 15kPa이 되도록 수핵의 탄성계수(Young's modulus)를 정상 1MPa, 경도 0.2MPa, 중등도 0.035MPa, 중도 0.0078MPa로 조절하여 4단계로 구분하여 처리하였다. 각각의 300N의 전하중 상태에서 굴곡, 신전, 외측굽힘, 비틀림 방향으로 굽힘하중을 가하여 척추의 운동범위, 추간판 팽윤, 내압의 변화를 측정하였다. 그 결과는 다음과 같다.

첫째, 운동범위는 굴곡이 가장 크고 비틀림에서 가장 적었다. 중도로 갈수록 굴곡과 외측굽힘에서는 운동범위의 증가가 있었다. 그러나 신전에서는 감소하였다. 둘째, 후외측부 팽윤은 외측굽힘과 신전에서 증가하였다. 중도

로 갈수록 증가율은 외측굽힘에서 높게 나타났다. 셋째, 내압은 굽힘하중 증가에 따라 굴곡에서는 증가 신전에서는 감소하였다. 중도로 갈수록 모든 경우에 증가율이 감소하였다.

결론적으로 퇴행성 추간판에서의 내압의 감소는 굽힘하중에 대한 생체역학적 변화를 가져오게 된다. 이로 인한 팽윤의 증가, 척추운동의 불안정성 등으로 인하여 임상적으로 통증을 유발하고 기능장애의 요인이 될 수 있다. 그러므로 획일적인 치료방법이 아니라 진행상태에 적합한 환자의 증상을 완화시킬 수 있는 치료방법이나 일상동작이 강구되어야 할 것으로 생각한다.

본 연구에서는 추간판 퇴행의 요인으로 내압감소만을 고려하였기 때문에 퇴행의 심한 단계는 나타낼 수가 없었다. 따라서 앞으로의 연구는 섬유륜의 변성, 골극 형성, 척추후관절의 문제가 복합된 심한 퇴행에서의 생체역학적 연구가 수행되어야 할 것으로 사료된다.

< 참고 문헌 >

- 김남현, 문성환, 이환모 등 : 정상 한국인의 척추 체위 및 형태 변이, 대한정형외과학회지, 33(7), 1611-1619, 1998.
- 박병철, 오창욱, 민우기 : 한국 성인의 요추 및 추체간 공간의 해부학적 형태계측, 대한척추외과학회지, 6(1), 34-40, 1999.
- 박승림, 김형수, 강준순 등 : 요추부 추간판 퇴행성 변화와 분절 불안정성, 대한척추외과학회지, 4(2), 281-290, 1997.
- 이춘기, 염진섭, 김영은 등 : 삼차원 유한요소모델을 이용한 전체 경추의 정적 하중상태에서의 생역학적 특성 분석, 대한정형외과학회지, 33(7), 1889-1896, 1998.
- 정준모, 이춘기, 김영은 등 : 비선형 3차원 유한요소 모델을 이용한 동적 충격하중 상태에서 요추의 응력분포의 해석, 대한정형외과학회지, 30(4), 795-807, 1995.
- Acaroglu ER, Iatridis JC, Setton LA et al. : Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar annulus fibrosus, Spine, 20(24), 2690-2701, 1995.
- Adams MA, Dolan P : Could sudden increases in

- physical activity cause degeneration of intervertebral discs?, *Lancet*, 350, 734-735, 1997.
- Battie MC, Videman T, Gibbons LE et al : Determinants of lumbar disc degeneration, *Spine*, 20(24), 2601-2612, 1995.
- Brinckmann P, Grootenboer H : Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy, *Spine*, 16(6), 641-646, 1991.
- Burton AK, Battie MC, Gibbons L et al. : Lumbar disc degeneration and sagittal flexibility, *J Spinal Disorders*, 9(5), 418-424, 1996.
- Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH et al. : The effect of torsion on the lumbar intervertebral joint, *J Bone Joint Surg*, 52(3), 468-497, 1970.
- Gilad I, Nissan M : A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine, *Spine*, 11(2), 154-157, 1986.
- Gill TJ, Mason MD : Assessment of neuroforaminal decompression in degenerative spinal stenosis, *Clinical orthopaedics and related research*, 348, 135-139, 1998.
- Goel VK, Clausen JD : Prediction of load shearing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach, *Spine*, 23(6), 684-691, 1998.
- Goel VK, Lim TH, Gwon J et al. : Effects of rigidity of an internal fixation device: A comprehensive biomechanical investigation, *Spine*, 16(3), S155-S161, 1991.
- Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG et al. : Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc, *Spine*, 20(6), 689-698, 1995.
- Goel VK, Ramirez SA, Kong W et al. : Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine: Application of bone adaptive remodeling concepts, *J Biomech Eng*, 117, 266-271, 1995.
- Inufusa A, An HS, Lim TH : Anatomic changes of the spinal canal and intervertebral foramen associated with flexion-extension movement, *Spine*, 21(21), 2412-2420, 1996.
- Kapandji IA : *The physiology of the joints*, Churchill Livingstone, 115-117, 1982.
- Kim Y : The mechanical sensitivity at interfaces between bone and interbody cage of lumbar spine segments, *J Biomed Eng Res*, 21(3), 295-301, 2000.
- Kim YE, Goel VK, Weinstein JN et al. : Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode, *Spine*, 16(3), 331-335, 1991.
- Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF : Instability of the lumbar spine, *Clin Orthop*, 165, 110-123, 1982.
- Kurowski P, Kubo A : The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae, *Spine*, 11(7), 726-731, 1986.
- Lin HS, Liu YK, Adams KH et al. : Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading, *J Bone Joint Surg*, 60(1), 41-55, 1978.
- Michael Lu Y, Hutton WC, Gharpuray VM : Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc?, *Spine*, 21(19), 2208-2217, 1996.
- Luoma K, Riihimaki H, Raininko R et al. : Lumbar disc degeneration in relation to occupation, *Scand J Work Environ Health*, 24(5), 358-366, 1998.
- Markolf KL, Morris JM : The structural component of the intervertebral disc, *J Bone Joint Surg*, 56-A(4), 675-687, 1974.
- Matsui H, Kanamori M, Ishihara H et al. : Familial predisposition for lumbar degenerative disc disease, *Spine*, 23(9), 1029-1034, 1998.
- McGregor AH, Cattermole HR, Hughes SPF : Spinal motion in lumbar degenerative disc disease, *J Bone Joint Surg*, 80-B(6), 1009-

- 1013, 1998.
- Mimura M, Panjabi MM, Oxiand TR et al. : Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine, *Spine*, 19(12), 1371-1380, 1994.
- Nachemson A : Lumbar intradiscal pressure, *Acta Orthop Scand(Suppl)*, 43, 1-104, 1960.
- Natarajan RN, Andersson GBJ : The influence of lumbar disc height and cross sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading, *Spine*, 24(18), 1873-1881, 1999.
- Panjabi MM, Goel V, Oxland T et al. : Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy, *Spine*, 17(3), 299-306, 1992.
- Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ : Effect of disc injury on mechanical behavior of the human spine, *Spine*, 9(7), 707-713, 1984.
- Panjabi MM, : The stabilizing of system of the spine: Part II : Neutral zone and instability hypothesis, *J Spinal Disorder*, 5, 390-396, 1992.
- Pope MH, Panjabi MM : Biomechanical definitions of spinal instability, *Spine*, 10, 255-256, 1985.
- Reuber M, Schultz A, Denis F et al. : Bulging of lumbar intervertebral discs, *J Biomech Eng*, 104, 187-192, 1982.
- Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T : In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patient with ongoing back problem, *Spine*, 24(23), 2468-2474, 1999.
- Schultz AB, Warwick DN, Berkson MH et al. : Mechanical properties of human lumbar spine motion segments: Part I : Responses in flexion, extension, lateral bending, and torsion, *J Biomech Eng*, 101, 46-52, 1979.
- Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM : Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, *Spine*, 9(2), 120-134, 1984.
- Snyder B, Piazza S, Edwards W et al. : Role trabecular morphology in the etiology of age-related vertebral fractures, *Calcif Tissue Int*, 53(S1), S14-S22, 1993.