

요추 유합술 후, 인접분절의 위험을 초래하는 원인들에 대한 생체 역학적 분석

Effects of Operative Technique, Pedicle Screws, or Fusion on Loading of Adjacent Segments after Lumbar Fusion: Finite Element Biomechanical Analysis

강 경 탁* · 정 형 진** · 진 흥 재*** · 김 호 중****

Kang, Kyoung-Tak · Jung, Hyung-Jin · Chun, Heoung-Jae · Kim Ho-Joong

요 약

척추경 나사못을 이용한 요추 유합술은 가장 보편적으로 사용되는 수술 적 치료 방법이다. 과거 여러 연구들에서 이러한 척추 유합술의 임상적 우수성은 이미 입증 되었으며, 척추경 나사못은 시술 부위의 운동을 완전히 제한함으로써 높은 유합율을 얻을 수 있으나, 상대적으로 인접 분절의 조기 퇴행성 변화의 요인 중 하나로 보고되고 있다. 또한 유합술을 수행 할 때 후방조직의 절제 또한 인접 분절의 퇴행을 초래하는 원인으로 보고되고 있다. 따라서 본 연구에서는 유한요소해석 방법을 이용하여 척추경 나사못 과 후방조직을 절제하는 시술 방법을 비교하여 척추체의 운동범위의 증가량을 계산하였고, 척추경 나사못 모델과 후방조직을 제거한 모델을 개발하여 시술하기 전 정상모델과 비교하였다. 개발된 모델과 정상 모델을 생체 역학적 측면에서 분석하여 인접분절의 조기 퇴행성 변화를 일으키는 가장 큰 원인이 무엇인지 정량적으로 분석하였고, 이를 근거 하여 임상적 효과와 그 이론적 근거를 제시하고자 한다.

keywords : 요추, 유한요소해석, 인접분절, 척추경 나사못

1. 서 론

척추경 나사못의 삽입이 증가함에 따라, 나사못 파손 등의 기구적 실패와 척추경의 파손에 의한 신경손상이 보고되고 있다. 그러나 이러한 문제점이 발견되에도 불구하고, 척추경 나사못이 개발된 후, 후방 척추 유합술은 급격히 증가해 왔다. 척추경 나사못은 유합율을 증대시키는 것으로 보고되어 왔고, 그에 따라 후방 유합술 시행 시 통상 같이 사용되어져 오고 있다. 그러나 이러한 척추경 나사못은 유합율을 높여주고 수술 후에도 별도의 고정 기간이 필요 하지 않다는 장점에도 불구하고, 인접 분절의 퇴행성 변화를 더 쉽게 가져올 수 있다는 점이 심각한 합병증 중의 하나로 보고되고 있다. 이전의 많은 연구들에서 척추경 나사못을 사용한 유합술의 경우 인접 분절의 변화가 더 쉽게 오는 것으로 보고되고 있으며(Bono, 2004), 저자는 척추경 나사못이 인접 분절의 퇴행성 변화의 위험을 증가시킨다면, 성공적인 유합을 이룬 후에 기구를 제거하는 것이 전체적인 요추의 생체 역학적 변화를 가져올 수 있다고 가정하였다. 또한 수술할 때 의사의 후방조직의

* 학생회원 · 연세대학교 기계공학과 박사과정 tagi1024@yonsei.ac.kr

** 학생회원 · 연세대학교 기계공학과 석사과정 hjjung@yonsei.ac.kr

*** 정회원 연세대학교 교수 hjchun@yonsei.ac.kr

**** 연세사랑병원 과장 oshkim@gmail.com

제거 또한, 인접분절의 조기 퇴행을 일으키는 중요 요인으로 분석되고 있다(Park, 2004). 따라서, 인접분절의 조기 퇴행을 일으키는 가장 큰 요인이 무엇인지 정량적으로 분석이 필요 하였다. 이전 연구논문들이 금속 고정물을 제거하였을 경우의 합병증에 대하여 보고한 바 있으나, 요추 유합술에서 하나 혹은 두 분절에서의 기구 제거에 따른 득과 실은 아직 연구된 바가 없다.

이를 위해 저자들은 기구를 사용한 요추 후 측방 유합술의 유한요소모델을 개발하였으며, 기구를 제거한 후의 모델 또한 개발하였다. 또한, 유합 상태에서 후방조직을 제거한 모델, 기구를 제거한 상태에서 후방조직을 제거한 모델을 개발하였다. 그리고 이러한 모델 사이의 생체 역학적 변화를 비교 분석하였다. 나아가 인접 분절에서의 운동각 측면에서 유합과의 이상적인 수술방식을 추론하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 연구 방법

본 연구에서는 기하학적, 구조적 복잡성을 최대한 실제와 가깝도록 모델링 하였다. 먼저 29살 남자의 지오메트리 데이터를 얻기 위해 각 슬라이스의 간격을 3mm로 CT 스캔을 찍었다. CT 데이터를 3차원 데이터로 모델링하기 위하여 3차원 이미지 프로그램 전문 프로그램인 Mimics를 이용하여 3차원 데이터의 지오메트리를 얻을 수 있었다. 또한 척추체와 신경 인대조직을 비롯한 복잡한 형상의 Mesh 작업은 HyperMesh 8.0을 이용하였고, 유한요소 해석 모델링과 해석결과의 처리로는 상용패키지 ABAQUS 6.5를 사용하였다.

2.2 3차원 모델의 구현

척추체의 해면골(cancellous bone) 부분과 후방요소(posterior element)는 서로 물성치가 다르며 10절점 테트라 요소와 8절점의 헥사 요소를 결합하여 구성시켰다. 이 요소들은 균일하고 방향성이 없다고 가정하였다. 특히 후방요소 해면골의 분포는 측정대상에 따라 매우 다양한 형태를 보이기 때문에 후방요소 전체를 균일한 물성치를 갖는 물질로 단순화 하였다. 추체의 피질골(cortical bone)은 1mm 요소로 모델링 하였으며 각각 4절점의 쉘 요소로 구성하였다. 후관절(facet joint) 사이에는 각 관절 간에 Surface to surface contact을 부여하여, 후관절 면의 안쪽에 위치한 연골층의 생리학적 특성을 모방 하고자 하였다. 개발된 각각의 추체 사이에는 추간판이 삽입되었다. 추간판은 Shirazai-Adl 등(Shirazi-Adl, 1984)이 구축한 척추 모델 이 후, 여러 층의 섬유륜(annulus fibrosus)을 포함한 기저물질(gorund substance)과 무점성의 비압축성 수핵으로 구성하는 것이 일반화 되었으나 최근 발표된 Guan(Guan, 2006)의 척추모델 유효화 모델이 Shirazai-Adl의 모델보다 모델의 유효화에 있어서 더욱 좋은 유효화를 보였기 때문에 Guan의 모델과 마찬가지로 섬유륜은 3차원 고탄성(hyper-elastic) 특성에 맞추어 모델링 하였고, 수핵의 경우는 Shirazai-Adl 등(Shirazi-Adl, 1984)과 같은 동일한 방법을 사용하였다. 본 연구에 사용된 요추 모델은 일곱 개의 주요인대(전방 종인대, 후방종인대, 횡인대, 횡돌기간 인대, 극상건인대, 극간인대, 척추후관절낭)를 고려하여 구현되었다. 인대들은 인장에만 작용하는 3차원 비선형요소로 모델링 하였고, 인대들의 고탄성(hypoelastic) 특성에 따라, 인대들의 생리학적 비선형 특성과 동일하게 변형이 커짐에 따라 탄성계수가 증가하도록 설정하였다. 각각의 인대들은 문헌(Shirazi-Adl, 1984 ; Wagner, 2004)을 참고하여 해부학적으로 적절한 위치의 척추체에 연결하여 정상요추(L2-L5)의 유한요소 모델을 완성하였다. 본 연구에 이용된 재료들의 물성 값은 Table 1과 같다.

2.3 시술된 요추의 유한요소모델 구현 및 경계조건

본 연구에서는 척추 후방에 삽입되는 척추경 나사못은 Stryker 사의 제품을 사용하였으며, 척추경 나사못은 직경 6mm의 Xia Titanium(110GPa) 재질로 일반적인 나사의 형태로 디자인 되었다. 구현된 정상 척추모델의 제 3요추와 제 4요추의 척추경에 나사못이 삽입되었다. 척추경 나사못은 임상적으로 가장 흔히 사용되는 Inward method(Aebi, 1998)로 삽입하였다. Fig. 1은 본 연구에서 사용된 네가지 모델과 정상 요추 모델을 보여준다. 본 연구에서 사용된 척추의 각 모델별로는 제5요추의 하중판을 고정시킨 상태

Table 1. The material properties specified in the finite element models.

Component	No. of elements	Young's modulus E (MPa)	Poisson ratio ν	Cross-section (mm ²)
Cortical bone	2752	12,000	0.3	
Cancellous bone	2060	100	0.2	
Posterior elements	2868	3,500	0.25	
Nucleus pulposus	4203	1.0	0.499	
Annulus	5155	Hyperelastic material		
Ligaments	241	7.8 ($\epsilon < 12\%$) 20 ($\epsilon > 12\%$)		63.7
Anterior longitudinal	36	10 ($\epsilon < 11\%$) 20 ($\epsilon > 11\%$)		20.0
Posterior longitudinal	36	15 ($\epsilon < 6.2\%$) 19.5 ($\epsilon > 6.2\%$)		40.0
Ligamentum flavum	20	10 ($\epsilon < 18\%$) 58.7 ($\epsilon > 18\%$)		1.8
Capsular	86	7.5 ($\epsilon < 25\%$) 32.9 ($\epsilon > 25\%$)		30.0
Interspinous	15	10 ($\epsilon < 14\%$) 11.6 ($\epsilon > 14\%$)		40.0
Supraspinous	9	8 ($\epsilon < 20\%$) 15 ($\epsilon > 20\%$)		30.0
Bone graft	39	3500		

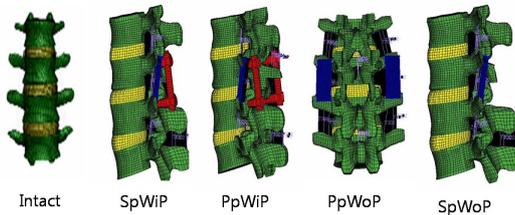


Fig. 2. Finite element Model

에서 제2요추의 상종판에 예비 압축하중 400N을 가하고, 10Nm의 굴곡(flexion), 신전(extension), 측굴(lateral bending), 비틀림(torsion)의 순수 모멘트를 적용하였고, 이때 각 분절 별로 운동범위의 증가량을 비교 하였다.

3.결과 및 결론

본 연구에서 사용된 척추체의 유한요소 모델은 이전에 우리가 발표한 논문에서 이미 유효화 하였다(Chun, 2009). Fig. 2에서는 후방 척추 나사경 유합술 모델과 나사경을 제거한 모델의 각 분절별 운동범위의 증가량을 보여준다.

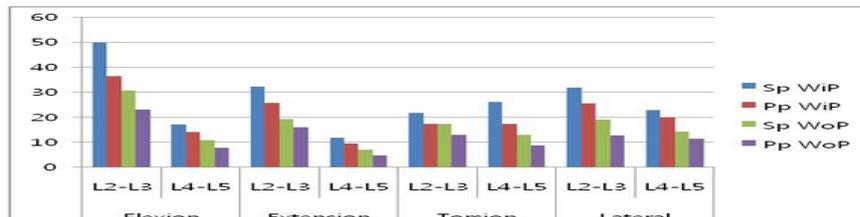


Fig. 2. The percent change of the ROM at each corresponding segment among the four fusion models

위의 결과를 보면 알 수 있듯이 척추경 나사못 모델이 나사못을 제거한 유합 모델보다 시술부위에서는 운동범위가 줄어들었으며 시술이 이루어 지지 않은 분절에서는 더욱 커지는 것을 알 수 있었다. 또한, 후방 조직을 제거한 모델이 후방조직을 제거하지 않은 모델 보다 인접 분절의 운동범위의 증가량이 더 크다는 것을 발견 하였다. 위의 4가지 모델의 조합을 통하여 볼 때, 수술시에 이루어지는 후방조직의 제거 보다는 척추

경 나사못 제거에 따른 효과가 더 크다는 것을 알 수 있었다. 척추경 나사못은 인접 분절의 조기 퇴행성 변화의 중요한 원인 중 하나일 것으로 생각되어져 왔으나 아직 생체 역학적으로 척추경 나사못이 없는 척추 유합술과 직접 비교 및 후방 조직의 정량적으로 비교 분석된 적은 없었다. 그 이유는 이러한 유합 모델이 기존의 사체 실험으로는 구현하기 힘들기 때문이다. 따라서 저자들은 유한 요소 모델을 이용하여 네 가지 모델을 비교 할 수 가 있었다.

이번 실험의 결과가 말하듯이, 의사의 수술역시 인접분절의 조기퇴행 변화를 일으키는 원인에 기인할 것으로 판단되지만 척추경 나사못의 유무가 더 큰 차이를 보이는 것으로 판단되었다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(과제번호:R01-2006-000-10933-0)지원으로 수행과 차세대 프론티어 연구사업 차세대 소재성형 기술개발사업의 연구비 지원으로 이루어 졌습니다. 이에 깊은 감사를 드립니다.

참고문헌

- Bono, C. M. and Lee, C. K.**(2004) Critical analysis of trends in fusion for degenerative disc disease over the past 20 years: influence of technique on fusion rate and clinical outcome, *Spine*, 29(4), pp.455~63.
- Park P, Garton HJ, Gala VC, et al.** (2004) Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine*, 29(17), pp.1938~44.
- Guan, Y., Yoganandan, N., Zhang, J., Pintar, F., Cusick, J., Wolfla, C. E. and Maiman, D. J.**(2006) Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine, *Medical & biological engineering & computing*, 44(8), pp.633~641.
- Shirazi-Adl, S. A., Shrivastava, S. C. and Ahmed, A. M.**(1984) Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study, *spine*, 9(2), pp.120~134
- Wagner, D. and Lotz, J.**(2004) Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus, *J Orthop Res*, 22(4), pp.901~909
- Aebi, M., Etter, C., Kehl, T. and Thalgott, J.**(1998) The interanl skeletal fixation system; new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorder, *Clin. Orthop.*, 227, pp.30~43
- Heoung-Jae Chun, Ho-Joong Kim, Kyoung-Tak Kang, Hwan-Mo Lee, Hak-Sun Kim, Eun-Su Moon, Jin-Oh Park, Bo-Hyun Hwang, Ju-Hyun Son and Seong-Hwan Moon,** (2009) A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis, *Med Biol Eng Comput*, 47(6), pp.599~605