

순간중심 고정식 및 이동식 인공디스크 적용에 대한 유한요소 모델을 이용한 생체역학적 분석

김영은#, 윤상석*, 정상기**

Biomechanical Analysis of the Implanted Constrained and Unconstrained ICR Types of Artificial Disc using FE Model

Young Eun Kim[#], Sang Seok Yun^{*}, Sang Ki Jung^{**}

ABSTRACT

Although several artificial disc designs have been developed for the treatment of discogenic low back pain, biomechanical changes with its implantation were rarely studied. To evaluate the effect of artificial disc implantation on the biomechanics of functional spinal unit, a nonlinear three-dimensional finite element model of L4-L5 was developed with 1-mm CT scan data. Biomechanical analysis was performed for two different types of artificial disc having constrained and unconstrained instant center of rotation(ICR), ProDisc and SB Charité III model. The implanted model predictions were compared with that of intact model. Angular motion of vertebral body, forces on the spinal ligaments and facet joint, and 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 compared to that of intact model. Under 6Nm moment, the range of motion were 140%, 170% and 200% of intact in SB Charité III model and 133%, 137%, and 138% in ProDisc model. The increased stress distribution on vertebral endplate for implanted cases could be able to explain the heterotopic ossification around vertebral body in clinical observation. As a result of this study, it is obvious that implanted segment with artificial disc suffers from increased motion and stress that can result in accelerated degenerated change of surrounding structure. Unconstrained ICR model showed increased in motion but less stress in the implanted segment than constrained model.

Key Words : Artificial Disc(인공 추간판), FE Model(유한요소모델), Motion Segment(운동분절), ICR(순간회전 중심점), Stress(응력)

1. 서론

인체의 추간판(disc)은 두 개의 추골(vertebra) 사이를 연결하며 하중에 따라 변형을 하여 척추의

운동을 가능하게 하여 주는 동시에 충격 하중을 흡수 할 수 있는 구조를 가지고 있다. 이 추간판에 변성(degeneration)이 발생 할 경우 지금까지는 자가 골, 인공 골, 또는 케이지(cage)를 이용하여

☞ 접수일: 2005년 9월 5일; 게재승인일: 2006년 2월 10일

교신저자: 단국대학교 기계공학과

E-mail yekim@dankook.ac.kr Tel. (02) 709-2561

* 단국대학교 대학원

** 서울대학교 신경외과

변성 된 추간판에 연결된 두 추체(vertebral body)를 유합(fusion)시키는 방법이 일반적으로 사용되어 왔다. 그러나 운동분절을 유합시키게 되면 인접한 추간판에서 증가된 변형량은 결국 또 다른 추간판에서의 변성을 초래 하게 된다. 이에 따른 대안으로 인공 추간판 (artificial disc) 치환술이 최근 들어 전 세계적으로 널리 적용되고 있다. 그러나 추간판 치환술은 지난 10 여 년 간의 성공적인 결과에도 불구하고 아직 많은 논란의 대상이 되고 있다.¹ 최근 들어 인공 추간판을 적용 시 발생할 수 있는 문제점들에 대한 임상적 장기 추적 결과가 발표되고 있으나, 인공 추간판의 기능적 특성을 평가한 생체역학적 해석은 매우 부족한 상태이다. 인공 추간판에 대한 생체역학적 연구는 주로 in-Vitro 실험을^{2,4} 통하여 인공 추간판의 내구성을 측정하거나, 인공추간판 적용에 따른 분절내의 운동량 변화에 주안점을 두어 수행되어 왔다. 그러나 이와 같은 실험적 방법으로는 매우 제한된 정보만을 얻을 수 있기 때문에 유한요소 모델링 기법을 이용한 해석적 방법이 적용되고 있다. 인공 추간판 적용시의 생체역학적 해석에 유한 요소방법을 이용한 연구가 최근 들어 일부 수행되고 있다. 이에 대한 연구로 Lemaire 등³에 의한 SB Charité 모델 개발과정에서 인공추간판을 6 개의 링크로 단순화 시킨 모델과 아직 널리 사용 되고 있지 않은 Maverick 모델의 설치 위치에 따른 해석⁵, 그리고 Rohmann 등⁶에 의하여 ProDisc 적용 시 인공 추간판 적용 위치 변화에 따른 분석 등을 들 수 있다.

현재 널리 사용되고 있는 인공추간판은 순간 회전 중심이 고정되어 있는 ProDisc 와 회전 중심점이 이동 될 수 있도록 설계된 SB Charité III 모델을 대표적으로 들 수 있다. 따라서 본 연구에서는 이 두 가지 모델의 인공 추간판이 척추 운동 분절 내에 적용 되었을 경우 나타나는 생체 역학적 변화를 정량적으로 분석하고자 하였다.

2. 해석 방법

2.1 정상 척추의 유한요소 모델

유한요소모델의 생성을 위하여 22 세 남자의 제 4-5 요추부(lumbar spine)를 1 mm 두께로 전산화

단층 촬영하여 얻어진 영상으로 3 차원 영상을 제작, 이를 육면체의 요소로 구성하였다. 모델은 편의상 시상면(sagittal plane)에 대하여 대칭으로 하였으며, 제 4-5 요추부의 운동분절을 모델링 하였다. 척추체는 피질골과 해면골을 구별하여 각각 다른 물성치 (Table 1)를 적용하였으며 척추체를 제외한 척추 후부구조물 전체는 이와 같은 구분 없이 균일한 물성치를 적용하였다. 척추체의 종판은 0.5 mm 의 일정한 두께를 가진 것으로 가정하였다.

윤상인대(annulus)는 기저물(matrix)에 섬유다발(annulus fiber)이 함유된 복합재료 모델링 되었다. 섬유다발은 수평면에 대하여 38°를 이루면서 서로 교차 되도록 하였으며 모두 여섯 개의 층으로 구성 하였다. 섬유다발은 장력만 작용하는 3 차원 선형 요소로 초기 장력은 없는 것으로 하였다. 척추체를 연결하는 일곱 개의 인대들은 윤상인대의 섬유다발과 마찬가지로 장력을 전달하는 3 차원 장력 선형 요소모델로 설정 하였다. 요소들은 인대 내 섬유들의 배열 방향과 일치하도록 하였다. 이와 같은 방법으로 구성된 모델의 물성치는 기존의 연구⁷에서 사용되었던 값과 같은 값을 사용토록 하였다.

Table 1 Material Properties⁷

| | Young's modulus (MPa) | Poisson's ratio | Cross sectional area (mm ²) |
|----------------------------|-----------------------|-----------------|---|
| Cortical bone | 12000 | 0.3 | |
| Cancellous bone | 100 | 0.2 | |
| Bony posterior elements | 3500 | 0.25 | |
| Annulus (ground substance) | 2.0 | 0.45 | |
| Annulus fiber | 175 | | |
| Nucleus | 1.7 | 0.49 | |
| Ligaments | | | |
| ALL | 7.8(<12%) 20(>12%) | | 10 |
| PLL | 10(<11%) 20(>11%) | | 10 |
| LF | 15(<6.2%) 19.5(>6.2%) | | 8 |
| TL | 10(<18%) 58.7(>18%) | | 0.5 |
| CL | 7.5(<25%) 32.9(>25%) | | 0.25 |
| ISL | 10(<14%) 11.6(>14%) | | 5 |
| SSL | 8.0(<20%) 15(>20%) | | 10 |

ALL : anterior longitudinal ligament
 PLL : posterior longitudinal ligament
 LF : ligamentum flavum
 TL : intertransverse ligament
 CL : capsular ligament
 ISL : interspinous ligament
 SSL : supraspinous ligament

2.2 인공 추간판의 유한요소모델

인공추간판은 현재 임상적으로 사용되는 SB Charité III와 ProDisc 모델을 유한요소모델로 제작하였다. 두 모델 모두 척추 중판 중앙부에 부착되는 CoCr 합금의 상, 하판과 UHMWPE(Ultra High Molecular Weight Polyethylene)으로 만든 중심구로 구성되어 있으며 SB Charité III는 중심구가 고정되어 있지 않고 상, 하판의 운동에 따라 움직이며 ProDisc 의 경우는 중심구가 하판에 고정되도록 하였다.

인공 추간판의 크기는 Fig. 1 과 같이 제품 제조사(Waldemar Link GMBH & Co.)에서 제공된 데이터와 실물의 측정치를 이용하여 삼각형 형태의 표면요소로 구성된 강체 요소로 설정하였다.

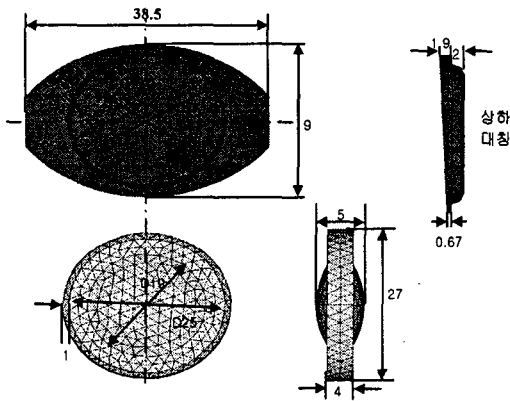


Fig. 1(a) Geometry of SB Charité III artificial disc used in the simulation

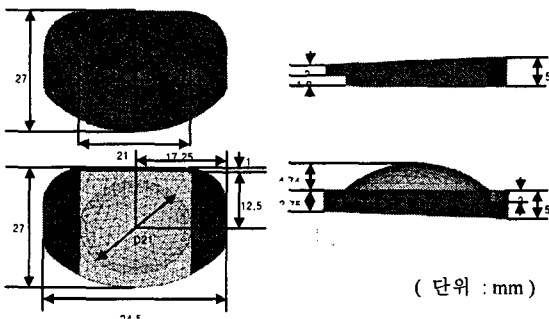


Fig. 1(b) Geometry of ProDisc artificial disc used in the simulation

ProDisc 모델에서 아래 중판에 고정된 하판 위에 장착된 반구 형태의 중심구 표면을 master 로 상판의 접촉부분을 slave 로 설정된 표면접촉 요소 (surface contact element)로 설정 하였으며, SB Charité III 모델에는 하판과 중심구의 윗면을 master 로 상판과 중심구의 아랫면을 각기 slave 요소로 설정하였다. 상, 하판의 고정틀기는 생략 하였으며, 인공 추간판의 상, 하판의 절점들과 추체 중판의 절점 사이에 기구학적 구속 (kinematical constraint)조건을 부과하여 인공추간판의 상, 하판이 추체와 융합(fusion) 되도록 하였다. 두 인공 추간판은 수술 시와 같은 조건이 되도록 전중인대와 수행부(nucleus)는 모두 제거하였으며, Fig. 2 에서 보는 것과 같이 윤상인대는 전방 삽입 시 필요한 만큼 제거하였다.

인공 추간판의 위치는 척추 중앙부에 위치 되도록 하였으며 두 추체 사이에서는 5°의 전만각 (lordosis angle)이 존재하도록 하였다.

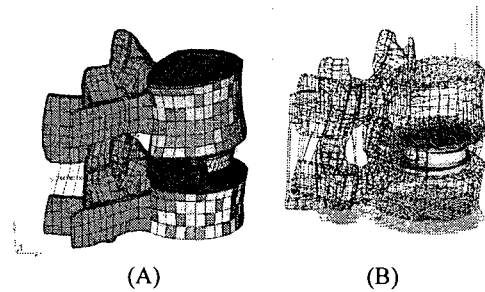


Fig. 2 Developed motion segment FE model with SB Charité III(A) and loading and boundary conditions(B)

2.3 하중 및 경계조건

제 4-5 요추 사이에서 5°의 전만각을 유지하며 제 4 요추의 상부 중판이 수평면에 평행하도록 위치시켰으며 Fig. 2(B)에서와 같이 제 5 요추의 하단과 후부 구조물의 하단부를 모든 방향으로 고정시켰다.

제 4 요추 추체 상단에 상체 무게에 해당하는 수직압축하중 400 N 을 균일분포하중으로 가한 후 추가적으로 2, 4, 6 Nm 의 굴곡-신전(flexion-extension), 측굴전(lateral bending), 축회전 (axial rotation)모멘트를 가하였다.

3. 해석 결과

3.1 모델 별 하중조건에 따른 변위

정상상태 및 SB Charité III, ProDisc 인공추간판을 설치한 운동분절에서의 운동량을 비교하여 Fig. 3의 결과를 얻었다. 그림에서 EXT 2, 4, 6은 각기 2, 4, 6 Nm의 신전 모멘트가 가해진 경우이며, FLX 2, 4, 6은 같은 크기의 굴전 모멘트가 가해진 경우를 나타내고 있다. 400 N의 전하중(preload)을 가하

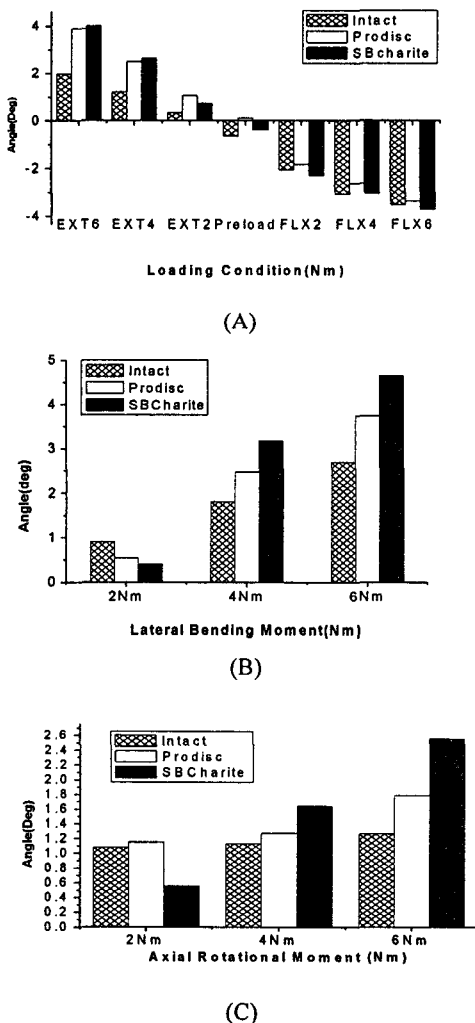


Fig. 3 Predicted angular motion in (A) sagittal plane, (B) lateral bending and (C) axial rotational moment

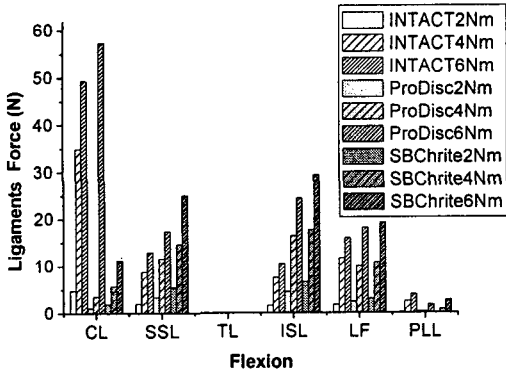
였을 때 정상 및 SB Charité III 모델은 굴곡 되었으나 ProDisc의 경우에는 회전 중심의 차이 때문에 약간의 신전을 보이고 있었다. 2, 4, 6 Nm의 굴곡-신전 모멘트를 추가로 부과하였을 경우 SB Charité III에서 다소 큰 굴곡 회전량이 발생되었다. 신전 시에는 두 모델에서 비슷한 회전량이 계산되었으나 정상 상태의 경우 보다는 훨씬 큰 회전량을 보이고 있었다. 특히 ProDisc가 장착된 경우에는 2 Nm의 신전 모멘트에서 큰 변화량을 보이고 있었다. 반면에 측굴전이나 측 회전 모멘트가 작용되는 경우에는 앞선 경우와 마찬가지로 작은 크기의 모멘트(2 Nm)가 가해진 경우를 제외하고는 모두 인공 추간판을 장착된 경우에서 큰 변위량을 보이고 있었으며 특히 SB Charité III에서 상대적으로 더 큰 변위량이 계산되었다.

3.2 인대에 작용하는 힘

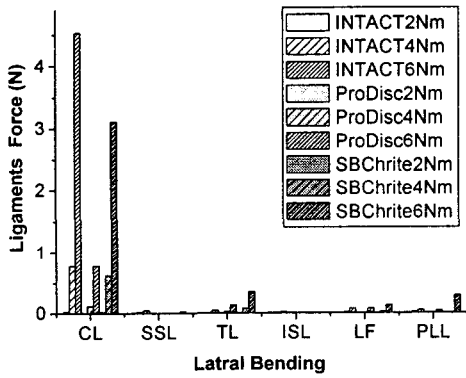
인공추간판의 적용 시 정상 상태와 비교하여 상대적으로 큰 추체의 변위량은 Fig. 4에서 볼 수 있듯이 추체에 연결된 인대에서 큰 인장력을 유발시키게 된다. 굴곡 모멘트 작용 시 상극돌기 인대(SSL), 극돌기인대(ISL), 황색인대(LF)에서 인장력은 정상 상태와 비교적 같은 양상을 보이고 있었다. 그러나 SB Charité III를 적용한 경우에는 피막인대(CL)에서 매우 작은 인장력이 계산되었고, ProDisc가 적용된 모델에서는 굴전 모멘트 증가에 따라 급작스러운 증가를 보이고 있었다. 측굴전 시에는 주로 CL에서 반력이 발생되었으며 횡돌기인대(TL)에서도 약간의 반력이 나타났다. CL에 작용되는 힘의 크기는 정상, SB Charité III, ProDisc의 순으로 나타났다. 회전 모멘트가 작용되는 경우에서도 주로 CL에서 많은 반력이 나타났으며 SB Charité III 모델에서 CL, SSPL, ISL, LF 등 대부분의 인대에서 작용되는 힘이 가장 많았다.

3.3 후관절에서의 접촉력

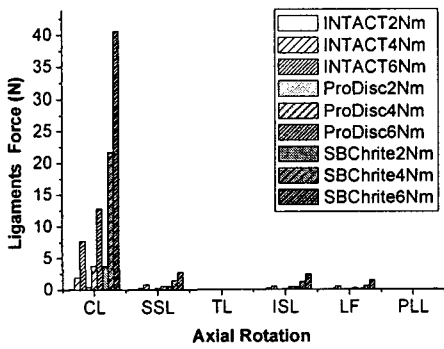
전부하(400 N의 수직 압축력)를 가하였을 때 정상 모델의 후관절에서 가장 크게 나타난 접촉력은 Fig. 5에서 볼 수 있듯이 2 Nm 신전 모멘트가 추가로 부과됨에 따라 인공추간판을 적용한 경우와 비슷한 크기가 되었다. 신전 모멘트의 증가에 따라 접촉력도 증가 하였으며 ProDisc 모델



(A)

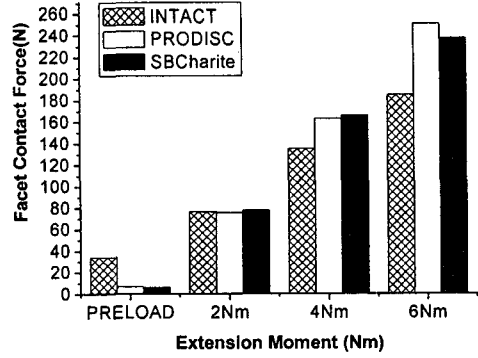


(B)

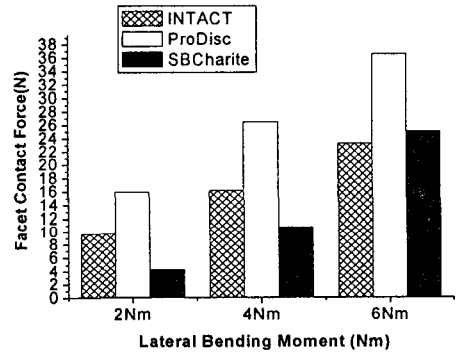


(C)

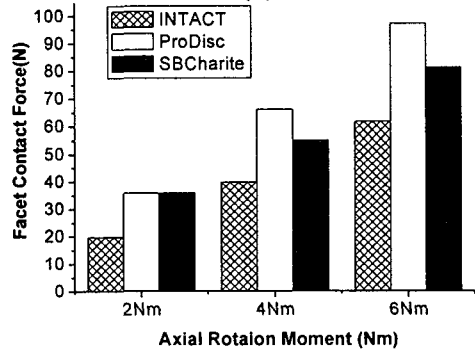
Fig. 4 Ligament forces generated at (A)flexion (B)lateral bending and (C)axial rotation loading condition



(A)



(B)



(C)

Fig. 5 Facet contact forces at (A) extension (B) lateral bending and (C) axial rotation loading condition

에서 가장 큰 접촉력이 발생되고 있다. 측굴전 및 축회전 시 모두 ProDisc 모델에서 가장 큰 접촉력이 발생되었으며 SB Charité III 모델은 측굴전에서 정상 상태의 경우 보다 작은 값의 접촉력을 나타내고 있다. 반면에 축 회전의 경우는 오히려 더 큰 접촉력을 보이고 있었다.

3.4 종판에서의 발생 응력

하중이 가해질 경우 추체의 종판(endplate) 아래 부분에서 발생하는 응력을 Fig. 6 에서 보여 주고 있다. 그림은 전부하와 2, 4, 6 Nm의 굴전 모멘트를 가한 경우 L5 추체 종판 바로 밑 부분에서 발생하는 Von Mises 응력을 나타내고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 정상 상태에서 6 Nm의 굴전 모멘트를 가할 경우 발생 되는 최대응력은 10.1 Mpa 에 불과 하였으나, ProDisc 와 SB Charité III 인공 추간판을 적용한 경우 에서는 각기 127.8, 67.7 MPa 의 최대 응력을 보이고 있었다.

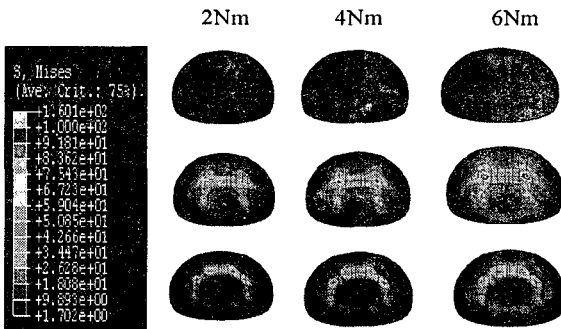


Fig. 6 Von Mises stress distribution below the 5th vertebra endplate. Intact (1st low), Prodisc (2nd low) SB Charité III(3rd low) model at 2, 4, 6 Nm flexion moment .

4. 토 의

본 연구에서 사용한 정상 상태의 유한요소 모델은 이미 in-Vitro 실험 결과와 비교하여 그 타당성이 입증되었었다.⁷

본 연구에서 선택한 두 가지의 인공 추간판은 고정된 회전 중심을 가지고 있는 ProDisc 모델과 추체의 움직임에 따라 순간 중심점이 바뀌는 SB Charité III 모델을 택하였다. 해석 결과는 지금

까지 유일하게 발표되었던 Cunningham 등⁴의 in-Vitro 실험 결과와도 잘 일치하고 있다. 이들은 사체의 제 4-5 번 요추 사이에 SB Charité III를 설치하고 전부하 없이 8 Nm의 모멘트를 가한 결과 정상 상태에 비해 큰 운동량을 측정할 수 있었다. 증가 정도는 축회전, 측굴전, 굴곡-신전의 순으로 나타나 본 연구의 해석 결과와 잘 일치하고 있다. 유한요소 모델을 이용한 연구⁶ 결과에서는 신전시 본 연구의 결과보다 훨씬 큰 운동량 보이고 있었으나 굴전 시에는 유사한 결과를 나타내고 있었다. 이와 같은 운동량의 차이는 4 개의 운동 분절 중 한 운동 분절사이에 인공 추간판을 적용한 모델을 대상으로 해석한 결과로 여겨진다. 즉 후관절의 접촉은 작은 크기의 신전상태에서부터 발생되기 때문에 4 개 운동분절 전체 신전량의 대부분이 인공추간판이 적용된 운동분절에서 발생한다고 여겨진다.

본 연구에서의 해석 결과 두 인공 추간판을 적용 시킨 운동 분절은 정상상태의 운동 분절에 비해 굴곡-신전, 측굴전, 축회전의 운동 범위가 크게 나타나고 있었다. 6 Nm의 모멘트를 적용 시킨 SB Charité III 적용 모델에서는 정상상태의 140%, 170%, 200%의 운동량이 나타났다. 이에 비해 ProDisc 를 적용 시킨 모델에서는 133%, 137%, 138%의 운동량이 계산되었다. 정상 상태의 경우 운동 분절의 순간 중심점은 추간판의 중앙으로부터 약간 후방에 존재하며 운동량에 따라 약간씩 이동 하게 된다. 이에 따라 순간 중심점이 이동되는 SB Charité III 이 정상 상태의 운동 분절과 유사한 운동 형태를 보일 것으로 예상되어 왔었다. 그러나 해석 결과 SB Charité III의 경우 시상면상의 운동에서는 예상대로 상대적으로 작은 운동량을 보이고 있었으나 오히려 측굴전이나 축회전에서는 더 큰 운동량이 나타나고 있었다. 이와 같은 문제점 때문에 후방 인대에서 더 큰 반력이 계산되고 있었다. 해석 결과에서 볼 수 있듯이 인공 추간판이 적용될 경우, 운동분절의 운동량 증가에 따라 후관절에서의 접촉력은 크게 증가되고 있다. 특히 ProDisc 모델에서는 약 40% 정도의 접촉력 증가가 계산되고 있다. 이와 같은 해석 결과는 기존의 임상적으로 나타나는 문제점을 설명하고 있다. 즉 인공 추간판의 적용 후에

나타나는 후관절에서의 변성 현상의 발생 이유를 잘 설명 할 수가 있다.

추체 종판에 나타난 응력도 인공 추간판이 적용된 경우 정상 상태와 비교하여 크게 증가하였다. 인공 추간판의 종판 사이에 위치한 UHMWPE 재질의 경우 추간판 보다 매우 큰 물성을 갖는 관계로 정상 추간판과는 달리 하중을 그대로 아래쪽 추체로 전달하게 된다. 따라서 인공 추간판을 시술한 경우에서 상대적으로 크게 발생된 응력은 추체 주변에서의 골재형성을 유도 하게 된다. 이와 같은 해석 결과는 인공 추간판이 시술된 운동 분절에서 발생되는 이소 골화 현상(heterotopic ossification)⁸ 을 잘 설명하여 주고 있다. 정상 상태의 추간판에서는 수직 압축력이 작용될 경우 발생된 수핵의 압력은 윤상인대 내의 섬유다발의 인장력과 균형을 이루게 된다. 이에 따라 하중의 크기가 변하더라도 아래 추체로 전달되는 힘의 크기는 크게 변화하지 않게 된다. 본 연구 해석 결과는 이와 같은 기존의 분석을 잘 대변하여 주고 있을 뿐만 아니라 회전 중심이 이동하는 경우에서 더 효과적으로 응력의 분산도도 할 수 있음을 제시하고 있다.

5. 결 론

인공 추간판을 적용시킨 척추의 운동 분절에서의 변화를 유한요소 모델을 적용 하여 분석 하였다. 인공 추간판은 순간 중심점이 고정된 경우와 이동되는 형태로 개발된 모델을 대상으로 하였으며 해석결과 후관절에서의 접촉력, 추체의 응력이 정상 상태에 비해 크게 증가함을 보이고 있었다. 이러한 생체역학적 변화는 인공 추간판 설치 운동 분절에서의 골극의 이상 성장, 후관절 비후 등의 퇴행성 변화를 야기 할 수 있음을 보이고 있다. 본 연구에서는 하나의 운동 분절 내에서의 변화만을 분석 하였으나 인공 추간판 적용 시 인접 운동 분절에서의 변화를 고려하기 위해서는 요추 전체 모델을 대상으로 근육 요소 등을 추가한 해석이 추가적으로 수행 되어야 할 것이다.

후 기

본 연구는 산업자원부의 공통핵심기술개발 사업 지원에 의해 수행되었음.

참고문헌

1. De Kleuver, M., Oner, F.C. and Jacobs, W.C.H., "Total Disc Replacement for Chronic Low Back pain: background and a Systematic Review of the Literature," *Eur. Spine J.*, Vol. 12, pp.108-116, 2003.
2. Bütter-Jan, K., Schellnack, K. and Zippel, H., "Biomechanics of the SB Charité Lumbar Intervertebral Disc Endoprosthesis," *Int. Orthop.*, Vol. 13, pp.173-176, 1989.
3. Lemaire, J.P., Skalli, W., Lavesate, F., Templier, A., Mendes, F., Diop, A., Sauty, V. and Laloux, E., "Intervetebral Disc Prosthesis. Results and Prospects for the Year 2000," *Clin. Orthop.*, Vol. 337, pp. 64-76, 1997.
4. Cunningham, B.W., Gordon, J.D., Dmitriev, A.E., Hu, N. and McAfee, C., "Biomechanical Evaluation of Total Disc Replacement Arthroplasty: An in Vitro human Cadaveric Model," *Spine*, Vol. 28, pp. S110-S117, 2004.
5. Dooris, A.P., Goel, V.K., Grosland, N.M., Gilbertson, L.G. and Wilder, D.G., "Load-sharing between Anterior and Posterior Elements in Lumbar Motion Segment Implanted with an Artificial Disc," *Spine*, Vol. 26, pp. E122-E129, 2001.
6. Rohlmann, A., Zander T., and Bergmann G., "Effect of Total Disc Replacement with ProDisc on Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine," *Spine*, Vol. 30, pp.738-743, 2005.
7. Kim, Y.E., Cho, S.Y. and Choi, H.Y., "Analysis of Dural-sac Occlusion in a Lumbar Spinal Motion Segment FE Model," *J. of Musculoskeletal Research*, Vol. 5, pp. 243-252, 2001.
8. McAfee, P.C., Cunningham, B.W., Devine, J., Williams, E. and Yu-Yahiro, J., "Classification of Heterotopic Ossification in Artificial Disk Replacement," *J. of Spinal Disorder & Techniques*, Vol.16, pp.384-389, 2003.