

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2009.33.7.645

극돌기 절골술과 추궁관 절제술에 대한 생체역학적 비교

강경탁* · 전흥재† · 손주현* · 김호중** · 문성환** · 이환모** · 김가연*
(2008년 11월 13일 접수, 2009년 6월 9일 수정, 2009년 6월 12일 심사완료)

The Comparison of Biomechanical Changes between Spinous Process Osteotomy and Conventional Laminectomy

Kyoung-Tak Kang, Heung-Jae Chun, Ju-Hyun Son,
Ho-Joong Kim, Seong-Hwan Moon, Hwan-Mo Lee and Ka-Yeon Kim

Key Words: Finite Element Analysis(유한요소해석), Osoteomic(절골술), Spine(척추), Spinous(극돌기)

Abstract

Previous studies have introduced the technique of spinous process osteotomy to decompress spinal stenosis, a procedure which aims to afford excellent visualization while minimizing destruction of tissues not directly involved in the pathologic process. However, biomechanically it has not been investigated whether the sacrifice of posterior spinous process might have potential risk of spinal instability or not, even though supra-spinous and inter-spinous ligaments are preserved. Therefore the aim of this study is to evaluate the biomechanical properties after spinous process osteotomy, using finite element analysis. The model of spinous process osteotomy exhibited no significant increase in disc stress or change in segmental range of motion. It is due to the fact that the instability of lumbar spine has been maintained by the two-types of ligaments compared with the prior surgical technique. Therefore, according to the finite element result on this study, this osototomy was considered to be a clinically safe surgical procedure and could not cause the instability of the lumbar spine.

1. 서 론

퇴행성 요추관 협착증은 고령의 환자에게 흔히 볼 수 있는 질환으로, 하지의 파행과 방사통을 일으킨다. 이는 고령 환자의 삶의 질을 저하시키는 중요한 원인 질환 중 하나다. 하지만 요추관 감압술과 같은 수술적 치료는 이러한 증상을 호전 시키는데 성공적인 것으로 보고되고 있다. 이러한 수술적인 치료는 후방구조, 즉 추궁관, 극돌기,

극돌기 사이 인대를 일부 또는 완전히 제거하는 전통적인 추궁관 절제술에서부터 최소 미세 침습 수술 방법까지 다양하게 변해왔다. 최근에는 요추의 후방 구조물을 보존하여, 추후에 발생할 수 있는 요추 불안정성을 미연에 방지하는 수술적 방법들이 개발되어 왔는데, 미세 최소 침습 수술 방법을 그 예로 들 수 있다. 하지만 이러한 수술적 방법은 제한적 수술 부위의 노출과 그 기술을 습득하는데 상당한 시간을 필요로 한다는 점, 대부분의 수술이 고가의 장비를 필요로 한다는 점이 제한점으로 제기되고 있다.

극돌기 절골술은 Weiner 등에 의해 처음 소개되었다.⁽¹⁾ 이 수술은 주위 인대 조직을 가능한 최대한으로 보존하면서 우수한 수술 부위의 시야를 제공할 수 있는 수술 방법이다. 하지만 이 수술 방법이 소개된

† 책임저자, 회원, 연세대학교 기계공학과
E-mail : hjchun@yonsei.ac.kr
TEL : (02)2123-4827 FAX : (02)362-2736
* 연세대학교 대학원 기계공학과
** 연세대학교 의과대학 정형외과학 교실

이 후 임상적 수술 결과에 관한 보고는 매우 드물다. 저자들은 그 동안 요추관 협착증과 퇴행성 요추 전방 전위증에서 본 수술을 시행하였으며, 우수한 임상 결과를 발표한 바 있다.⁽²⁾ 하지만 이러한 수술 방법이 생체역학적으로 어떠한 안정성과 위험성을 내포하고 있는지에 대한 연구는 아직 발표된 바 없다. 이전에 발표된 유한요소해석 모델들은 아직까지는 유합술과 고정기구 분석에만 한정되어 있는 실정이다.⁽³⁻⁵⁾ 따라서 본 연구에서는 유한요소해석을 이용하여 극돌기 절골술과 기존의 수술 방식인 추궁관 절제술을 비교하였다. 이를 위하여 제 2요추(L2)-제 5요추(L5)의 3차원 유한요소 모델을 개발하였다. 개발된 부위는 실제로 임상에서 수술이 가장 많이 진행되고 있는 부위이다. 이 모델을 통하여 극돌기 절골술과 추궁관 절제술의 운동범위 및 수술 부위와 인접분절의 추간판에서 응력 증가율 그리고 극돌기 절골술에서 인대에 걸리는 응력 증가율을 분석하여 극돌기 절골술의 생체역학적 안정성을 평가 하였다.

2. 본 론

2.1 연구 대상

본 연구에서 연구대상은 병력 조사에서 골대사성 질환이 없는 29세의 남자였으며, 골 대사에 영향을 미칠 수 있는 약물을 복용한 적이 없고 외상 병력이 없는 정상인이었다.

2.2 연구 방법

본 연구에서는 기하학적, 구조적 복잡성을 최대한 실제와 가깝도록 모델링 하였다. 먼저 29세 남자의 외곽선 데이터를 얻기 위해 각 슬라이스의 간격을 3mm로 CT 스캔을 찍었다. CT 데이터를 3차원 데이터로 모델링하기 위하여 3차원 이미지 전문 프로그램인 Mimics를 이용하여 3차원 데이터의 외곽선을 얻을 수 있었다. 이 때 외곽선 데이터를 기반으로 변환된 유한요소 모델링은 인체의 정중 시상면(mid-sagittal plane)을 중심으로 대칭이 되도록 하였다. 또한 척추체와 신경 인대 조직을 비롯한 복잡한 형상의 Mesh 작업은 HyperMesh 8.0을 이용하였고, 유한요소해석 결과 처리로는 상용패키지 ABAQUS 6.5를 사용하였다.

2.3 3차원 모델의 구현

추체의 해면골(cancellous bone) 부분과 후방요

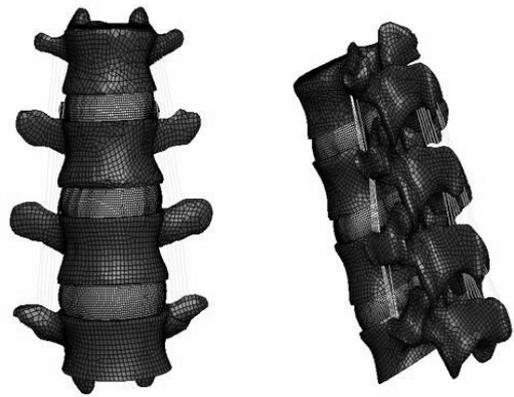


Fig. 1 Finite element model

2.3 3차원 모델의 구현

추체의 해면골(cancellous bone) 부분과 후방요소(posterior element)는 서로 물성 값이 다르며 10절점 테트라 요소와 8절점의 헥사 요소를 결합하여 구성하였다. 이 요소들은 균일하고 방향성이 없는 상태로 가정하였다. 특히 후방요소와 해면골의 분포는 측정 대상에 따라 매우 다양한 형태를 보이기 때문에 후방요소 전체를 균일한 물성 값을 갖는 물질로 단순화 하였다. 추체의 피질골(cortical bone)은 1mm 요소로 모델링 하였으며 각각 4절점의 헥사 요소로 구성하였다. 후관절(facet joint) 사이에는 각 관절 간에 면 대 면 접촉(surface to surface contact)을 부여하여, 후관절 면의 안쪽에 위치한 연골층의 생리학적 특성을 모방 하고자 하였다. 개발된 각각의 추체 사이에는 추간판이 삽입되었다. 추간판은 Shirazai-Adl 등⁽⁶⁾이 척추 모델을 구축한 후, 여러 층의 섬유륜(annulus fibrosus)을 포함한 기저물질(gorund substance)과 무점성의 비압축성 수핵으로 구성하는 것이 일반화 되었으나 최근 발표된 Guan⁽⁷⁾의 척추 모델 유효화 모델이 실제 사체 실험 결과에 있어 Shirazai-Adl의 모델보다 더욱 좋은 유효화를 보였기 때문에 Guan의 모델과 마찬가지로 섬유륜은 3차원 고탄성(hyper-elastic) 특성에 맞추어 모델링 하였다. 또한 수핵의 경우는 Shirazai-Adl 등⁽⁶⁾과 동일한 방법을 사용하였다. 본 연구에 사용된 요추 모델은 일곱 개의 주요 인대(전방중 인대, 후방중 인대, 황색 인대, 횡돌기간 인대, 극상 인대, 극간 인대, 척추 후 관절낭)를 고려하여 구현하였다. 인대들은 인장에만 작용하는 3차원 비선형 요소로 모델링하였고, 인대들의 아탄성(hypoelastic)

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	2,752	12,000	0.3	
Cancellous bone	2,060	100	0.2	
Posterior elements	2,868	3,500	0.25	
Nucleus pulposus	4,203	1.0	0.499	
Annulus	5,155	Hyperelastic material	Hyperelastic material	
Ligaments	241			
Anterior longitudinal	36	7.8 ($\epsilon < 12\%$) 20 ($\epsilon > 12\%$)		63.7
Posterior longitudinal	36	10 ($\epsilon < 11\%$) 20 ($\epsilon > 11\%$)		20.0
Ligamentum flavum	20	15 ($\epsilon < 6.2\%$) 19.5 ($\epsilon > 6.2\%$)		40.0
Transverse	39	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

특성에 따라 인대들의 생리학적 비선형 특성과 동일하게 변형이 커짐에 따라 탄성계수가 증가하도록 설정하였다. 각각의 인대들은 문헌^(6,8)을 참고하여 해부학적으로 적절한 위치의 척추체에 연결하여 Fig. 1과 같은 정상요추(L2-L5)의 유한요소 모델을 완성하였다.

2.4 유한요소 해석의 적용

여러 추체와 추간판 및 인대들의 단면적과 물성 값(material property)은 기존의 연구에서 알려진 실험 데이터를 참고하였다.⁽⁸⁻¹⁰⁾ 본 연구에 이용된 재료들의 물성 값은 Table 1과 같다.

3차원 유한요소해석을 이용한 다양한 척추 압박 후, 요추의 운동범위 및 추간판의 응력 증가율을 알기 위해 총 3개의 유한요소 모델을 구축하였다.

먼저 정상 요추모델(intact)을 개발하고, 극돌기

절골술 모델(Spinous Process Osotectomy: SPO)을 구축하였으며, 이전의 수술 방법인 추궁판 절제술 모델(Conventional Laminectomy: CL)을 구축하였다. 극돌기 절골술 모델은 제 3요추(L3)와 제 4요추(L4)의 극돌기를, 그 기저부에서 절골술을 시행하였다. 그리고 제 3요추부의 추궁판의 일부를 제거하였으며, 황색인대(ligamentum Flavum) 또한 제거하였다. 제 3요추와 제 4요추의 후관절은 보존하였다. 그리고 추궁판 절제술에서는 제 3요추부의 극돌기의 원위부 1/2 부분과 극돌기 절골술 모델과는 다르게 제 3요추와 제 4요추 사이의 극상인대(Supraspinous Ligament: SL)와 극간인대(Interspinous Ligament: IL)를 제거하였다. 추궁판과 황색인대를 제거하였으며 후관절은 보존하였다. 최종적으로 Fig. 2와 같이, 임상과 동일한 방법으로 수술한 모델을 완성하였다.

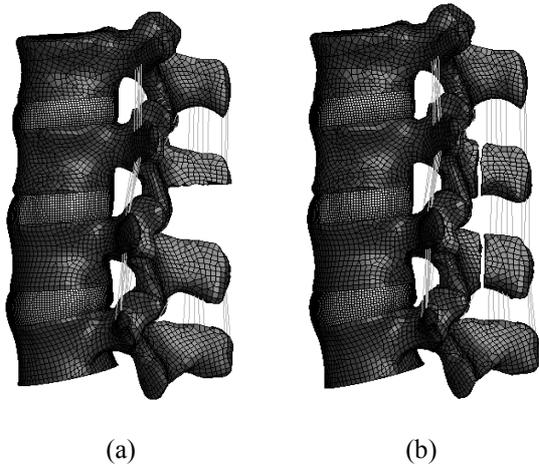


Fig. 2 Finite element model (a)Conventional Laminectomy: CL, (b) Spinous Process Osotomy: SPO

2.5 유한요소 모델의 경계조건

본 연구에서 사용된 척추의 각 모델별로 제 5 요추의 하중판을 고정시킨 상태에서 제 2요추의 상중판에 예비 압축하중 150N을 가하고, 10Nm의 굴곡(flexion), 신전(extension), 비틀림(torsion), 측굴(lateral bending)의 순수 모멘트를 적용하였다. 총 다섯 단계로 나누어 하중을 가하였으며 마지막 단계에서 10Nm의 힘이 가해지도록 하였다. 이때 각 분절 별로 운동 범위 및 추간판의 압력을 각각 측정하여 기존의 사체실험결과,⁽¹¹⁾ Chen 등의 유한요소해석 결과⁽¹²⁾와 Shirazai-Adl의 유한요소해석 결과⁽¹³⁾를 비교하여 유한요소 모델의 유효성을 검증하였다. 또한 동일한 조건의 경계조건을 극돌기 절골술 모델과 추궁판 절제술 모델에도 적용한 후 정상 요추모델과 비교하여 각 분절의 변형 후의 운동 범위와 추간판의 응력 증가율을 비교하였다.

3. 결 과

본 연구에서 개발된 정상 요추 모델의 타당성을 검증하기 위하여 예비 압축 하중 및 굴곡, 신전, 측굴, 비틀림 회전에 대한 각 분절에서 변형 후의 운동범위를 기존의 연구결과와 비교하였다 (Fig. 3). 동일한 하중조건에서 Yamamoto 등⁽¹¹⁾의 실험 결과와 Chen 등⁽¹²⁾의 유한요소해석 결과와 비슷한 값을 가졌으며 각 분절별로 2도 이상의

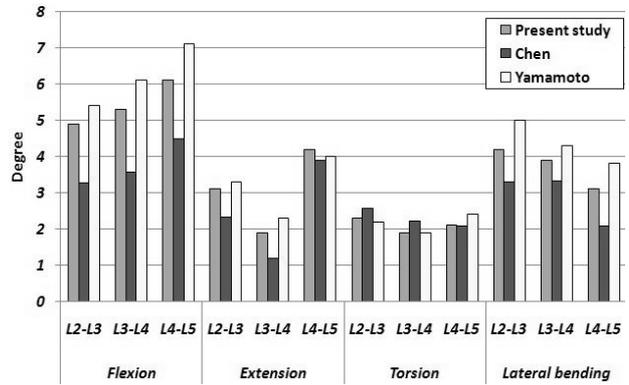


Fig. 3 Comparison between the FEM results and the experimental study

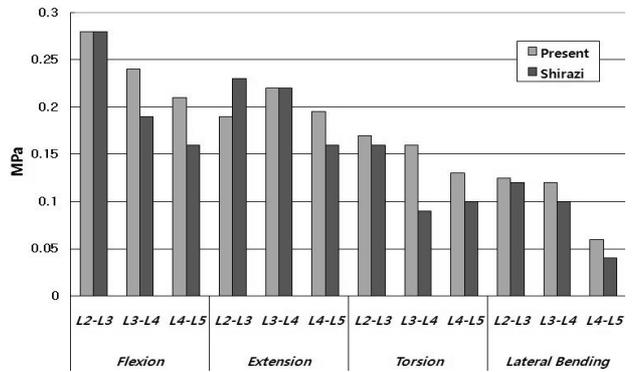


Fig. 4 Comparison between the present study and the prior study

차이는 없었다. 기존 사체를 이용한 연구에서는 각 사체들에 대한 특성 차이에 의해 운동범위에 편차가 존재했다.⁽¹⁴⁾ 따라서 우리의 정상 요추 모델도 20% 정도의 차이는 있었으나 편차 범위 안에 있었고 굴곡의 경우 아래 요추로 갈수록 운동범위가 증가하며, 신전의 경우 제 5요추가 가장 큰 운동범위를 갖는 등 공통된 경향을 보이는 것을 알 수 있었다. 또한 이전의 유한요소해석 결과인 Shirazai-Adl의 유한요소해석 결과⁽¹³⁾와 비교 하였다(Fig. 4). 위의 결과를 보면 굴곡 모멘트를 줄 때 추간판의 압력이 가장 큰 값을 가지는 것을 알 수 있었고, 측굴 모멘트를 줄 때 추간판의 압력이 가장 작은 값을 가지는 것을 알 수 있었다. 이로써 Shirazai-Adl의 값과 비슷한 양상을 나타내는 것을 알 수 있었고 본 연구에서 개발된 정상 요추 모델의 타당성을 다시 한 번 검증할 수 있었다.

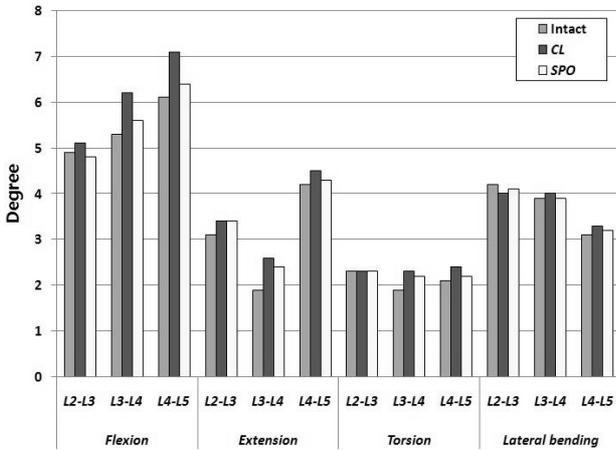


Fig. 5 Comparison of ranges of motions among the intact, CL and SPO

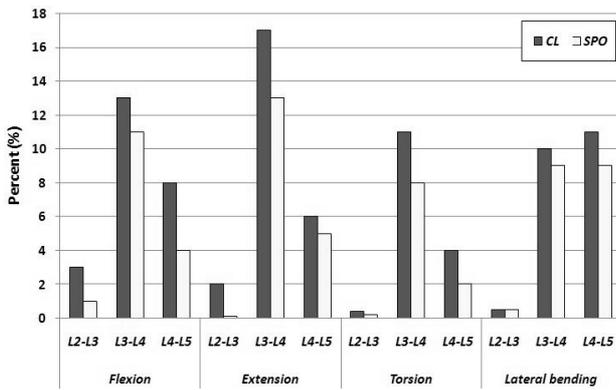


Fig. 6 Comparison of stress increase in the disc CL and SPO

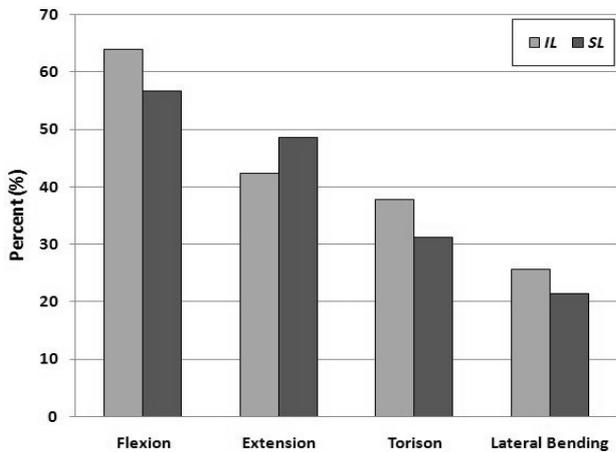


Fig. 7 The results of stress increase in the IL and SL

Fig. 5에서는 극돌기 절골술 모델과 추궁관 절제술 모델의 예비 압축하중 및 10Nm의 모멘트를

가한 경우 변형 후의 각 분절의 운동범위를 보여 주고 있다. 위의 결과를 보면 알 수 있듯이 극돌기 절골술 모델이 추궁관 절제술 모델보다 각 분절별로 운동 범위가 정상 요추의 모델과 유사하다는 사실을 알 수 있다. 또한 두 감압술 모델이 굴곡과 신장의 경우 측굴 및 비틀림에 비해 정상 요추에 대한 각 분절의 운동범위 차이가 전체적으로 약간 더 큰 것을 알 수 있다. Fig. 6은 예비 압축하중 및 10Nm의 모멘트를 가한 경우 극돌기 절골술 모델과 추궁관 절제술 모델의 정상 요추 모델과 비교한 추간판에서 응력의 증가율을 보여 주고 있다. 위의 결과를 보면 알 수 있듯이 극돌기 절골술 모델이 추궁관 절제술 모델보다 응력 증가율이 훨씬 작은 것을 알 수 있으며, 특히 추궁관 절제술 모델의 경우 수술 분절만이 아닌 인접분절 추간판까지의 응력 증가율이 더욱 크기 때문에 수술 후 생활하는데 있어 다른 분절의 추간판에서 문제가 발생 할 수 있음을 알 수 있었다. Fig. 7은 동일한 하중조건 아래에서 정상 요추 모델과 비교한 극돌기 절골술 모델의 극간인대와 극상인대의 인장응력 증가율을 보여주고 있다. 위의 결과를 보면 알 수 있듯이 극간인대와 극상인대의 유무가 요추의 거동에 얼마나 큰 영향을 주는지 알 수 있었다. 또한 추궁관 절제술에서는 이 두 개의 인대가 없기 때문에 요추 거동에 불안정성을 끼치는 것을 알 수 있었다.

4. 고찰

본 연구에서는 정상요추에 대한 유한요소 모델을 개발하고 이를 이용하여 극돌기 절골술과 추궁관 절제술의 생체역학적 특성을 분석하였다. 개발된 유한요소모델은 외곽선, 물성, 하중조건, 그리고 모델의 유효화를 포함하고 있다.^(15,16) 향상된 CT와 MRI 기술로 인해 완벽한 3차원 유한요소 모델을 개발 할 수 있었고, 이 기술들로 인해 더 높은 타당성을 증명할 수 있는 유한요소해석이 가능하였다.^(17,18)

과거 여러 연구에서 척추관 협착증의 수술적 치료 결과는 양호하며, 보존적인 치료보다 우수한 것으로 보고되고 있다. 특히 하지의 파행에 대해서는 수술적 치료로 우수한 결과를 얻을 수 있다. 최근 이러한 수술적 치료 방법 중에서 최소 침습적인 수술이 많이 선호되고 있다. 최소 침습 수술

방법은 현미경이나 내시경을 이용해서 척추관을 감압시키는 것으로서, 환자의 재활이 빠르고, 수술범위를 최소화하여 추후 이차적인 불안정성을 예방하는 장점이 있다. 하지만 좁은 시야 때문에 불완전한 수술이 될 수 있으며, 척추외과의사가 그 기술을 익히는데 많은 시간을 요하고, 환자에게는 많은 수술비용의 부담이 단점으로 지적되어 오고 있다.

극돌기 절골술을 이용한 감압술은 추궁관 절제술에 비해 많은 장점을 지니고 있다. 첫째, 병변 부위의 반대쪽 근육을 박리하지 않기 때문에 수술 중 과도한 견인으로 인한 손상을 막을 수 있고, 중요한 후방 인대 구조물인 극상인대와 극간인대를 보존할 수 있다. 이러한 후방인대의 장력에 대한 지지대로서의 생체역학적 중요성은 Goel 등에 의해 보고된 바 있다.⁽¹⁹⁾ 또한 최근 많이 이용되고 있는 미세 침습 수술 방법에 비해 폭 넓은 시야를 확보할 수 있다는 장점이 있다.

극돌기 절골술 시술 시 운동범위가 신장, 비틀림, 측굴에 비해 굴곡일 경우 운동범위가 정상요추 모델에 비해 증가 하였으나 이는 다른 감압술의 연구결과와 비슷한 경향을 띄는 것을 알 수 있었다.⁽²⁰⁾ 이는 극돌기 절골술 모델이 추궁관 절제술 모델과는 다른 극간인대와 극상인대의 존재로 설명 될 수 있다. 또한 굴곡과 신장의 경우 비틀림과 측굴에 비해 더 큰 응력증가율을 보였는데 이는 후관절이 굴곡과 신전 시에 크게 작용하기 때문이다.⁽¹³⁾ 또한 극간인대와 극상인대에 걸리는 인장응력의 증가율을 보면 두 개의 인대가 요추의 안정성에 얼마나 큰 역할을 미치는지 알 수 있었다. 이 결과는 이는 추궁관 절제술에서는 없는 두 개의 인대의 제거가 감압술에 있어 각 분절 간의 운동범위 및 추간관의 응력증가율에 얼마나 큰 영향을 미치는지를 보여준다.⁽²¹⁾

5. 결 론

극돌기 절골술 및 추궁관 절제술의 생체역학적 안전성 평가를 위하여 정상상태 및 다양한 감압술이 시행된 요추부의 유한요소 모델을 개발 하였다. 그리고 위의 결과를 토대로 극돌기 절골술은 중요한 후방인대가 보존됨으로써, 수술 후에 수술 부위의 운동 범위에 있어서 굴곡 운동 시 수술 전에 비해 다소 증가되었으나 그 증가의 정

도가 미미하였다. 수술한 레벨의 추간관 응력 또한 수술 전에 비해 큰 차이가 없었다. 이러한 결과는 두 가지를 의미한다. 첫째, 이러한 절골술로 인하여 요추에 불안정성이 초래되지 않는다는 것이다. 둘째, 추간관의 응력이 변하지 않는 것으로 보아 이러한 절골술이 추후 퇴행성 변화를 더 촉진시키지 않는다는 것이다.

결론적으로 극돌기 절골술은 추궁관 절제술에 비하여 정상 모델에 가까운 운동범위를 보임으로써 인접분절 추궁관의 손상 가능성 및 퇴행 가속화를 줄여주었기 때문에 기존에 사용되어온 수술법의 문제점들을 보완해 줄 것으로 사료된다. 그러므로 이상의 결과를 바탕으로 임상적인 수술 결과가 필요할 것으로 생각된다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(과제번호:R01-2006-000-10933-0)지원으로 수행 되었습니다.

참고문헌

- (1) Weiner, B. K., Fraser, R. D. and Peterson, M., 1999, "Spinous Process Osteotomies to Facilitate Lumbar Decompressive Surgery," *Spine*, Vol. 24, No. 1, pp. 62~66.
- (2) Park, S. Y., Kim, H. J., Moon, S. Y. and Lee, H. M., 2008, "Decompression for Lumbar Spinal Stenosis a Degenerative Spondylolisthesis Using Spinous Process Osteotomy Technique," *ISSLS*, p. 265.
- (3) Kim, Y. and Vanderby, R., 2000, "Finite Element Analysis of Intervertebral Cages in a Human Lumbar Spine," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 3, pp. 257~272.
- (4) Goel, V. K., Grauer, J. N., Patel, T., Biyani, A., Sairyo, K., Vishnubhotla, S., Matyas, A., Cowgill, I., Shaw, M., Long, R., Dick, D., Panjabi, M. M. and Serhan, H., 2005, "Effects of Charité Artificial Disc on the Implanted and Adjacent Spinal Segments Mechanics Using a Hybrid Testing Protocol," *Spine*, Vol. 30, No. 24, pp. 2755~2764.
- (5) Palm, W. J., Rosenberg, W. S. and Keaveny, T. M., 2002, "Load Transfer Mechanisms in Cylindrical

- Interbody Cage Constructs," *Spine*, Vol. 27, No. 19, pp. 2101~2107.
- (6) 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*, Vol. 9, No. 2, pp. 120~134.
- (7) 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 and Biological Engineering and Computing*, Vol. 44, No. 8, pp. 633~641.
- (8) Wagner, D. and Lotz, J., 2004, "Theoretical Model and Experimental Results for the Nonlinear Elastic Behavior of Human Annulus Fibrosus," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 22, No. 4, pp. 901~909.
- (9) Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myeres, T., Elhagediab, A. and Sances Jr, A., 1992, "Biomechanical Properties of Human Lumbar Spine Ligaments," *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 11, pp. 1351~1356.
- (10) Goel, V. K., Kim, Y. E., Lim, T. H. and Weinstein, J. N., 1988, "An Analytical Investigation of the Mechanics of Spinal Instrumentation," *Spine*, Vol. 13, No. 9, pp. 1003~1011.
- (11) Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T. and Oxland, T., 1989, "Three-Dimensional Movement of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint," *Spine*, Vol. 14, pp. 1256~1260.
- (12) Chen, C. S., Cheng, C. K., Liu, C. L. and Lo, W. H., 2001, "Stress Analysis of the Disc Adjacent to Interbody Fusion in Lumbar Spine," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 23, No. 7, pp. 483~489.
- (13) Shirazi-Adl, A., 1994, "Biomechanics of the Lumbar Spine in Sagittal/Lateral Moments," *Spine*, Vol. 19, No. 21, pp. 2407~2414.
- (14) Cardoso, M. J., Dmitriev, A. E., Helgeson, M., Lehman, R. A., Kuklo, T. R. and Rosner, M. K., 2008, "Does Superior-Segment Facet Violation or Laminectomy Destabilize the Adjacent Level in Lumbar Transpedicular Fixation? An in Vitro Human Cadaveric Assessment," *Spine*, Vol. 33, No. 26, pp. 2868.
- (15) Yoganandan, N., Myklebust, J. B., Ray, G. and Sances, A. Jr, 1987, "Mathematical and Finite Element Analysis of Spine Injuries," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 15, No. 1, pp. 29~93.
- (16) Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L. and Pintar, F., 1996, "Finite Element Applications in Human Cervical Spine Modeling," *Spine*, Vol. 21, No. 15, pp. 1824~1834.
- (17) Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L. and Pintar, F. A., 1997, "Finite Element Model of the Human Lower Cervical Spine: Parametric Analysis of the C4-C6 Unit," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, No. 1, pp. 87~92.
- (18) Yoganandan, N., Kumaresan, S. and Pintar, F. A., 2001, "Biomechanics of the Cervical Spine. Part 2. Cervical Spine Soft Tissue Responses and Biomechanical Modeling," *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, No. 1, pp. 1~27.
- (19) Goel, V. K., Kong, W. Z., Han, J. S., Weinstein, J. N. and Gilbertson, L. G., 1993, "A Combined Finite Element and Optimization Investigation of Lumbar Spine Mechanics with and Without Muscles," *Spine*, Vol. 18, pp. 1531~1541.
- (20) Ivanov, A., Faizan, A., Sairyo, K., Ebranheim, N., Biyani, A. and Goel, V. K., 2007, "Minimally Invasive Decompression for Lumbar Spinal Canal Stenosis in Younger Age Patients Could Lead to Higher Stresses in the Remaining Neural Arch--A Finite Element Investigation," *Minimally Invasive Neurosurgery*, Vol. 50, No. 1, pp. 18~22.
- (21) Rosen, C., Rothman, S., Zigler, J. and Capen, D., 1991, "Lumbar Facet Fracture as a Possible Source of Pain After Lumbar Laminectomy," *Spine*, Vol. 16, pp. 234~238.