

인공추간판 적용 시 인접 운동 분절에서의 변화 분석

김영은*(단국대학교 기계공학과), 윤상석(단국대학교 대학원 기계공학과)

Analysis of biomechanical change of adjacent motion segment of the lumbar spine with an implanted artificial disc

Y. E. Kim (Dept. of Mechanical. Engr. DKU), S. S. Yun (Graduate School, DKU)

ABSTRACT

Although several artificial disc designs have been developed for the treatment of discogenic low back pain and used clinically, biomechanical change with its implantation seldom studied. To evaluate the effect of artificial disc implantation on the biomechanics of lumbar spinal unit, nonlinear three-dimensional finite element model of L1-L5, S1 was developed and strain and stress of vertebral body and surrounding spinal ligaments were predicted.

Intact osteoligamentous L1-L5, S1 model was created with 1-mm CT scan of a volunteer and known material property of each element were applied. This model also includes the effect of local muscles which was modeled with pre-strained spring elements. The intact model was validated with reported biomechanical data. Two models implanted with artificial discs, SB Charité or Prodisc, at L4/5 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, facet joint contact force with 2~12 Nm flexion-extension moment.

..

Key Words : Artificial disc (인공디스크), Muscle model(근육모델), FE Model (유한요소모델), Lumbar spine(요추)

1. 서론

인공 추간판이 인체에 설치되어 인체의 일부로 작동을 하게 되면 해당 분절에 가해지는 힘에 따라 인공 추간판 자체가 하중을 받게 되며 주변 척추 조직과 상호 작용을 하게 된다. 이러한 상호 작용들에 대한 생체역학적 평가는 매우 미미한 상태이다. 본 연구에서는 인공 추간판 설치 시 인접 운동 분절에서의 변화를 유한요소법을 통하여 알아보고자 한다.

2. 해석 방법

2.1 정상 척추의 유한요소 모델

유한요소모델의 생성을 위하여 22 세 남자의 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 1 요추에서 제 5 요추와 흉골의 일부분만을 모델링 하였다. 척추체는 피질골과 해면골을 구별하여 각각 다른 물성치를 적용하였으며 척추체를 제외한 척추 후부구조물 전체는 이와 같은 구분 없이 균일한 물성치를 적용하였다. 척추체의 종판은 0.5mm 의 일정한 두께를 가진 것으로 가정하였다.

추간판의 윤상인대는 바탕질내에 섬유층이 합성된 것으로 모델링 하였다. 섬유층은 수평면에 대하여 38 도를 이루면서 서로 교차되도록 하며 주위 골질과 부합되도록 여섯 개의 층으로 구성하였다. 윤상인대는 장력만 작용하는 삼차원 선형 요소로 초기 장력은 없는 것으로 하였다. 척추체를 연결하는 일곱개의 인대들은 윤상인대의 섬유와 마찬가지로 장력을 전달하는 삼차원 장력 선형 요소모델로 설정하였다. 요소들은 인대 내 섬유들의 배열 방향과 일치하도록 하였다. 이와 같은 방법으로 구성된 모델의 물성치는 기존의

연구¹에서 사용되었던 값과 같은 값을 사용토록 하였다.

각 요추의 운동 분절에서 각기 다음과 같은 전만각이 존재하도록 하였다. 즉, L1/2(0°), L2/3(3°), L3/4(7°), L4/5(8°), L5/S1(6°)이며 L2 상부 종판과 S1의 하부 종판의 사이의 요추부의 총 전만각은 43°를 이루게 하였다.

2.2 인공 추간판을 삽입한 유한요소 모델

인공 추간판은 현재 임상적으로 사용되는 ProDisc와 SB Charité III를 유한요소모델로 제작하였으며, 정상 척추의 유한요소 모델에서 제 4 요추와 제 5 요추 사이에 전방 접근법과 같은 전종인대와 수핵부는 모두 제거하였으며 윤상인대는 삽입시 필요한 일부만을 제거하여 인공 추간판의 삽입 모델을 만들었다.

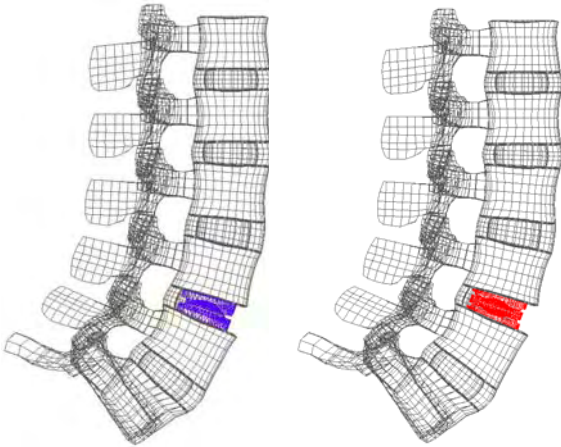


Fig. 1 Whole lumbar spine FE model with artificial disc

2.3 하중 및 경계조건

제 1 요추의 상부 종판에 하중을 가하였으며 일부가 모델링된 골반의 하단부를 고정 시켰다.

근육에 의한 척추체의 고정 효과를 모사하기 위하여 척추체를 따라 prestrain된 스프링 요소를 이용하여 2400N을 주었으며 2, 4, 6, 8, 10, 12 Nm의 굴곡-신전모멘트를 제 1 요추 상부에 가하였다.

3. 해석 결과

3.1 모델별 하중조건에 따른 변위

정상 및 ProDisc와 SB Charité를 설치한 모델의 변위는 각 요추의 회전된 각도로 나타내었다.

굴곡-신전 모멘트를 가하였을 때 제 1 요추에서 제 4 요추 사이에서의 회전량은 정상모델과 인공추간판 모델에서 큰 차이가 없었으나 인공 추간판이

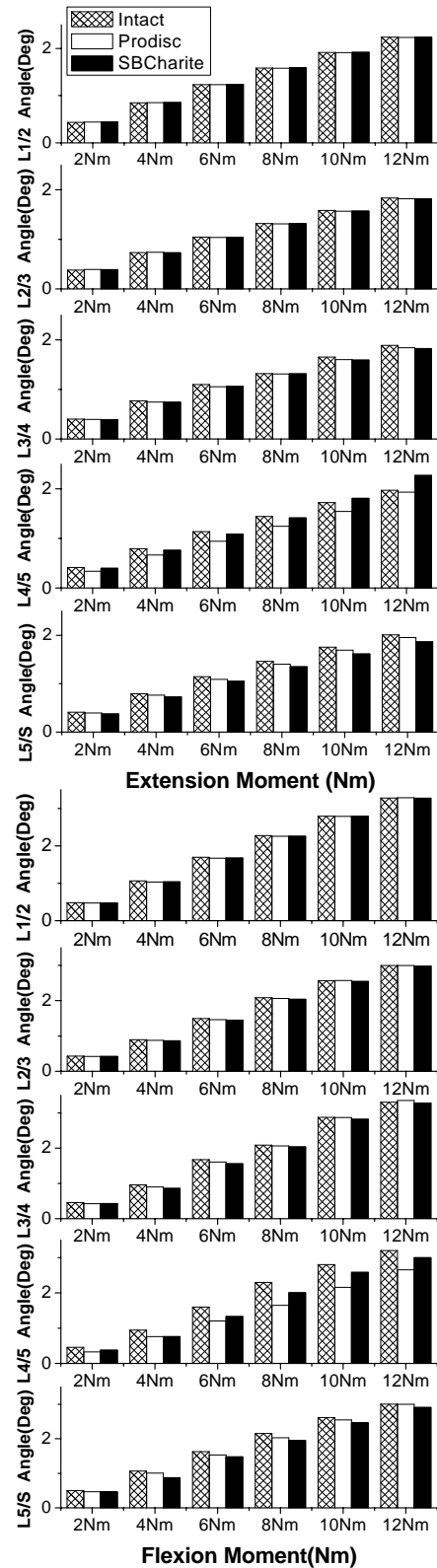


Fig. 2 Predicted angular motion in lumbar spine

설치되어 있는 제 4-5 요추에서 신전 모멘트를 가하였을 때 Prodisc 모델이 정상모델보다 적은 회전량을 보였으며 SB Charité 모델에서 10Nm 이상의 신전모멘트 시에는 정상모델보다 많은 회전각을 보였다. 굴곡 모멘트를 가하였을 때는 제 4-5 요추에서 두 인공 추간판 모델 모두 정상 모델 보다 더 작은 회전량을 보였으며 Prodisc 모델이 SB Charité 모델 보다 더 작은 회전량을 보였다.

3.2 후관절에서의 접촉력

신전 모멘트 시 후관절의 접촉력은 Fig. 4 에서처럼 제 4-5 요추에서 정상모델 보다 Prodisc 모델의 경우 약 80N, SB Charité 모델에서 약 30N 정도 큰 량을 보였으며 제 1-4 요추에서는 거의 같은 양의 접촉력을 보였다. 제 5 요추와 흉골 사이에서는 정상모델과 SB Charité 모델이 거의 같은 접촉량을 보였으며 Prodisc 모델에서 더 큰 접촉력을 보였다.

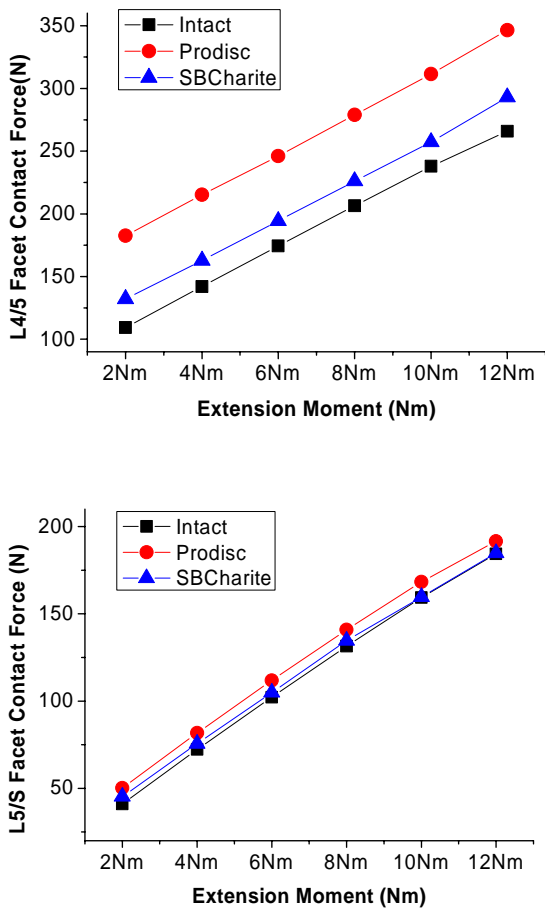


Fig. 3 Facet contact forces generated at each segment

3.3 수핵부에서의 압력

제 1-3 요추에서 수핵부의 압력은 굴곡 모멘트시 거의 동일한 압력이 나왔으며 제 3-4 요추와 제 5 요추와 흉골 사이의 수핵부에서의 압력은 굴곡 모멘트시 큰 차이는 없었으나 Prodisc 모델에서 더 큰 압력이 생겼다.

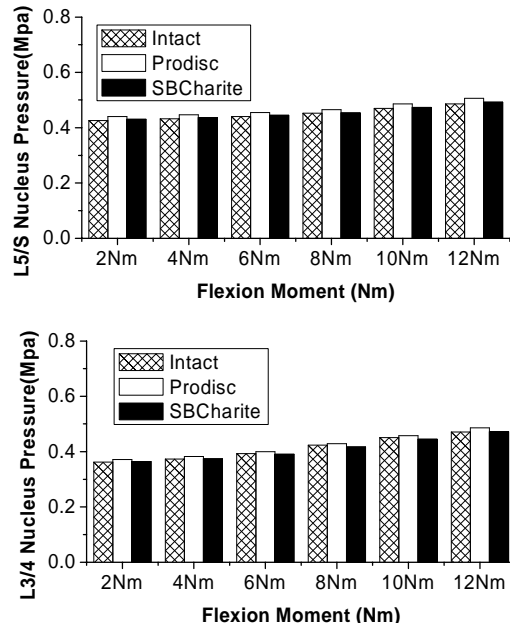


Fig. 4 Nucleus pressure generated at each segment

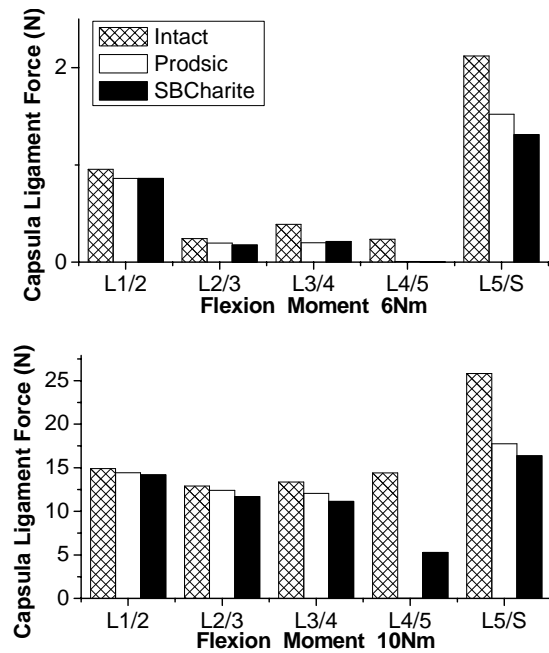


Fig. 5 Capsular Ligament forces generated at each segment

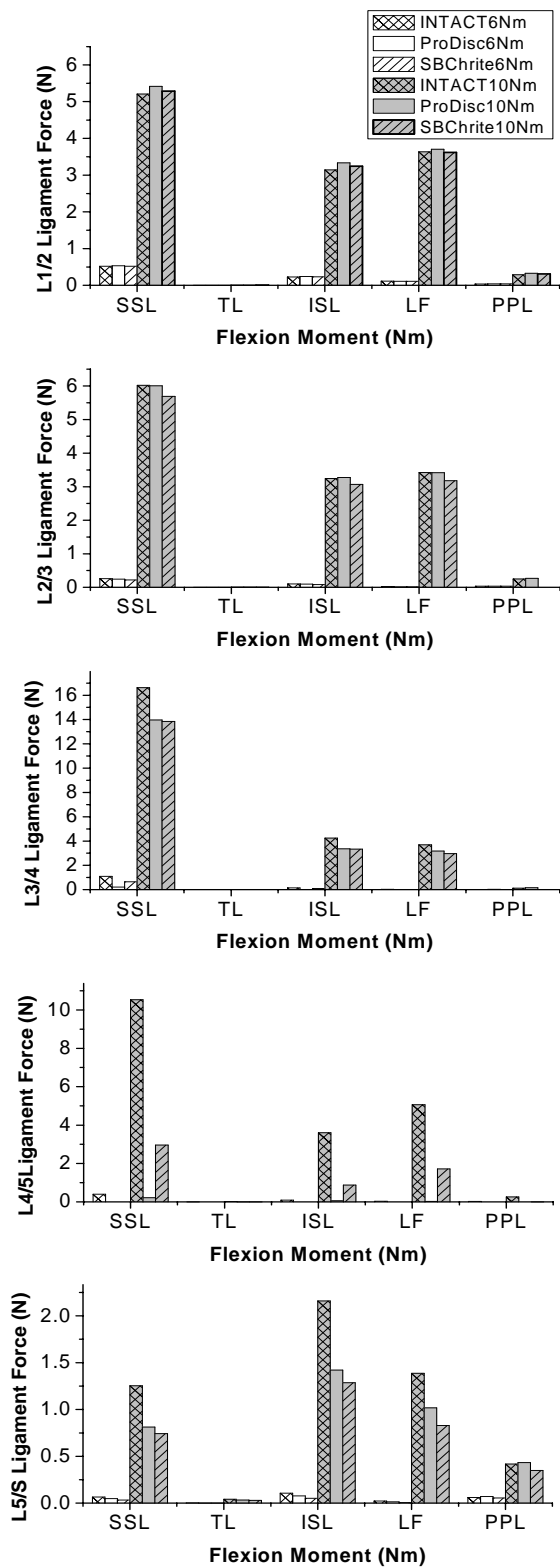


Fig. 6 Ligament forces generated at each segment

3.4 인대에 작용하는 힘

두 인공 추간판 모델에서 굴곡 모멘트 작용시 상극돌기 인대 (SSL: Supra-Spinous Ligament), 극돌기간 인대 (ISL: Inter-Spinous Ligament), 황색 인대(LF: Ligament Flavum), 횡돌기간인대 (TL: Transverse Ligament)들은 제 1-3 요추에서 정상모델과 비교적 같은 양상을 보이거나 인공 추간판이 삽입된 분절의 인접분절에서의 인대들은 정상모델보다 적은 양의 힘이 작용하였다. (Fig.6) 피막 인대(CL: Capsula Ligament)는 하단 분절일수록 정상모델과 차이는 더 커지며 특히 인공추간판이 장착된 제 4-5 요추에서는 힘이 작용되어지지 않고 있다.(Fig.5)

4. 결론

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. 척추체를 잡아주는 주변 근육을 모델에 적용 시킨 결과 굴전 시 정상모델보다 인공 추간판을 적용 시킨 모델에서 회전량이 더 작은 결과가 나왔다. 실제 수술 후의 직립상태와 굴전 상태시 촬영된 X-ray 사진 결과에서도 유사한 결과를 보이고 있었으며 이에 대한 정확한 분석을 위해서는 근육을 상세히 모델링 한 추가적 연구가 더 필요하다.

참고문헌

1. 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
2. A.Shirazi-Adl, "Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading," J. of Biomechanics. Vol.15, pp.718-725,2000.
3. 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.
4. Andrew P.Dooris., Goel, V.K., Grosland, N.M. et al., "Load-sharing between Anterior and Posterior Elements in Lumbar Motion Segment Implanted with an Artificial Disc, Spine, Vol. 26, pp. E122-E129, 2001
5. Kim, Y, Vijay K. Goel, "Effect of Testing Mode on the Biomechanical Response of a Spinal Motion Segment", J, of Biomechanics, Vol.23, No.3, pp.289-291, 1990