

## 인공디스크에 대한 생체역학적 분석

김영은\*, 윤상석(단국대 기계공학과), 정상기 (서울대학교 신경외과)

### Biomechanical Analysis of the Artificial Discs

Young Eun Kim, Sang Seok Yun(Dept. of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

Sang Ki Jung(Dept. Neurosurgery, Seoul National Univ.)

#### ABSTRACT

Although several artificial disc designs have been developed for the treatment of discogenic low back pain, biomechanical change with its implantation was rarely studied. To evaluate the effect of artificial disc implantation on the biomechanics of functional spinal unit, nonlinear three-dimensional finite element model of L4-L5 was developed with 1-mm CT scan data. Two models implanted with artificial discs, SB Charit? r Prodisc, via anterior approach were also developed. The implanted model predictions were compared with that of intact model. Angular motion of vertebral body, force on spinal ligaments and facet joint, and the stress distribution of vertebral endplate for flexion-extension, lateral bending, and axial rotation with a compressive preload of 400 N were compared. The implanted model showed increased flexion-extension range of motion and increased force in the vertically oriented ligaments, such as ligamentum flavum, supraspinous ligament and interspinous ligament. The increase of facet contact force on extension were greater in implanted models. The increased stress distribution on vertebral endplate for implanted cases indicated that additional bone growth around vertebral body and this is matched well with clinical observation. With axial rotation moment, relatively less axial rotation were observed in SB Charit? model than in ProDisc model.

**Key Words** : Artificial disc(인공 추간판), FE model(유한요소모델), Motion segment(운동분절)

#### 1. 연구배경

추간판에 이상이 생길 경우 일반적으로 케이지 등을 이용한 유합방법이 널리 이용되어 왔다. 그러나 운동분절의 유합이 발생되면 인접한 운동분절에서는 상대적으로 보다 더 많은 운동량을 부담 하게 되어 결과적으로 인접한 운동분절에서의 추간판에서 퇴화가 야기되곤 하였다. 이에 따라 추간판에서의 운동량을 유발 시킬수 있는 인공 추간판(artificial disc) 치환술이 최근 들어 사용되어지고 있다. 추간판 치환술은 시행 초기단계로, 발생할 수 있는 합병증에 대한 충분한 평가를 할 수 있는 장기 추적 결과가 없으며, 특히 인공 추간판의 기능적 특성을 평가한 생체역학 실험도 매우 부족하다. 현재까지 나타난 인공 추간판의 문제점들을 고려하면 생체에 좀 더 적합한 모델을 지속적으로 개발하여야 할 것으로 판단되며 그 기초가 되는 생체역학 실험 결과의 축적이 필요할 것이다. 따라서 유한요소모델을 이용하여 현재 많이 사용되어지고 있는 인공 추간판에

대상으로 이에 대한 기능적 특성 및 운동분절내에서의 변화를 알아보고자 한다.

#### 2. 해석 방법

##### 2.1 정상 척추의 유한요소 모델

유한요소모델의 생성을 위하여 22세 남자의 제4-5 요추부를 1-mm 두께로 전산화 단층 촬영하여 얻어진 영상으로 3차원 영상을 제작 이를 육면체의 요소로 구성하였다. 모델은 편의상 정중 시상면에 대하여 대칭으로 하였으며 제4요추와 제5요추의 절반만을 모델링하였다 척추체는 피질골과 해면골을 구별하여 각각 물성치(Table 2)를 적용하였으며 척추체를 제외한 척추 후부구조물 전체는 이와 같은 구분 없이 별도의 물성치를 적용하였다. 척추체의 종판은 0.5mm의 일정한 두께를 가진 것으로 가정하였다.

추간판의 윤상인대는 바탕질내에 섬유층이 형성된 것으로 모델링 하였다. 섬유층은 수평면에 대하여 38

도를 이루면서 서로 교차되도록 하며 주위 골질과 부합되도록 여섯층으로 하였다. 윤상인대는 장력만 작용하는 삼차원 선형 요소로 초기 장력은 없는 것으로 하였다. 척추체를 연결하는 일곱개의 인대들은 윤상인대의 섬유와 마찬가지로 장력을 전달하는 삼차원 장력 선형 모델로 설정하였다. 요소들은 인대 내 섬유들의 배열 방향과 일치하도록 하였다.

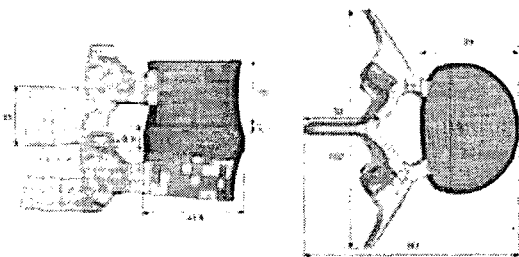


Fig. 1 Finite element model of intact L4-L5 geometric data

Table 1 Material properties of human lumbar spine

	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Friction coefficient (mean value)
Cervical bone	12000	0.3	
Cervical bone	100	0.2	
Bony posterior elements	2500	0.25	
Annulus	20	0.45	
Intervertebral substance			
Annulus fiber	175		
Nucleus	1.7	0.49	
Ligaments			
ALL	7.89 (12%)	0.30 (12%)	10
PLL	106 (11%)	0.28 (11%)	10
LF	154 (62%)	0.15 (62%)	8
TFL	106 (18%)	0.27 (18%)	0.5
Capular	7.50 (27%)	0.29 (27%)	0.25
ISFL	106 (11%)	0.26 (11%)	5
SSFL	3.00 (20%)	0.15 (20%)	10

## 2.2 인공 추간판의 유한요소모델

인공추간판은 현재 임상적으로 사용되는 SB charite III와 Prodisc를 유한요소모델로 제작하였다. 두 모델 모두 척추 중판 중앙부에 부착되는 CoCr 합금의 상하판과 HMWPE로 된 중심구로 구성되어 있으며 SB charite III는 중심구가 고정되어 있지 않고 상하판의 운동에 따라 움직이며 Prodisc의 경우는 중심구가 하판에 고정되어있어 움직이지 않게 되어있다.

인공 추간판의 크기는 Fig.2와 같이 제품 제조사에서 제공된 크기와 실물의 측정치를 이용하여 사면체의 요소로 제작하였으며 하중에 변화가 없는 강체로 설정하였다.

상하판의 고정돌기는 생략하였으며 두 인공 추간판은 수술 시와 같은 전중인대와 수핵부는 모두

제거하였으며 윤상인대는 전방삼입시 필요한 만큼 제거하였다.(Fig. 3)

인공 추간판의 위치는 척추 중앙부에 위치하며 인체 추체부의 겹치는 절점들과 결합시켜 척추체와 마찰이 없이 완전히 고정된 것으로 하였다. 두 추체 사이에서는 5°의 lordosis angle을 유지 하도록 하였다.

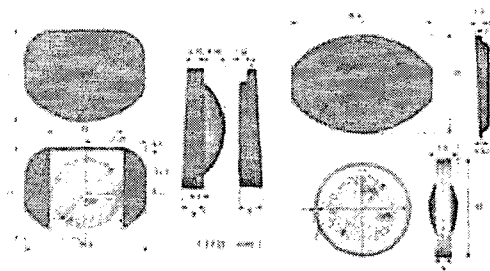


Fig. 2 Finite element model of intact L4-L5 geometric data



Fig. 3 Finite element model implanted with artificial disc. Prodisc(left), SB chariteIII (right)

## 2.3 하중 및 경계조건

제4요추와 제5요추의 추간판의 공간을 중심으로 5도의 전만을 가지고 제4요추의 상부 중판이 수평면에 평행하도록 하였다. 제5요추의 하단과 후부 구조물의 하단부를 모든 방향으로 고정시켰다.

제4요추 추체 상단에 상체 무게에 해당하는 수직압축하중 400N을 균일분포하중으로 가한 후 추가적으로 2, 4, 6Nm의 굴곡-신전(Flexion-Extension), 측굴(lateral bending) 회전(Axial rotation)모멘트를 가하였다

## 3. 해석 결과

### 3.1 모델 별 하중조건에 따른 변위

정상 및 SB charite III, Prodisc를 설치한 모델의 하중에 대한 변위는 제4요추의 회전된 각으로 나타내었다.

400N의 하중을 가하였을 때 정상 및 Charite모델은 굴곡 되었으나 Prodisc의 경우 약간 신전되었으며 여기에 2.4, 6Nm의 굴곡-신전 모멘트를 가하였을 때 SB charite III가 가장 많이 굴곡 되었고 2Nm 신전을 가

하였을때는 Prodisc가 가장 많이 신전되었고 4.6Nm를 가하였을때는 SB charite III 모델이 더 많이 신전되었다.(Fig 4)

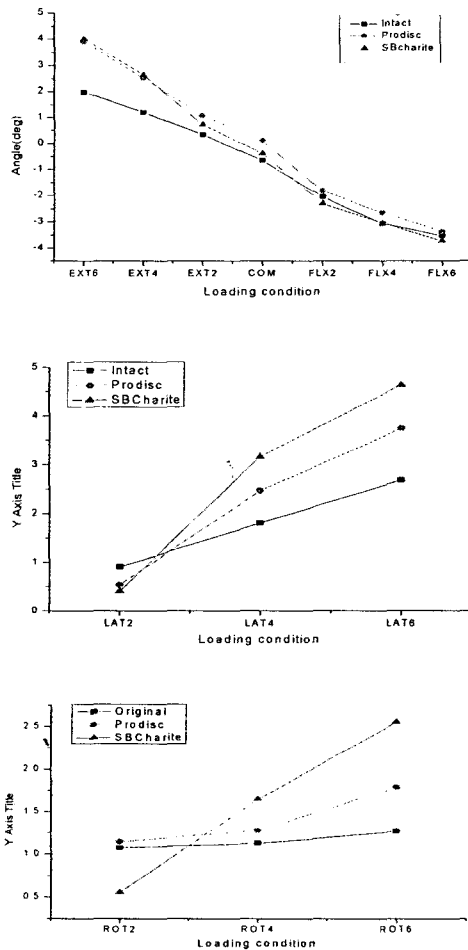


Fig. 4 Predict angular motion of intact, Prodisc & SB ChariteIII model.

EXT : 400N preload+extension moment

COM : 400N preload

FLX : 400N preload+Flexion moment

LAT : 400N preload+Lateral bending moment

ROT : 400N preload+Axial rotation moment

### 3.2 인대에 작용하는 힘

굴곡모멘트 작용시 상극돌기 인대 (SSPL), 극돌기간 인대(ISPL), 황색 인대(LF)에 걸리는 힘은 비교적 같은 양상을 보이며 Charit 모델에서 월등이 많았으며 Prodisc 모델, 정상 모델의 순으로 나타났다. 피막 인대(Capsular ligament)에 걸리는 힘은 정상, Charit? Prodisc 모델 순이었다.

신전 모멘트 시 정상 모델에서 0.03N이 피막 인

대에만 작용되었으며 Charit? 및 rodisc 모델에서는 인대에 작용되는 힘이 관찰되지 않았다.

Table 2 Predicted facet joint(FGAP) & ligaments force(N), Intact model(up), Prodisc(mid), SB charite III low)

Intact	COM	EXT2	EXT4	EXT6	FLX2	FLX4	FLX6
FLX AP	3143	2994.00	1131.00	184.00	0	8900.00	8900.00
AP L	0	0.00	0.00	0.00	0	0	0
AP R	0	0	0	0	1.80.00	2.40.00	2.90.00
FLX M L A	2394.00	1131.00	4394.00	1.00.00	3.20.00	1.70.00	1.70.00
SSPL	0	0	0	2.60.00	8.20.00	1.20.00	1.20.00
ISPL	0	0	0	2.50.00	1.60.00	4.40.00	4.40.00
ISPL	0	0	0	1.10.00	2.10.00	2.90.00	2.90.00
LF	0	0	0	1.80.00	1.60.00	1.90.00	1.90.00

	LAT2	LAT4	LAT6	ROT2	ROT4	ROT6
FLX AP	6600.00	1.00.00	2.40.00	1.80.00	3.50.00	4.50.00
AP L	0	0	0	0	0	0
AP R	2.80.00	1.70.00	3.40.00	3.00.00	1.30.00	4.20.00
FLX M L A	2.90.00	4.00.00	4.40.00	1.20.00	1.90.00	2.20.00
SSPL	8.00.00	2.80.00	4.00.00	4.40.00	2.80.00	8.10.00
ISPL	2.60.00	1.60.00	1.10.00	3.80.00	1.30.00	1.30.00
ISPL	2.60.00	8.00.00	1.60.00	2.80.00	1.50.00	4.50.00
LF	4.90.00	1.40.00	5.10.00	3.80.00	1.00.00	4.50.00

ProDisc	COM	EXT2	EXT4	EXT6	FLX2	FLX4	FLX6
FLX AP	4300	2.60.00	1.80.00	2.50.00	0	0	0
AP L	0	0.00.00	0	0	0	0	0
FLX M L A	6.00.00	4.40.00	2.00.00	1.00.00	3.50.00	4.20.00	4.20.00
SSPL	0	0	0	0	0	0	0
ISPL	0	0	0	0	0	0	0
ISPL	0	0	0	0	0	0	0
LF	0	0	0	0	0	0	0

	LAT2	LAT4	LAT6	ROT2	ROT4	ROT6
FLX AP	1.20.00	2.50.00	0.40.00	3.80.00	0.60.00	0.70.00
AP L	0.00.00	1.20.00	1.00.00	0	1.00.00	2.20.00
FLX M L A	8.00.00	1.30.00	2.30.00	4.00.00	2.30.00	1.20.00
SSPL	6.00.00	1.10.00	1.70.00	1.50.00	2.60.00	5.00.00
ISPL	1.00.00	2.00.00	1.10.00	5.00.00	4.00.00	1.40.00
ISPL	0	0	0	0	0	0
LF	0	0	0	0	0	0

SB Charite	COM	EXT2	EXT4	EXT6	FLX2	FLX4	FLX6
FLX AP	3500	2994.00	1.00.00	2.50.00	0	0	0
AP L	0	0	0	0	0	0	0
FLX M L A	6.00.00	2.50.00	0.00.00	0.00.00	3.50.00	4.20.00	4.20.00
SSPL	0	0	0	0	0	0	0
ISPL	0	0	0	0	0	0	0
ISPL	0	0	0	0	0	0	0
LF	0	0	0	0	0	0	0

	LAT2	LAT4	LAT6	ROT2	ROT4	ROT6
FLX AP	1.00.00	1.00.00	2.40.00	3.80.00	0.60.00	0.70.00
AP L	0	0	0	0	0	0
FLX M L A	1.00.00	4.00.00	1.10.00	4.00.00	0.60.00	4.00.00
SSPL	1.00.00	1.10.00	2.00.00	1.50.00	1.30.00	2.50.00
ISPL	2.50.00	2.80.00	1.00.00	9.00.00	1.70.00	2.50.00
ISPL	1.00.00	2.80.00	1.00.00	9.00.00	2.80.00	2.80.00
LF	0	0	0	0	0	0

\* ALL: Anterior longitudinal ligament

PLL: Posterior longitudinal ligament

LF: Ligamentum flavum, ISPL: interspinous ligament

SSPL: supraspinous ligament, TPL: intertransverse ligament

측굴시에는 후궁 인대(TPL), 피막 인대, 상극돌기 인대, 극돌기간 인대, 황색 인대 등 대부분의 인대에 서 정상모델에 작용되는 힘이 가장 많았다.

회전 모멘트에는 Charit? 모델의 피막 인대 상극 돌기 인대, 극돌기간 인대, 황색 인대등 대부분의 인대에서 작용되는 힘이 가장 많았다.

### 3.3 후관절 및 척추 종판의 응력

어려운 전부하를 가하였을 때 정상 모델에서 후관절의 응력이 가장 높게 나타났으나 신전 모멘트를 추가하였을 때는 Charit? 및 rodisc 모델에서 응력이 크게 증가하여 세 모델에서 비슷한 수준을 보였다.

측굴 및 회전시 정상과 Prodisc 모델은 비슷한 응력을 보였으나 Charit? 모델은 측굴에서의 응력은 낮은 반면, 회전시의 응력은 가장 높게 측정되었다.

하중시 추체의 종판에 가해지는 응력은 Figure 5에서 보는 바와 같이 정상 모델에서는 종판 전체에 비교적 낮은 응력 분포를 보였으나 인공 추간판 설치 모델에서는 접촉부를 중심으로 높은 응력이 집중되었다. 두 인공 추간판 중에는 SB Charit?에서 Prodisc 보다 접촉부 응력이 높았다. 굴곡-신전 운동시 응력의 분포는 굴곡시에는 전방으로 신전시에는 후방으로 이동하는 것을 확인 할 수 있었으며, Prodisc에서 SB Charit? 보다 운동에 따른 응력 이동의 경향이 뚜렷하였다.

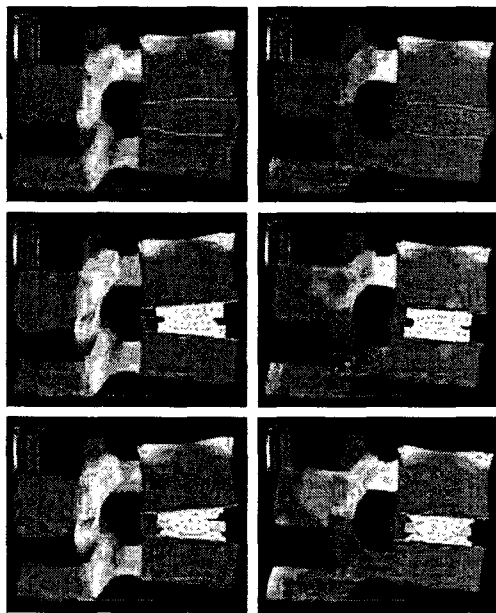


Fig. 5 von Mises stress on the 4th and 5th vertebra. EXT6(left), FLX6(right), Intact model(up), Prodisc (mid) SB charite III (down).

### 4. 결론

고정된 회전 중심을 가지고 있는 Prodisc 모델의

특성을 고려할 때 회전중심은 Prodisc 설치 위치 보다 뒤쪽에 위치하는 것을 보이며 SB Charite III는 Prodisc와 같이 추체-중앙에 설치하였으나 중심구가 이동하여 회전 중심이 이동할 수 있는 특성으로 정상 모델과 같이 전굴 운동을 한 것으로 생각된다. 따라서, 굴신운동의 특성만으로 볼때 Prodisc 설치 위치는 SB Charite III에 비하여 제한된다고 할 수 있다.

추체 종판에 나타난 응력은 인공 추간판 종판의 경우 정상 상태의 추간판의 경우와 비교하여 크게 증가하였다. 인공 추간판의 종판과 종판사이의 중심구도 상대적으로 탄상계수가 매우 높은 재질인 관계로 정상 추간판과는 달리 하중을 그대로 추체 종판에 전달하게 된다. 따라서, 인공 추간판을 시술한 경우에서 상대적으로 크게 발생된 응력은 추체 주변에서의 골재형성을 유도 하게 된다. 이에 따라 인공 추간판이 시술된 운동 분절에서 유합 현상이 발생되곤 한다. 이와 같은 문제점을 해결 하기 위해서는 지속적으로 인공 추간판에 대한 추가적 연구가 이루어져야 할것이다.

### 참고문헌

1. K. Bütter-Janz, K. Schellnack, and H. Zippel. Biomechanics of the SB Charité lumbar intervertebral disc endoprosthesis. *Int Orthopaedics*, 13, pp 173-176, 1989
2. JP. Lemaire, W. Skalli, F. Lavaste. Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000. *Clinical orthopaedics and related research*, No.337 pp 64-76, 1997
3. Chen-Sheng Chen, Cheng-Kung Cheng. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics* 23, pp483-491, 2001
4. Andrew P. Dooris, Vijay K. Goel. Load-sharing Between Anterior and Posterior Elements in lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *SPINE* Vol 26, pp E122-E129, 2001