

## 퇴행성으로 인한 추간판의 생체역학적 거동에 대한 분석

부산 가톨릭대학 물리치료학과

이 현 옥

인제대학교 의용공학과

이 성 재

인제대학교 의용공학과

신 정 옥

인제대학교 의용공학과 석사과정

신 태 진

## Effects of Disc Degeneration on Biomechanical Behaviors of the Intervertebral Disc: A Biomechanical Analysis

Lee, Hyun-Ok, M.S.

Dept. of Physical Therapy, Pusan Catholic University

Lee, Sung-Jae, Ph.D

Dept. of Biomedical Engineering, Inje University

Shin, Jung-Woog, Ph.D

Dept. of Biomedical Engineering, Inje University

Shin, Tae-Jin, BS

Dept. of Biomedical Engineering, Inje University

### <Abstract>

The purpose of this study was to analyse the effects of disc degeneration on the biomechanical behaviors of the intervertebral disc in term of axial displacement, intradiscal pressure, disc bulge at the L4-L5 functional spinal unit(FSU). The degeneration is divided 4 grade by initial intradiscal pressure: normal: 135kPa, mild: 107kPa, moderate: 47kPa, severe: 15kPa.

The predicted results were follows:

1. The magnitude of the bulge is found to be maximum at the anterior, minimum at the postero-lateral portion. The bulge of lateral, postero-lateral is found to be maximum in severe grade, followed by moderate, mild, normal grade.

2. The displacement was increased with increasing compressive load in all four grades. The stiffness of disc was found to be reduced by progressing from normal to severe grade.

3. The intradiscal pressure was increased nearly linearly with increasing compressive load in normal and mild grade. But the increasing rate in moderate and severe grade was showed apparently different from normal and mild grade. Specially, it was increased very slightly in severe grade.

In conclusion, decreased intradiscal pressure resulted in increase of axial displacement and disc bulge with compressive load increasing, these may compromise the nerve root impingement or irritation. Therefore posture and activities must be focus to reduce compressive load applied on the back or disc.

\* 본 논문은 1999년도 부산가톨릭대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었음.

## I. 서론

추간판 질환은 현대인에게 가장 흔한 허리 통증을 일으키는 요인 중의 하나로 생애 어느 시기에든 올 수 있고 때로는 어린이에게도 나타난다. 추간판 질환의 병력을 단정할 수는 없지만 역학적 조사와 생체 역학적 연구는 역학적 요인이 중요한 원인이라는 것을 보여주고 있다(Nachemson, 1976). 추간판 질환 중의 하나인 추간판의 퇴행성 변화는 일차적으로 노화가 주된 원인으로 알려져 있고(Acaroglu 등, 1995; Battie 등 1995). 그 외 요인은 정확하게 밝혀진 바가 없으며 L4-5, L5-S1에서 호발한다(Matsui 등, 1998). 평균 수명의 연장으로 인한 노인 인구의 증가로 이러한 퇴행성 질환의 관심이 더욱 높아지고 있는 실정이다. 따라서 퇴행성 추간판에 관한 역학적 특성을 파악하는 것은 추간판의 생리적 특성과 함께 이 질환을 이해하는데 도움을 줄 수 있다. 즉 압축하중과 추체의 수직 변위, 척추의 유연성, 추간판 팽윤은 추간공의 크기와 추간공에서의 신경근 압박과 관련이 있어 임상적으로 요통과 밀접한 연관성이 있다. 또한 이러한 역학적 분석은 환자의 자세유지나 운동방법, 운동강도, 척추고정을 위한 보조기 착용유무, 수술결정 등에 중요한 자료로 활용될 수 있다.

추간판의 퇴행성에 관한 연구로는 역학적 조사연구(Battie 등 1995; Adams와 Dolan, 1997; Luoma 등, 1998)와 퇴행과정을 예측하기 위한 연구(Farfan 등, 1970; Lin 등, 1978), 추간판의 퇴행과 유연성간의 관계(Panjabi 등, 1984; Mimura 등, 1994; Burton 등, 1996), 퇴행의 각 단계별 추간판 내압의 측정(Sato 등, 1999), 추간판 팽윤(Markolf와 Morris, 1974; Reuber 등, 1982), 추간판의 퇴행이 인접한 추간판에 미치는 영향(Kim 등, 1991), 추체를 통한 하중 전달의 변화(Kurowski와 Kubo, 1986) 등이 있다. 추간판은 퇴행이 진행할수록 그 내압이 감소한다(Sato 등, 1999). Brinkmann 등(1991)은 수핵을 제거할수록 추간판의 내압은 떨어지고, 추간판의 높이는 낮아지며 추간판의 팽윤은 증가한다고 보고하였다. 추간판 팽윤을 방지하기 위하여는 수핵을 싸고 있는 섬유륜의 높은 인장력이 유지되어야 하며 이 인장력은 추간판 내압에 의해 제공된다. 즉 추간판 내압이 높아지면 추간판의 팽윤이 적어지고 내압이 낮아지면 팽윤이 증가한다. 또한 내압은 단면적에 대한 추간판 높이의 비가 증가하면 같은 하중에서 약간 감소한다(Lu 등, 1996). Reuber 등(1982)은 요추의 팽윤 측정에서 하중이 증가하면 추간

판 내압과 팽윤은 증가하나 둘 사이의 관계는 알 수 없고, 후부의 팽윤이 가장 적다고 하였으며 수핵을 함유하지 않은 운동분절에서의 팽윤은 수핵을 함유한 운동분절에서보다 현저한 팽윤의 증가가 있다고 보고하였다. Shirazi-ADL 등(1984)은 추간판의 팽윤은 전부, 후부가 의측이나 후의측보다 크다고 하여 위의 연구와 차이를 보이고 있다. 퇴행성 추간판의 유한요소 모델 구현에서 일부 연구에서는 추간판 퇴행의 내압 감소를 수핵이 비어있는 것으로(Shirazi-ADL 등, 1984) 혹은 섬유성 물질로(Kim 등, 1991) 처리하였는데 이는 수핵이 원래의 성질을 완전히 상실한 상태를 나타내게 된다.

위의 연구에서처럼 추간판 퇴행의 주된 원인은 노화로 나이가 들어감에 따라 서서히 내압이 감소하고 이는 추체 변위, 팽윤 등 생체역학적 거동에 영향을 주게 된다. 실험적 연구에서는 추간판 내압보다는 주로 MRI나 X-ray를 이용한 임상적 기준에 준하여 퇴행의 단계를 분류하였기 때문에 골극형성, 추체 간격, 연골판의 경화 등 복합적 요인이 포함되어 있고, 유한요소 모델에서는 추간판 내압 감소를 수핵이 비어있는 것으로 혹은 섬유성 물질로 처리하여 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 생체역학적 거동에 어떠한 영향을 미치는지 파악하여 퇴행성 환자의 척추운동에 활용하고자 한다. 구체적인 목적은 다음과 같다.

첫째, 요추 L4-5 운동단위의 유한요소 모델을 개발하고, 둘째, 추간판 내압의 단계별 감소에 대한 역학적 거동을 압축하중과 수직 변위 관계, 압축하중과 내압 관계, 압축하중과 부위별 팽윤 관계에서 분석하며 이를 토대로 척추 퇴행성 질환의 치료방안을 제시하고자 한다.

## II. 연구 재료 및 방법

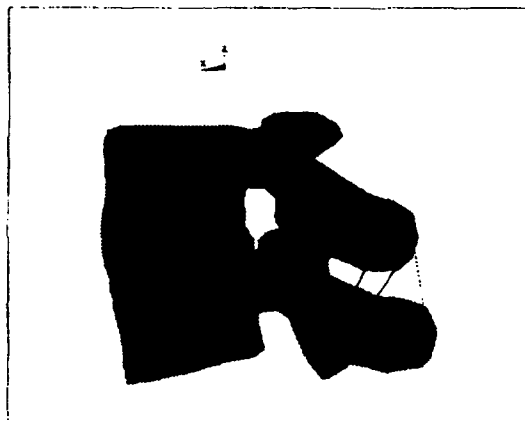
### 1. L4-5 유한요소 모델의 구현

L4-5 운동분절을 구현하기 위해 먼저, View Point Data Labs International Inc.에서 제공된 3차원 기하

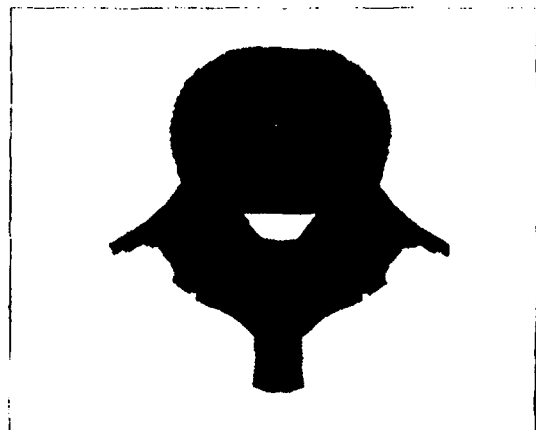
학적 형상을 이용하여 8절점 6면체 요소로 구성된 L4의 유한요소 모델을 구현하였다. 해부학적 자료(Panjabi 등, 1992)를 근거로 L4의 크기를 전후방(antero-posterior: A-P), 내외측(medio-lateral: M-L), 상하(supero-inferior: S-I) 방향으로 각각 조절하여 L5의 유한요소 모델을 구현하였다(Table 1). 구현된 L4와 L5의 유한요소 모델을 기존 문헌(Gilad 등, 1992, 김남현 등 1998)에 근거하여 추간판의 전방, 후방 높이가 각각 12mm, 7.5mm가 되도록 각 추체를 조절한 후, L4의 하단면과 L5의 상위면을 연결하여 L4-5 운동분절의 유한요소 모델을 재현하였다. 추간판의 초기 팽윤을 재현하기 위하여 기존문헌(방병철 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 섬유륜의 복합체로 나누었으며 각각 196개, 288개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 정상적인 수핵의 경우 추간판 부피의 30~50%를 차지하며 젤(gel) 상태의 기계적 성질을 가지므로, 본 연구에서는 수핵을 42%의 부피를 차지하도록 하였으며 Poisson비를 0.49로 하여 비

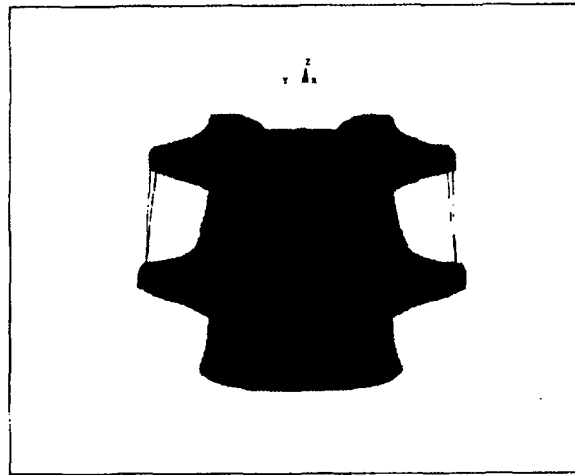
압축성 성질을 유사하게 재현하였다. 섬유륜은 실제로 8에서 12겹의 띠 형태로 되어 있으므로, 이를 재현하기 위하여 8개의 섬유대가 기저층에 포함되어 있는 형태로 모델링하였으며, 각 섬유대의 교원질 섬유는 밧줄요소를 이용하여 25~30°의 각도로 각 층마다 엇갈린 형태로 삽입하였다. 그리고 각 교원질 섬유는 전체 디스크 부피의 17%를 차지하도록 하였으며 각 층에 해당하는 섬유의 물성치는 모두 동일한 값을, 섬유의 단면적은 내부층으로 갈수록 감소되도록 하였다(Shirazi-Adl 등, 1984; Goel 등, 1991)(Table 2). 척추후관절면은 횡단면, 시상면에 대해 각각 72°를 기울였으며 관절에서의 접촉현상은 70개의 표면 접촉 요소를 이용하여 구성하였다. 상·하 연골면의 미끄러짐을 재현하기 위하여 접촉요소에 0.01의 마찰계수를 부여하였으며(Goel과 Monroe 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 밧줄 요소로 구성하였다. 밧줄 요소는 인장시에만 영향을 미치는 생리학적 특성을 나타내도록 기존문헌(Goel 등, 1995; Kim, 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. 물성치는 Shirazi-ADL 등(1984)과 Goel 등(1991), Goel과 Monroe 등(1995), Goel과 Ramirez 등(1995)의 기존문헌을 참조하였으며, 각 요소에 사용된 요소의 종류와 물성치를 Table 3에 나타내었다.



A) Lateral view



B) Superior View



C) Posterior view

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

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

Table 2. Material properties and 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

## 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 나타

낸 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 각 단계별로 조절하였으며 이를 Table 5에 나타내었다.

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

Material	Element type	Young's Modulus(E) (MPa)	Poisson's Ratio( $\nu$ )	Cross Sectional Area (mm <sup>2</sup> )
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 link element	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 surface	contact 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

**Table 4. Intradiscal pressure and ratio in relation to the grade of degeneration by Sato et al.**

	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(Markolf 등, 1974; Lu 등, 1996; 정준모 등, 1995)과 유사한 하중조건 및 구속조건을 재현하였다. 먼저, 모델의 최상위 면을 횡단면과 평행하도록 조절한

후 최하단면에 위치한 모든 절점들을 모든 방향에 대해서 구속하였다. 압축하중은 추체 상위면 전체의 절점을 동일하게 변위시켜 적용하였다. 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

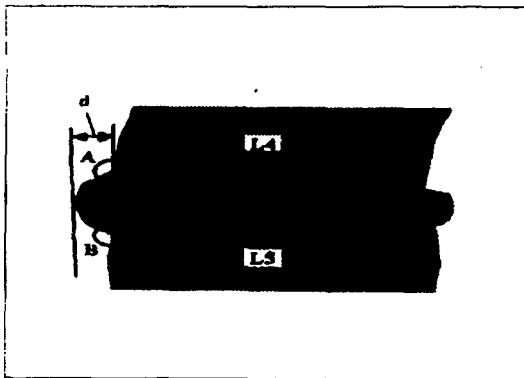


Fig 2. The measurement of the disc bulge(d: disc bulge; A: the point on the inferior endplate of L4; B: the point on the superior endplate of L5)

대한 추체의 수직 변위, 추간판 내압, 후외측 팽륜을 기준으로 검증을 실시하였고, 정상과 3개의 퇴행성 모델 간의 생체역학적 거동을 비교분석하기 위하여 압축하중에 대한 추체의 수직 변위, 추간판 내압, 전, 후, 외측, 후외측 팽륜을 구하였다. 수직 변위량은 압축 하중이 가해졌을 때 L4 상위면이 수직으로 이동한 거리를 측정하였고, 수핵의 내부압력은 수핵 부분에 해당하는 모든 절점에서의 응력을 평균한 값으로 산출하였다. 추간판 팽륜은 L4의 추체 하단면과 L5의 추체 상위면의 전방, 후방, 외측, 그리고 후외측부에서의 양 끝점을 연결한 직선에 대해서 수직 방향으로 가장 멀리 있는 절점의 거리를 계산하여 산출하였다(Fig 2, 3).

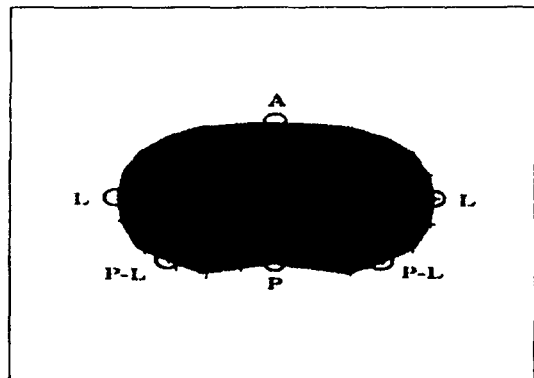


Fig 3. Points on the endplate of L4 and L5 for the measurement of the disc bulge(A: anterior; P: posterior; L: lateral; P-L: postero-lateral).

### Ⅲ. 결 과

#### 1. 모델검증

본 연구에서 개발한 척추 운동단위 L4-5 정상 모델을 검증한 결과는 다음과 같다. 압축하중과 L4 추체의 수직 변위와의 관계는 Shrazi-ADL 등(1984)과 Kim 등(1991)의 유한요소 모델보다는 변위가 적었으나 Markolf 등(1974)과 Lin 등(1978)의 실험결과와 비교할 때 높은 하중에서는 변위가 약간 크게 나타나는 경향이 있다(Fig 4). 또한 하중이 증가할수록 변위가 비선형적으로 증가하는 특징을 보여 다른 연구결과와 일치하고 있음을 알 수 있다. 압축하중에 따른 추간판 내압의 변화

는 수핵을 구성하는 각 요소들의 평균값이고 거의 일차 함수적으로 증가하였으며 다른 연구결과와 유사하였다(Fig 5). 추간판 팽륜은 Reuber(1982)의 실험치와 Lu 등(1996)의 유한요소 모델 결과를 기초로 후외측방향의 팽륜을 비교하였다. 후외측으로의 팽륜은 압축하중의 증가에 따라 증가하였고 비선형적인 특성을 보였다. 이는 Lu 등(1996)의 결과보다는 팽륜이 약간 적었으나 Reuber 등(1982)의 좌우 후외측팽륜의 실험치 범위내의 변화를 보였고 팽륜 경향 또한 일치하였다(Fig 6).

위의 검증 결과로 볼 때 본 연구에서 개발한 유한요소 모델은 요추 운동단위에 가해지는 압축하중에 대한 생체역학적 특성을 예견하는데 충분하다고 판단된다.

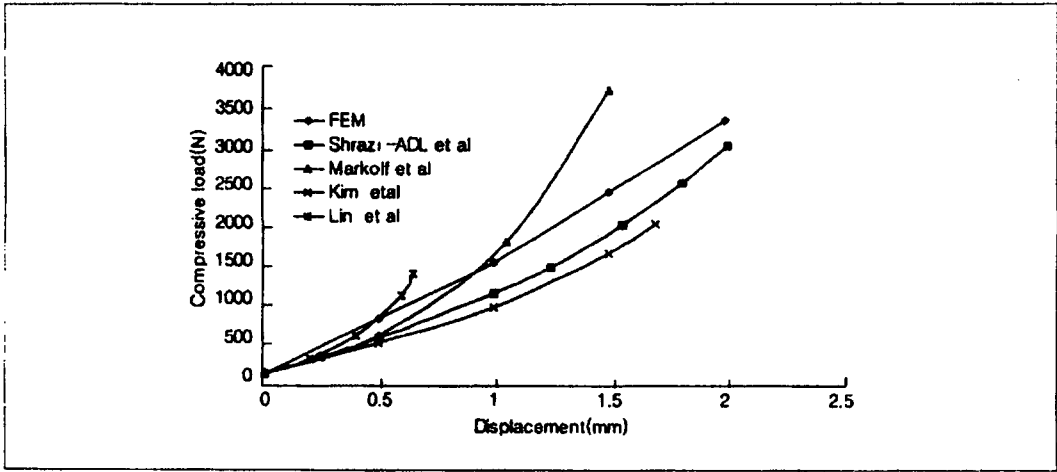


Figure 4. Compressive load-displacement

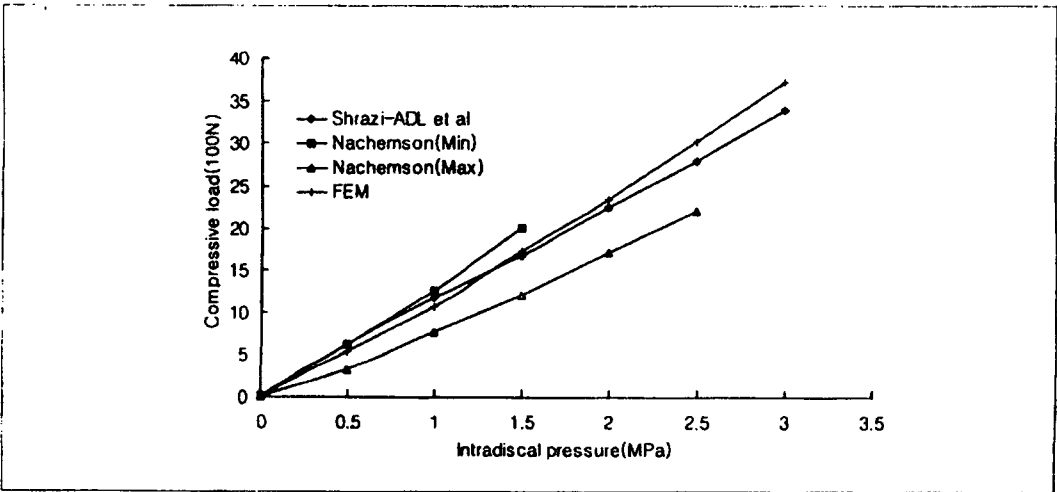


Figure 5. Compressive load-intradiscal pressure

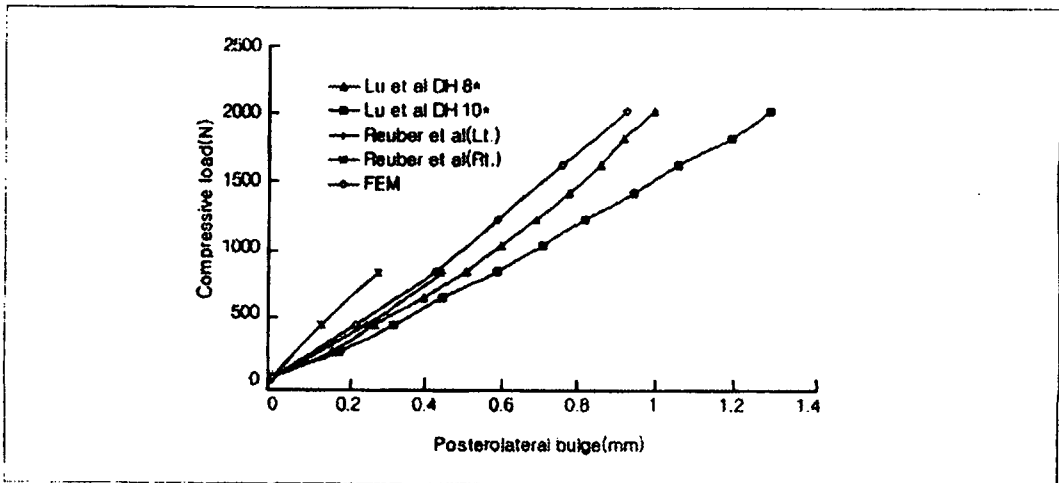


Figure 6. Compressive load-posterolateral bulge(\* Lu et al: disc height 8, 10mm)

## 2. 추간판 내압의 감소에 대한 역학적 특성 분석

### 1) 압축하중과 팽륜

정상 추간판에서 압축하중과 팽륜과의 관계는 Table 6과 같다. 모든 부위에서 하중이 증가할수록 팽륜의 크기는 증가하였다. 특히 전부와 후부가 500N, 3000N에서 각각 0.48, 2.91mm와 0.45, 2.49mm로 외측부, 후외측부 0.26, 1.54mm와 0.27, 1.36mm에 비하여 팽륜이 크게 나타났다. 각 하중에 대한 부위별 팽륜의 크기는 전부, 후부, 외측부, 후외측부 순이었다. 경도, 중정

도, 중도의 경우에도 부위별 팽륜의 크기는 전부, 후부, 외측부, 후외측부 순으로 정상과 차이가 없었다.

각 부위 별 압축하중에 대한 팽륜의 크기는 팽륜이 큰 순서로 전부는 경도, 중등도, 중도, 정상 순이고, 후부는 경도, 중정도, 정상, 중도 순이었다. 외측부와 후외측부의 팽륜은 중도, 중정도, 경도, 정상 순이었다. 전부와 후부는 3000N에서 팽륜의 폭이 0.51mm와 0.34mm 차이를 보이며 중등도에서 최대였다. 그러나 외측부와 후외측부의 팽륜의 폭은 0.80mm, 0.74mm로 팽륜의 폭이 증가하였고 중도에서 최대였다.

Table 6. Compressive load-disc bulge

Compressive load (N)	Bulge(mm)							
	Normal				Mild			
	Anterior	Posterior	Lateral	Postero-lateral	Anterior	Posterior	Lateral	Postero-lateral
500	0.48	0.45	0.26	0.26	0.57	0.49	0.30	0.29
1000	0.95	0.91	0.53	0.51	1.14	0.99	0.60	0.58
1500	1.44	1.33	0.79	0.74	1.71	1.40	0.90	0.82
2000	1.93	1.71	1.04	0.95	2.22	1.81	1.18	1.06
2500	2.42	2.09	1.29	1.15	2.85	2.22	1.47	1.30
3000	2.91	2.49	1.54	1.36	3.42	2.63	1.75	1.53

Table 6. Compressive load-disc bulge

Compressive load (N)	Bulge(mm)							
	Moderate				Server			
	Anterior	Posterior	Lateral	Postero-lateral	Anterior	Posterior	Lateral	Postero-lateral
500	0.55	0.49	0.36	0.36	0.50	0.48	0.43	0.44
1000	1.11	0.93	0.72	0.69	1.01	0.86	0.83	0.79
1500	1.66	1.33	1.06	0.97	1.52	1.22	1.21	1.12
2000	2.22	1.72	1.40	1.25	2.02	1.58	1.59	1.45
2500	2.77	2.12	1.73	1.53	2.52	1.93	1.97	1.77
3000	3.31	2.51	2.06	1.80	3.01	2.29	2.34	2.10

### 2) 압축하중과 추체의 수직변위

추간판 내압을 정상(normal), 경도(mild), 중등도(moderate), 중도(sever)의 4가지로 조절한 상태(Table 5)에서 압축하중과 변위와의 관계를 검사한 결과를 Figure 7에 나타내었다. 하중이 증가함에 따라 변위는 증가하였으며 초기 추간판의 내압이 적을수록 변위는 증가하였다. 정상적인 내압의 경우 0.5, 1, 1.5, 2,

2.5mm의 변위를 일으키는데 필요한 하중은 각각 723.9, 1447.7, 2380.4, 3329.2, 4290.4N이고 내압이 가장 감소된 중도에서는 303.4, 606.8, 1123.4, 1652.2, 2193.0N으로 정상에 비하여 41.1-51.1%, 평균 46.34%가 감소하였다. 또한 작은 하중에서는 정상과 중도의 변위 차이가 별로 없으나 하중이 증가할수록 그 차이가 크게 나타나고 있다.



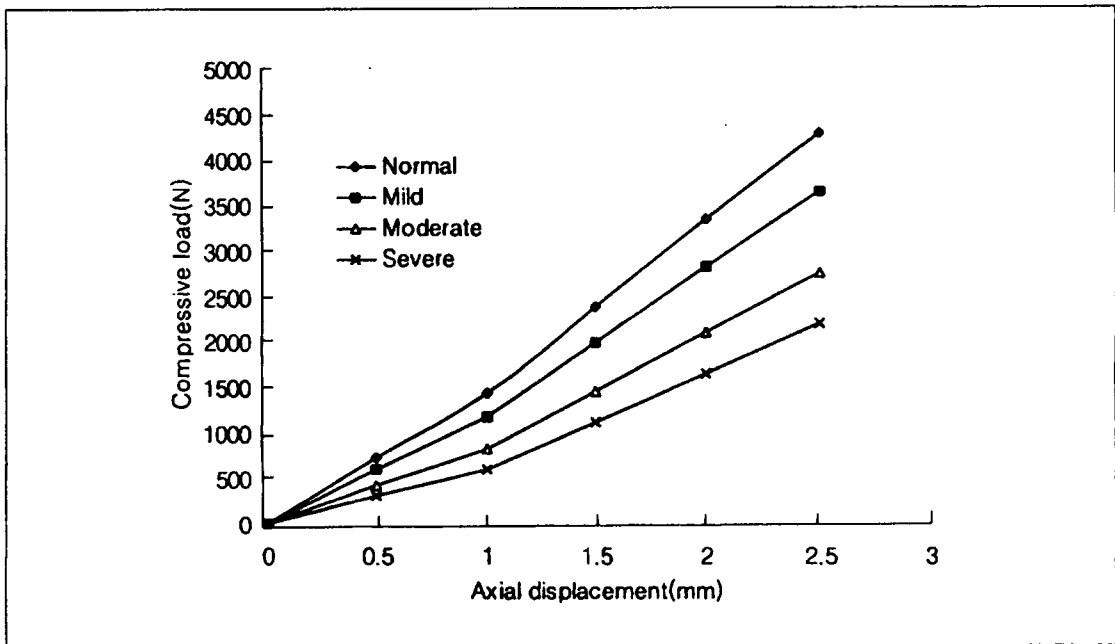


Figure 7. Compressive load-displacement

### 3) 압축하중과 추간판 내압

압축하중과 추간판 내압과의 관계는 Figure 8에 나타내었다. 정상적인 경우에는 하중의 증가에 따라 추간판의 내압이 급격하게 증가하였으나 경도, 중등도, 중도로

갈수록 내압의 증가율이 감소하였으며 중도의 경우 303.4N에서 0.074Mp, 2193N에서 0.38684Mp로 내압의 증가율이 급격하게 감소하였다.

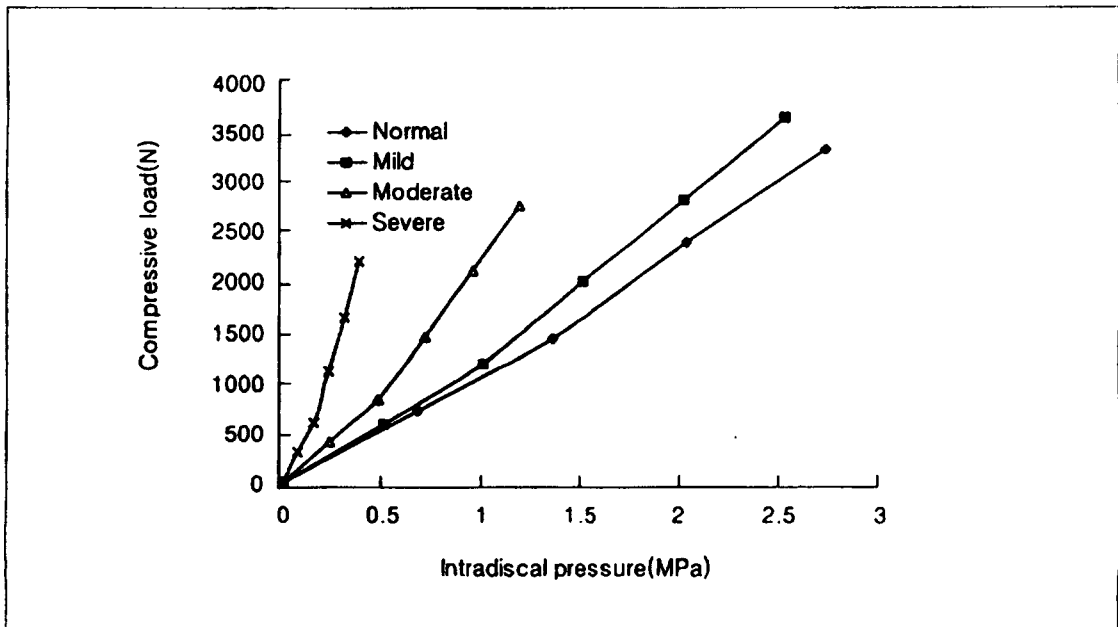


Figure 8. Compressive load-intradiscal pressure

## Ⅳ. 고 찰

본 연구는 추간판의 퇴행과 압축하중 사이의 관계를 생역학적으로 분석하기 위하여 가장 호발부위인 L4-5의 운동단위를 유한요소모델로 구현하였다. 유한요소분석 방법은 생체실험이 곤란한 경우에 생체역학적 특성을 예측하는데 많이 사용되고 있으며 척추의 역학적 특성 분석에도 다양하게 사용되고 있다(Lu 등, 1996; Shirazi-ADL 등, 1984). 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 하기 때문에 다양한 생체실험이나 실험실 내 실험과 일치될 수는 없다. 단지 한 군의 특성을 나타내는데 제한된다.

추간판은 퇴행이 진행함으로써 추간판의 내압이 감소한다고 하였다(Sato 등, 1999). 본 연구에서는 추간판의 내압을 Sato 등(1999)의 퇴행성 I-IV단계의 내압 비율로 조절하여 4단계 즉 정상, 경도, 중등도, 중도 단계로 구분하여(Table 4) 각 단계에서의 생체역학적 특성 즉, 압축하중과 변위, 압축하중과 추간판 내압, 압축하중과 각 부위별 팽윤을 측정하였다.

### 1. 추간판 팽윤(bulging)

압축하중과 팽윤과의 관계를 예견한 결과는 Table 6과 같다. 전부와 후부가 외측부, 후외측부보다 팽윤이 크게 나타난 것은 Kim 등(1991)의 결과와 Shirazi-ADL 등(1984)의 결과와 일치한다. 그는 후부의 팽윤이 크게 나타나는 것은 후부의 넓은 섬유륜과 횡단면의 모양 즉 함몰부 때문이라고 하였다. 또한 수핵을 제거한 경우에는 전부의 팽윤이 가장 크다고 하여 본 연구의 중도의 경우와 일치하고 있다. Reuber 등(1982)은 L1-L5사이의 척추를 사용하여 외측부 후외측부, 후부의 팽윤을 측정하여 후부의 팽윤이 가장 적다고 하여 본 연구와 차이를 보이고 있다. 그러나 Lin 등(1978)은 전부의 팽윤이 외측 팽윤보다 축성하중과 편하중(eccentric load)하에서 크다고 하였다. 이렇게 차이가 나는 것은 섬유륜이 수핵의 상태에 대단히 민감하게 반응하고(Shirazi-ADL 등, 1984) 주위의 인대 여부, 척추의 전이, 측정부위, 측정방법의 차이, 또는 개인차 등으로 사료된다. Reuber 등(1982)은 압축하중 400N에서 -0.09mm, 800N에서 0.00mm라고 하였는데 이는 초기의 팽윤에서 증강된 팽

윤치를 의미하는 것이고 본 연구에서는 상하척추연을 연결한 선에서 팽윤의 정점까지의 수직거리를 측정한 것이므로 직접 비교는 곤란하다.

등급별 비교에서는 전부와 후부에서의 팽윤은 큰 차이가 없었다. 그러나 외측부와 후외측부는 상대적으로 정상에서 중도로 갈수록 팽윤이 증가하였다. 후외측부 팽윤은 3000N에서 정상 1.36mm, 경도 1.53mm, 중등도 1.80mm, 중도 2.10mm이었다. 이 결과는 퇴행성 추간판에서의 팽윤은 정상이나 가볍게 퇴행된 추간판에 비하여 같은 하중에서 팽윤이 크게 나타나고(Reuber 등, 1982; Lin 등, 1978) 추간판 절제술을 시행할 경우 수핵 제거가 많을수록 압력이 낮아지고 팽윤이 증가한다(Brinkmann 등, 1991)는 결과와 일치한다. 일부 연구에서는 퇴행에서의 팽윤은 정수압적 성질의 감소로 감소한다고 한다(Kim 등, 1991). 이는 심한 퇴행성에서 수핵이 비압축성 성질을 완전히 잃어버렸거나, 극단적으로 섬유륜이 없는 것으로 처리, 또는 수핵을 섬유성기질로 대체하여 측정하였기 때문이다.

### 2. 압축하중과 변위

척추의 역학적 특성을 파악하는 방법으로 일반적으로 사용되는 방법의 하나이다. 정상적인 경우에 하중이 증가할수록 변위가 증가하고(Race 등, 2000; Berkson 등, 1979), 추간판의 강성도(stiffness)는 증가한다(Markolf와 Morris, 1974; Race 등, 2000). Shirazi-ADL 등(1984)은 강성도의 성질은 추간판의 팽윤으로 인한 섬유륜의 인장변형을 받는 추간판의 횡단면 증가, 섬유륜의 기울기 감소, 수핵의 압력 증가와 같은 요인들이 관여한다고 하였다. Lu 등(1996)은 추간판 횡단면에 대한 높이의 비가 높을수록 변위가 크다고 하였다.

Figure 7은 내압이 서로 다른 4가지 경우에 압축하중에 대한 변위를 예견한 것이다. 정상에서 중도로 진행할수록 기울기가 감소하였다. 즉 압력이 낮을수록 변위가 심하고 하중이 증가함에 따라 변위의 증가율이 크게 나타났다. Inufusa 등(1996)은 신경근이 압박을 받지 않기 위하여는 추간공의 크기가 최소한 L2-3에서 3.5mm, L3-4에서 3.9mm, L4-5에서 4.3mm L5-S1에서 5.1mm는 되어야 한다고 하였다. 본 연구에서는 추간공의 크기를 측정하지 않았기 때문에 어느 단계부터 신경근 자극의 위험이 있는지는 알 수 없었다. 그러나 추간판 내압이 감소된 중도의 환자일수록 같은 하중에서

심한 변위가 예측되고 이 변위는 추간공의 크기를 협소하게 할 것이므로 하중 감소에 특별한 방법이 강구되어야 한다. 일반적으로 순수한 압축에서 후방요소는 변위에 거의 영향을 주지 않는다(Markolf와 Morris, 1974). 그러나 Figure 5의 모든 그래프가 변위 1mm에서 기울기가 변한 것은 압축하중과 변위의 관계를 변위로 조절하였으며 본 모델에서는 이 지점에서 척추후관절의 접촉력이 증가된 때문이다. Shirazi-ADL 등(1984)은 정상적인 L2-3추간판의 초기압을 0, 0.1, 0.25MPa로 조절하고 또한 퇴행이 진행되어 수핵이 비압축성 성질을 잃어버리는 것을 수핵이 비어있는 것으로 가정하여 유한요소 모델로 처리하였다. 그 결과 압력이 낮을수록 기울기가 감소하고, 수핵이 비어있는 것으로 처리한 경우에는 현저하게 기울기가 감소됨을 보여주어 본 연구와 같은 경향을 보여주고 있다.

### 3. 추간판 내압

여러 자세에서의 요추 추간판 내의 압력은 Nachemson(1981)에 의해 기록되었다. 그는 다양한 자세에서의 추간판 압력을 L3 부위에서 측정하였다. 그 후 Sato 등(1999)은 보다 최신의 개발된 방법으로 생체에서 정상적인 추간판의 압력을 측정하였다. Lu 등(1996)은 추간판 내압은 압축하중 증가에 따라 선형적으로 증가하며 추간판 단면적에 대한 높이의 비와 운동분절이 이루는 각에 의하여도 영향을 받는다고 보고하였다. 또한 추간판 조직의 제거는 추간판 높이의 감소, 팽윤 증가, 내압 감소를 초래한다(Brinkmann 등, 1991). Goel 등(1998)은 유한요소를 이용한 경추의 모델에서 굴곡에서 가장 높다고 보고하였고, Schultz 등(1979)도 측성 하중은 추간판을 통하여 88% 후관절을 통하여 12%가 전달되기 때문에 척추의 후부 요소를 제거한 경우에 신전에서 내압이 상당히 증가하지만 여전히 굴곡과 외측굴곡에서 가장 많이 증가함을 보여 주었다. 또한 척추 후부 근육은 후관절을 통한 하중을 증가시키기 때문에 인대만 있는 경우에 비하여 내압이 증가하지 않는다(Goel 등, 1993). 위의 연구에서처럼 추간판의 내압은 여러 가지 요인에 의하여 영향을 받게 된다.

압축하중에 대한 추간판 내압의 변화는 Figure 8에서 예견한 바와 같이 거의 선형적으로 증가하였다. 이 결과

는 선행 연구(Lu 등, 1996; Shirazi-ADL 등, 1984)와도 일치하고 있다. Shirazi-ADL 등(1984)은 이것은 섬유륜의 기울기 감소로 인한 추간판 강성도의 증가 때문이라고 설명하였다. 정상, 경도, 중등도, 중도의 비교에서는 중도로 내압이 낮아질수록 압축하중의 증가에 따른 내압은 상대적으로 감소하였다. 정상과 경도의 경우는 서로간에 큰 차이는 없었다. 중도의 경우 압축하중 304.4N에서 0.07MPa, 2193N에서 0.39MPa로 정상의 723.9N에서 0.70MPa, 2380N에서 2.04MPa로 증가한데 비하여 증가율이 급격하게 감소하였다. 이것은 정상이나 경도의 경우 수핵이 정수압적 성질을 유지하고 있기 때문이며 퇴행이 심해질수록 이러한 성질이 감소되고 중도의 경우에 완전히 이 성질을 상실하게 된다. 이러한 이유로 심한 퇴행성의 모델링에서 일부 연구자들은 수핵을 섬유성 기질로 대체하거나(Kim 등, 1991) 수핵이 없는 것으로 처리한다(Shirazi-ADL 등, 1984). 또한 수핵의 내압 감소는 수핵의 기능 중 하나인 인접한 추체 사이를 분리시키는 능력의 감소로 척추의 변위를 증가시키고 이로 인한 추간공의 협소는 물론 척추 운동에도 영향을 미치게 된다.

### 4. 임상적 의의

추간판의 퇴행성은 노화로 인한 수핵의 감소로 그 내압이 감소하는 것이 일차적인 요인이다. 이 내압 감소에 의한 생체역학적 특성을 파악함으로써 퇴행의 진행을 지연시키거나 예방하는데 도움이 된다. 추간판 내압이 감소할수록 압축하중에 대한 변위가 증가하고 추간판 내압은 중등도, 중도로 갈수록 정상이나 경도에 비하여 증가율이 급격하게 감소한다. 추간판의 팽윤은 외측 후외측의 경우 중등도, 중도로 진행할수록 심하게 나타난다. 이렇듯 압축하중은 추간판의 변위, 내압, 팽윤과 관련이 있다. 내압이 감소된 중등도 혹은 중도의 경우 약간의 하중에서도 정상에서보다 심한 추간판 변위의 증가와 후외측 부로의 팽윤 증가가 복합 작용되어 추체간 간격 감소, 추간공 협소를 초래하게 된다. 이로 인하여 신경근이 자극되거나 심한 경우 요통이나 방사통을 유발하게 될 것으로 생각된다. 따라서 수핵의 내압이 중등도 중도로 감소된 경우에는 무엇보다 척추에 압박하중을 최소화하는 자세나 생활 방식이 요구된다.

## 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 내압의 단계별 감소는 정상, 경도, 중등도, 중도로 구분하여 처리하였다. 각각의 경우 추체 상면에 압축하중을 가하여 전위, 추간판 내압, 팽윤을 측정하였다. 그 결과는 다음과 같다.

1. 팽윤은 모든 4단계에서 전부가 가장 크고 후외측부에서 가장 적었다. 외측부와 후외측부의 팽윤은 중도에서 가장 크고, 중등도, 경도, 정상 순이었다.

2. 모든 단계에서 하중이 증가함에 따라 변위도 증가하였다. 또한 정상에서 중도로 진행할수록 추간판의 강도는 감소하였다.

3. 하중이 증가함에 따라 내압도 증가하였다. 증가율에서 중등도와 중도는 정상과 경도에 비하여 현저한 차이를 보였다. 특히 중도는 증가율이 매우 적었다.

결론적으로 추간판 내압의 감소는 변위의 증가로 인한 추간공의 협소, 후외측부로의 팽윤증가로 인하여 임상적으로 신경근의 자극요인이 될 수 있다. 따라서 척추에 가해지는 하중을 줄이는 치료방법이나 일상동작이 강구되어야 한다.

## 〈 참고 문헌 〉

김남현, 문성환, 이환모, 김두환 : 정상 한국인의 척추 체원 및 형태 변이: 방사선에 의한 정량 형태계측. 대한정형외과학회지, 33(7) : 1611-1619, 1998.

방병철, 오창욱, 민우기 : 한국 성인의 요추 및 추체간 공간의 해부학적 형태계측. 대한척추외과학회지, 6(1) : 34-40, 1999.

이춘기, 염진섭, 김영은, 이상훈, 장봉 : 삼차원 유한요소 모델을 이용한 전체 경추의 정적 하중상태에서의 생역학적 특성 분석. 대한정형외과학회지, 33(7) : 1889-1896, 1998

정준모, 이충기, 김영은, 서활 : 비선형 3차원 유한요소 모델을 이용한 동적 충격하중 상태에서 요추의 응력 분포의 해석. 대한정형외과학회지, 30(4) : 795-807, 1995

Acaroglu ER, Latridis 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? The Lancet . 350(6) : 734-735, 1997.

Battie MC, Videman T, Gibbons LE, et al. Determinants of lumbar disc degeneration. Spine, 20(24) : 2601-2612, 1995.

Berkson MH, Nachemson A, Schultz AB : Mechanical properties of human lumbar spine motion segments - Part I : Responses in compression and shear: influence of gross morphology. Biomechanical Engineering, 101 : 53-57, 1979.

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 gery, 60-A(1) : 41-55, 1978.

Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, et al : The effect of torsion on the lumbar intervertebral joint. Bone and Joint Surgery, 52-A(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.

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, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LG : A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. Spine, 18(11) : 1531-1541, 1993.

Goel VK, Lim TH, Gwon J, et al. Effects of rigidity of an internal fixation device: A comprehensive biomechanical investigation. Spine, 16(3) : 155-161, 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, Gilbertson LG. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine-Application of bone adaptive remodeling concepts. *ASME*, 117 : 266-271, 1995
- Inufusa A, An HS, Lim TH, Hasegawa, Haughton VM, Nowicki BH : Anatomic changes of the spinal canal and intervertebral foramen associated with flexion-extension movement. *Spine*, 21(21) : 2412-2420, 1996.
- 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.
- Kurowki 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. *Bone and Joint Surgery*, 60-A(1) : 41-55, 1978.
- Lu MY, Hutton WC, Charouray 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. *Bone and Joint Surgery*, 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.
- 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 AL : The lumbar spine an orthopedic challenge. *Spine*, 1(1) : 59-71, 1976.
- Nachemson AL.: Disc pressure measurements. 6(1) : 93-97, 1981.
- 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, Goel V, Oxland T, Takata K, et al : Human lumbar vertebrae : Quantitative three dimensional anatomy. *Spine*, 12(2) : 299-306, 1992
- Race A, Broom ND, Robertson P : Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine*, 25(6) : 662-669, 2000.
- Reuber M, Schultz A, Denis F, Spencer D : Bulging of lumbar intervertebral discs. *Biomechanical Engineering*, 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(33) : 2468-2474, 1999.
- Schultz AB, Warwick DN, Berkson MH, Nachemson AL : Mechanical properties of human lumbar spine motion segments - Part I : Responses in flexion, extension, lateral bending, and torsion. *Biomechanical Engineering*, 101 : 46-52, 1979.
- Shirazi-ADL SA, Shrivastava SC, Ahmed AM : Stree 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.