

# 극돌기 절골술과 추궁판 절제술에 대한 생역학적 비교

강경탁<sup>†</sup>, 손주현<sup>\*</sup>, 전흥재<sup>\*</sup>, 김호중<sup>\*\*</sup>

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

Kyoung-Tak Kang<sup>†</sup>, Ju-Hyun Son<sup>\*</sup>, Heoung-Jae Chun<sup>\*</sup>, Ho-Joong Kim<sup>\*\*</sup>

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

### Abstract

Previous reports 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, bio-mechanically 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 ligament are preserved. Therefore the aim of this study is to evaluate the bio-mechanical properties after spinous process osteotomy, using finite element analysis. In the model of spinous process osteotomy the increase of stress in the disc and segmental ranges of motions were not changed significantly. 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, these osototomy was considered to be a clinically safe surgical procedure and could not cause the instability of patient.

### 1. 서론

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

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

극돌기 절골술은 Weiner 등에 의해 처음 소개되었으며[1], 주위의 인대 조직은 가능한 보존을 하면서 우수한 수술 부위의 시야를 제공할 수 있는 수술 방법이다. 하지만 이 수술 방법이 소개된 이후 임상적 수술 결과에 관한 보고는 매우 드물다. 저자들은 그 동안 요추관 협착증과 퇴행

† 연세대학교 기계공학과  
E-mail : tagi1024@yonsei.ac.kr  
TEL : (02)2123-4827 FAX : (02)324-6784

\* 연세대학교 기계공학부

\*\* 연세대학교 의과대학 정형외과학교실

성 요추 전방 전위증에서 본 수술을 시행하였으며, 우수한 임상 결과를 발표한 바 있다[2]. 하지만 이러한 수술 방법은 생 역학적으로 어떠한 안정성과 위험성을 내포하고 있는지에 관한 연구는 아직 발표된 바 없다. 따라서 본 연구에서는 유한 요소 해석을 이용하여 극돌기 절골술과 기존의 수술 방식인 추궁판 절제술을 비교하여 극돌기 절골술의 생역학적 안정성을 평가해 보고자 한다.

## 2. 본 론

### 2.1 연구 대상

본 연구에서 연구대상은 29살에 남자였으며, 병력 조사에서는 골대사성 질환이 없고, 골 대사에 영향을 미칠 수 있는 약물을 복용한 일이 없고 외상의 병력이 없는 사람으로 하였다.

### 2.2 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. 이 때 변환된 요추의 기하학적 데이터는 인체의 정중 시상면(mid-sagittal plante)을 중심으로 대칭이 되도록 하였다. 또한 척추체와 신경 인대 조직을 비롯한 복잡한 형상의 Mesh 작업은 HyperMesh 8.0을 이용하였고, 유한요소 해석 모델링과 해석결과의 처리로는 상용패키지 ABAQUS 6.5를 사용하였다.

### 2.3 3차원 모델의 구현

척추체의 해면골 부분과 후방요소는 서로 물성치가 다르며 10절점 테트라 요소들로 구성시켰으며 이 요소들은 균일하고 방향성이 없다고 가정하였다. 특히 후방요소 해면골의 분포는 측정 대상에 따라 매우 다양한 형태를 보이기 때문에 후방요소 전체를 균일한 물성치를 갖는 물질로 단순화 하였다. 추체의 피질골은 1mm 요소로 모델링 하였으며 각각 10절점의 테트라 요소로 구성하였다. 후관 절 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[3] 이 구축한 척추 모델 이 후, 여러층의 섬유륜을 (annulus fibrous)을 포함한 기저물질(gorund substance)과 무점성의 비압축성 수핵으로 구성하는 것이 일반적인 방법이었으나, 최근 발표된 Guan[4]의 척추 모델 유효화 모델이 Shirazai-Adl의 모델보다 모델의 유효화에 있어서 더욱 좋은 유효화를 보였기 때문에 Guan의 모델과 마찬가지로 섬유륜과 수핵을 모두 고탄성(hyper-elastic) 특성에 맞추어 모델링 하였다. 본 연구에 사용된 요추 모델은 일곱 개의 주요인대(전방 종인대, 후방종인대, 황인대, 횡돌기간 인대, 극상건인대, 극간인대, 척추후관절낭)를 고려하여 구현되었다. 각각의 인대들은 문헌을 참고하여 해부학적으로 적절한 위치의 척추체에 연결하여 그림 1과 같은 정상요추 (L2-L5)의 유한요소 모델을 완성하였다.

인대들의 고탄성(hyper-elastic) 특성에 따라, 2차원 다발 요소로 요소망을 생성하였으며, 인대들의 생리학적 비선형 특성과 동일하게 변형이 커짐에 따라 탄성계수가 증가하도록 설정하였다. 여러 인대들의 단면적과 물성치는 다른 논문의 실험데이터를 참고하였다.

### 2.4 유한요소 해석의 적용

3차원 유한요소해석을 이용한 다양한 척추 압박술 후, 요추 거동 및 추간판의 스트레스 증가율을 알기 위해 총 3개의 유한요소 모델을 구축하였다. 먼저 정상 모델을 개발하고, 극돌기 절골술 모델을 구축하였으며, 이전의 수술 방법인 추궁판절제술 모델을 구축하였다. 유한요소해석을

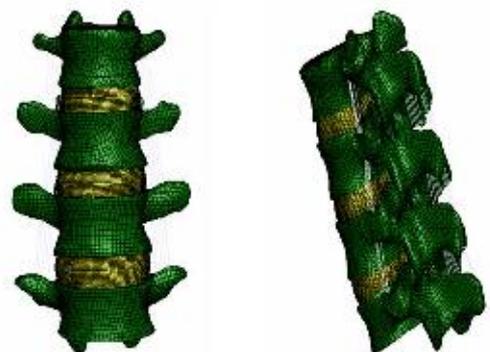


Fig. 1 Finite element model

위해 상용패키지 프로그램인 ABAQUS 6.5를 사용하였다. 각 3차원 요소의 Element Type은 C3D10 요소를 사용하였으며, 각 형상에 따른 모델의 유효화를 위하여 인대조직은 Truss element를 사용하였다.

#### 2.4.1 해석대상 및 재질특성

해석에 사용된 척추체, 추간판, 인대조직, 신경은 동질성과 등방성을 또한 물체는 선형탄성변형을 하는 것으로 가정하였다. 본 연구에 이용된 재료들의 물성 값은 Table 1과 같다.

#### 2.4.2 유한요소 모델의 경계조건

본 연구에서 사용된 척추의 각 모델별로는 제5요추의 하종판을 고정시킨 상태에서 제2요추의 상종판에 예비 압축하중 400N을 가하고, 10Nm의 굴곡(flexion), 신전(extension), 측굴(lateral bending), 축회전(rotation)의 순수 모멘트를 적용하였다.

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

Component	No. of elements	Young's modulus E (MPa)	Poisson ratio $\nu$	Cross-section (mm <sup>2</sup> )
Cortical bone	2752	12,000	0.8	
Cancellous bone	2060	100	0.2	
Posterior elements	2868	8,500	0.25	
Nucleus pulposus	4208	1.0	0.499	
Annulus	5155	Hyperelastic material	Hyperelastic material	
Ligaments	241	7.8( $E < 12\%$ ) 20( $E > 12\%$ )	Stiffness (N/mm) L5-S1 level	68.7
Anterior longitudinal	36	10( $E < 11\%$ ) 20( $E > 11\%$ )		20.0
Posterior longitudinal	36	15( $E < 6.2\%$ ) 19.5( $E > 6.2\%$ )		40.0
Ligamentum flavum	20	10( $E < 18\%$ ) 58.7( $E > 18\%$ )		1.8
Capsular	86	7.5( $E < 25\%$ ) 32.9( $E > 25\%$ )		30.0
Interspinous	15	10( $E < 14\%$ ) 11.6( $E > 14\%$ )		40.0
Supraspinous	9	8( $E < 20\%$ ) 15( $E > 20\%$ )		30.0
Intertransverse	39	8500		

### 3. 결과

본 연구에서 사용된 척추체의 유한요소 모델은 이전에 우리가 발표한 논문에서 이미 유효화 하였

**Table 2** Comparison between the FEM results and the experimental study.

	Flexion		Extension		Torsion		Lateral bending	
	Present study	Yama-moto (1988)	Present study	Yama-moto (1988)	Present study	Yama-moto (1988)	Present study	Yama-moto (1988)
L2-L3 (degree)	4.8	5.4	3.1	3.3	2.3	2.2	4.0	5.0
L3-L4 (degree)	5.1	6.1	1.9	2.3	2.1	1.9	3.8	4.3
L4-L5 (degree)	6.1	7.1	4.2	4.0	2.1	2.4	3.1	3.8

**Table 3** Comparison between intact spine model results and simulated spine model results.

	Flexion		Extension		Torsion		Lateral bending	
	Intact Spine	Osteotomy Model	Intact Spine	Osteotomy Model	Intact Spine	Osteotomy Model	Intact Spine	Osteotomy Model
L2-L3 (degree)	4.8	4.8	3.1	3.4	2.3	2.3	4.0	4.1
L3-L4 (degree)	5.1	5.6	1.9	2.4	2.1	2.2	3.8	3.9
L4-L5 (degree)	6.1	6.4	4.2	4.0	2.1	2.2	3.1	3.2

다[5]. Table 2에서는 극동기 절골술 모델과 추궁판 절제술 모델의 운동범위를 보여주고 있다. 위의 결과를 보면 알 수 있듯이 극동기 절골술 모델이 추궁판 절제술 모델보다 운동 범위가 초기의 모델과 유사하다는 사실을 알 수 있다. Table 3은 극동기 절골술 모델과 추궁판 절제술 모델의 각각 추간판의 응력증가율을 보여주고 있다. 위의 결과를 보면 알 수 있듯이 극동기 절골술 모델이 추궁판 절제술 모델보다 응력의 증가율이 훨씬 적은 것을 알 수 있으며, 특히 추궁판 절제술 모델의 경우 수술 분절만이 아닌 인접분절에 까지 응력의 증가율이 더욱 커져 수술 후 생활하는데 있어 다른 분절에 추간판에서 문제가 발생할 수 있음을 알 수 있었다.

### 4. 결론

과거 여러 연구에서 척추관 협착증의 수술적 치료 결과는 양호하며, 보존적인 치료보다 우수한 것으로 보고되고 있다. 특히 하지의 파행에 대해서는 수술적인 치료로 우수한 결과를 얻을 수 있다. 요사이 이러한 수술적 치료방법 중에서

최소 침습적인 수술이 많이 선호 되고 있다. 최소 침습 수술 방법은 현미경이나 내시경을 이용해서 척추관을 감압시키는 것으로서, 환자의 재활이 빠르고, 수술범위를 최소화하여 추후 이차적인 불안정성을 예방하는 데에 그 장점이 있다. 하지만 좁은 시야로 인해서 불완전한 수술이 될 수 있으며, 척추외과 의사가 그 기술을 익히는데 많은 시간을 요하고, 환자에게는 많은 수술비용의 부담이 단점으로 지적되어오고 있다.

극돌기 절골술을 이용한 감압술은 추궁판 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 극상 인대와 극간 인대를 보존할 수 있다. 이러한 후방인대의 장력에 대한 지지대로서의 생체 역학적 중요성은 Goel 등에 의해 보고된 바 있다. 또한 최근 많이 이용되고 있는 미세 침습 수술 방법에 비해 그 폭 넓은 시야를 확보할 수 있다는 장점이 있다.

그럼에도 불구하고, 아직까지 수술방법에 대한 생체 역학적 분석은 없었고, 이로 인해 그 사용에 제한이 있어 왔다. 이에 저자들은 유한 요소법을 이용하여서 수술 후의 생체역학의 변화를 알아보고자 하였다.

위의 결과를 토대로 극돌기 절골술은 중요한 후방 인대가 보존됨으로써, 수술 후에 수술 부위의 운동범위에 있어서 굴곡 운동 시 수술 전에 비해 다소 증가되었으나 그 증가의 정도가 미미하였다. 수술한 레벨의 추간판 압력 또한 수술 전에 비해 큰 차이가 없었다. 이러한 결과는 두 가지를 의미한다. 첫째, 이러한 절골술로 인하여 요추에 불안정성이 초래되지 않는다는 것이다. 둘째, 추간판의 압력이 변하지 않는 것으로 보아 이러한 절골술이 추후 퇴행성 변화를 더 촉진시키지 않는다는 것이다.

결론적으로 극돌기 절골술은 생체 역학적으로 안전한 수술방법이다. 하지만 이상의 결과를 바탕으로 임상적인 수술 결과가 필요가 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 an degenerative spondylolisthesis using spinous process osteotomy technique", *ISSLS*, p. 265
- (3) 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, pp. 120~134.
- (4) Guan, Y., Yoganandan, N., Zhang, J., Pintar, F., Cusick, J., Wolf, C. E. and Mairan, D. J., 2006, "Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine", *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 44, No. 8, pp. 633~641.
- (5) Kim, H. J., Chun, H. J., Kang, K. T., Lee, H. M. and Moon, S. M., 2008, *The International Society for the Study of the Lumbar Spine*, 141