

Posterior Dynamic Stabilization System의 요추거동에 대한 생체역학적 분석

안윤호¹, Wen-Ming Chen², 정덕영³, 박경우⁴, 이성재⁵

¹재활공학연구소, ²싱가포르 국립대학 생체공학과, ³일본의약품식품위생연구소,
⁴광혜병원 신경외과, ⁵인제대학교 의용공학과

Biomechanical Effects of Posterior Dynamic Stabilization System on Lumbar Kinematics: A Finite Element Analysis

Y. H. Ahn¹, W. M. Chen², D. Y. Jung³, K. W. Park⁴, S. J. Lee⁵

¹Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, Incheon, Korea,

²Division of Bioengineering, National University of Singapore, Singapore,

³National Institute of Health Sciences, Tokyo, Japan,

⁴Department of Neurosurgery, Kwang-Hye Spine Hospital, Seoul, Korea

⁵Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea

(Received September 23, 2007. Accepted January 23, 2008)

Abstract

Many recent studies suggest that the posterior dynamic stabilization(PDS) can be a more physiologically-relevant alternative to the rigid fixation for the patients suffering from low back pain. However, its biomechanical effects or clinically proven efficacies still remain unknown. In this study, we evaluated kinematic behaviors of the lower lumbar spine with the PDS system and then compared to those of the rigid fixation system using finite element (FE) analysis. A validated FE model of intact lumbar spine(L2-L5) was developed. The implanted model was then constructed after modification from the intact to simulate two kinds of pedicle screw systems (PDS and the rigid fixation). Hybrid protocol was used to flex, extend, laterally bend and axially rotate the FE model. Results showed that the PDS systems are more flexible than rigid fixation systems, yet not flexible enough to preserve motion. PDS system allowed 16.2~42.2% more intersegmental rotation than the rigid fixation at the implanted level. One the other hand, at the adjacent level it allowed more range of motion (2.0%~8.3%) than the rigid fixation. The center of rotation of the PDS model remained closer to that of the intact spine. These results suggest that the PDS system could be able to prevent excessive motion at the adjacent levels and restore the spinal kinematics.

Key words : posterior dynamic stabilization system, lumbar spine, kinematics, range of motion, center of rotation

1. 서론

평 균 수명의 연장과 사회 환경의 변화로 인하여 사회 활동을 하는 노년층이 늘어남에 따라 요추부 척추관 협착증과 같은 퇴행성 요추 질환(degenerative disc disease)의 발생 빈도가 급속히 증가하고 있다[1,2]. 퇴행성 요추 질환의 치료 방법은 크게 보존적 치료법과 수술적 치료법으로 나눌 수 있다. 그러나 퇴행성 요추 질환은 비수술적 치료만으로 증상의 호전을 기대하기 어렵기

때문에 전신 조건이 허용하는 한도 내에서 수술적 치료를 시행하는 것을 선호하고 있다[3,4].

현재 퇴행성 요추질환의 수술적 치료 방법으로 감압술(decompression)과 유합술(fusion) 그리고 기구 고정술 등이 알려져 있다. 특히, 척추경 나사못 시스템(pedicle screw system)을 이용한 유합술은 해부학적으로 척추의 가장 견고한 구조물인 척추경(pedicle)을 통해 척추 전후방에 안정성을 부여할 수 있다. 또한 수술 초기에 통증을 완화하는 데 있어 큰 역할을 하는 것으로 알려져 있다[5,6]. 뿐만 아니라 감압술과 추간체 고정 보형재, 인공 추간판(artificial disc) 등과 함께 사용되기도 하여 수술적 치료에 가장 많이 사용되고 있다.

본 연구는 산업자원부 지방기술혁신사업(MOCIE, RTI04-03-07) 지원으로 수행되었음

Corresponding Author : 이성재

경상남도 김해시 어방동 607번지 인제대학교 의용공학과

Tel : +82-55-320-3452 / Fax : +82-55-327-3292

E-mail : sjl@ome.inje.ac.kr

그러나 최근 연구에서, 기존의 척추경 나사못과 강봉을 이용한 강성 척추고정술(rigid fixation)은 응력방패현상(stress shielding phenomenon)을 유발하고 시술 부위 척추체의 운동을 제한함으로써 인접 부위 척추체의 과도한 운동을 초래함이 밝혀졌다. 이에 따라 요추만곡(lumbar lordosis)의 감소 및 퇴행성 변화를 유발한다는 결과가 보고되고 있으며, 또한 척추체 골절, 기구 고정 실패, 신경학적 결손, 중요 혈관의 손상 등의 문제점이 나타났다. 이와 함께 시술 부위의 재수술 및 인접 부위의 추가적인 수술이 요구되고 있다[7-9]. 이는 기존의 척추경 나사못 시스템(rigid fixation system)에서 강봉(rod) 재질의 높은 강성도에 대한 문제가 원인으로 제기되면서 그에 따른 해결책으로 강봉의 형태 및 재질에 변화를 주어 척추체가 유연하게 운동할 수 있도록 유동적 척추 안정술(dynamic stabilization)을 추구하는 제품이 개발되고 있다[10,11].

PDS(Posterior Dynamic Stabilization) system은 척추 후방에 삽입하는 척추경 나사못 시스템 혹은 극돌기 사이에 삽입하는 척추 후방 고정 장치로써, 새로운 디자인 또는 유연한 재료를 이용하여 시술 부위의 운동과 하중을 적절히 조절하도록 설계된 제품이다[11]. 이러한 제품들은 인접부위의 과도한 운동과 추간판 내의 높은 압력을 줄여주어 척추의 퇴행성 변화 및 손상을 예방할 수 있을 것으로 기대되고 있다. 하지만 현재 척추 고정술에 사용되는 PDS system과 rigid fixation system에 대한 생체역학적인 비교 연구 및 분석은 미흡하다고 할 수 있다. 또한 임상적 시도 이전에 시행되어야 할 척추 고정기기 삽입을 통한 퇴행성 요추질환 치료 효과를 규명하는 생체역학적 연구 또한 부족한 실정이다.

PDS system과 같은 운동 보존(motion preservation) 기능을 하는 고정 장치의 평가방법으로 시술 부위의 회전 중심(center of rotation)과 인접부위의 운동 범위(range of motion)는 척추의 전반적인 운동을 평가하는 중요한 인자로 알려져 있다[12,13]. 척추의 회전 운동은 회전 중심과 회전 운동량으로 정의된다. 척추의 운동에서 회전 중심은 단순히 운동 특성 뿐 아니라 시술 후 변화된 하중 전달 특성을 나타내기도 한다. 또한, 각 분절의 회전 운동량은 고정기기의 삽입으로 인한 시술 부위의 운동 변화가 인접 부위에 미치는 영향을 평가하는 기준이 된다.

따라서 본 연구에서는 유한요소해석 방법을 이용하여 PDS system 및 rigid fixation system 시술에 따른 척추체의 운동 범위 및 회전 중심을 다양한 하중 하에서 비교·분석하였다. 특히, 그 결과를 시술하기 전, 정상모델과 비교하고 생체역학적 측면에서 분석하여 퇴행성 척추 질환의 치료 방법으로서 PDS system의 임상적 효과를 제시하고자 한다.

II. 재료 및 방법

3차원 유한요소 해석을 이용한 다양한 척추 고정술 후, 요추거동에 대한 생체역학적 효과 분석을 위하여 총 3개의 유한요소 모델을 구축하였다. 먼저 정상 요추 모델을 개발하고, 후방 척추 고정 기기 삽입된 모델을 개발하였다.

A. 정상 요추의 유한요소 모델 개발

요추부의 3차원 유한요소 모델 개발을 위하여 병변이 없는 남성(25세, 175cm, 68kg)의 요추를 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영(CT)하였다. 이후, 이미지 처리 기법을 통하여 제 2요추부터 제 5요추까지 3차원 형태의 기하학적인 데이터를 유한 요소 프로그램에 적합한 형식으로 변환하였다. 이 때, 변환된 요추의 기하학적 데이터는 인체의 정중 시상면(mid-sagittal plane)을 중심으로 대칭이 되도록 하였다. 추체 모델은 피질골, 해면골, 종판, 척추 관절돌기 부분으로 구성된다. 피질골의 두께는 약 1 mm로 해면골의 두께를 감싸고 있으며, 1 mm 두께의 종판이 피질골과 해면골의 상·하부에 놓이도록 하였다[14,15]. 각 추체의 후방 돌기는 척추경, 추궁판, 가로돌기, 가시돌기, 관절 돌기로 구성되어있으며, 추체 간 관절 돌기 사이의 간격은 0.5 mm로 하였다[16]. 후관절 사이에는 접촉 간격 요소(contact gap element, GAPUNI)를 사용하여 후관절 면의 안쪽에 위치한 연골층의 생리학적 특성을 모방하고자 하였다.

개발된 각각의 추체 사이에는 추간판이 삽입되었다. 추간판은 Shirazi-Adl 등[17]이 구축한 척추 모델 이후, 여러 층의 섬유륜(annulus fibrosus)을 포함한 기저 물질(ground substance)과 무점성의 비압축성 수핵으로 구성하는 것이 일반화 되었다. 본 연구도 Shirazi-Adl 등의 방법을 따랐으며, 여덟 겹의 섬유륜은 인장 시에만 작용하는 2차원 다발 요소(tension only-truss element)를 이용하여 개발되었다. 또한 각층마다 수평면에 대해 일정한 각도(평균 $\pm 30^\circ$)로 엇갈린 형태로 이루어 삽입하였다.

본 연구에 사용된 요추 모델은 일곱 개의 주요 인대(전방 종인대, 후방 종인대, 황인대, 횡돌기간 인대, 극상건 인대, 극간 인대, 척추 후관절낭)를 고려하여 구현되었다. 각각의 인대들은 문헌을 참고로 하여 해부학적으로 적절한 위치의 척추체에 연결하여 정상 요추(L2-L5)의 유한요소 모델을 완성하였다(그림 1). 인대들의 고탄성(hyper-elastic) 특성에 따라, 2차원 다발 요소로 요소망을 생성하였으며, 인대들의 생리학적 비선형 특성과 동일하게 변형

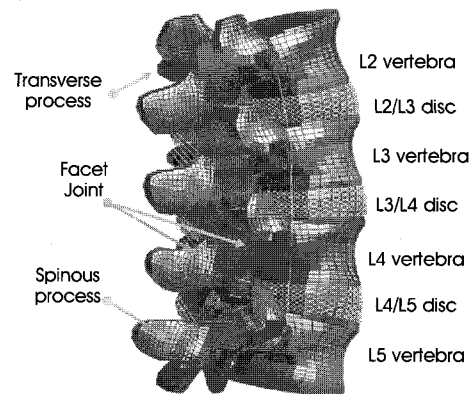


그림 1. 정상 요추부의 3차원 유한 요소모델 (제2 요추-제5 요추)
 Fig. 1. A 3-D FE model of the intact lumbar spine with the intervertebral discs and ligaments (L2-L5)

표 1. 요추부 유한요소 모델에 사용된 다양한 물성치
Table 1. Material Properties Used in our FE Lumbar Spine Model [16-19]

	Young's modulus E (MPa)		Poisson's ratio	Cross-sectional Area (mm ²)
Bony Structures				
Cortical bone	12,000		0.3	-
Cancellous bone	100		0.2	-
Posterior element	3,500		0.25	-
End plate	25		0.25	-
Annulus ground	4.2		0.45	-
Nucleus pulposus	1.0		0.499	-
Annulus fibers				
Layer 1/2	550		0.3	0.50
Layer 3/4	495		0.3	0.39
Layer 5/6	413		0.3	0.31
Layer 7/8	358		0.3	0.24
Ligaments				
Anterior longitudinal	7.8 (<12%)	20 (>12%)	0.3	63.7
Posterior longitudinal	10 (<11%)	20 (>11%)	0.3	20
Ligament flavum	15 (<6.2%)	19 (>6.2%)	0.3	40
Capsular	7.5 (<25%)	33 (>25%)	0.3	30
Intertransverse	10 (<18%)	59 (>18%)	0.3	1.8
Interspinous	10 (<14%)	12 (>14%)	0.3	40
Supraspinous	8 (<20%)	15 (>20%)	0.3	30

(strain)이 커짐에 따라 탄성 계수(elastic modulus)가 증가하도록 설정하였다. 여러 인대들의 단면적과 물성치는 문헌을 참고로 하였다(표 1).

B. 시술된 요추의 유한요소 모델 구현

본 연구에서는 척추 후방에 삽입되는 강봉의 재료와 형태에 따라 PDS system과 rigid fixation system, 각각 한 종류씩을 준비하였다. PDS system은 최근 국내에서 개발되어 시판되고 있는 BioFlex Pedicle Screw System[®](Biospine Co., Ltd., Seoul, Korea)으로 선정하였고, rigid fixation system은 titanium으로 제작되어 현재 널리 사용되고 있는 국산 제품으로 선정하였다.

BioFlex Pedicle Screw System[®]의 강봉은 기존의 제품들과는 달리 형상기억합금의 재료인 Nitinol(Elastic modulus : 75 GPa)을 사용하였고, 직경 4 mm의 3번 감긴 스프링 형태로 유연성을 극대화 할 수 있게 디자인되었다. Rigid fixation system의 강봉은 직경 6 mm의 Ti6Al4V(Elastic modulus : 114 GPa) 재질로 일반적인 봉의 형태로 디자인되었다. 척추경 나사못은 Ti6Al4V로 제작된 외경 6.5 mm, 길이 40 mm인 동일한 사이즈로 디자인하였다. 강봉의 재료 및 형태에 따른 강성도가 요추의 거동에 주요 변수가 되므로 모델링의 간략화 및 해석시간의 단축을 위해 척추경 나사못의 나사산과 잠금장치 부분은 그림 2와 같이 단순화하였다. 구현된 정상 척추 모델의 제 3요추와 제 4요추의 척추경에 나사

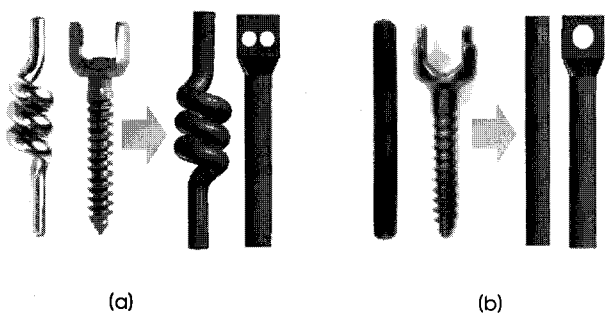


그림 2. 척추경 나사못 시스템의 유한요소 모델: (a) PDS (posterior dynamic stabilization) system, (b) Conventional rigid fixation system
Fig. 2. Finite element representation of the pedicle screw systems: (a) PDS (posterior dynamic stabilization) system, (b) Conventional rigid fixation system

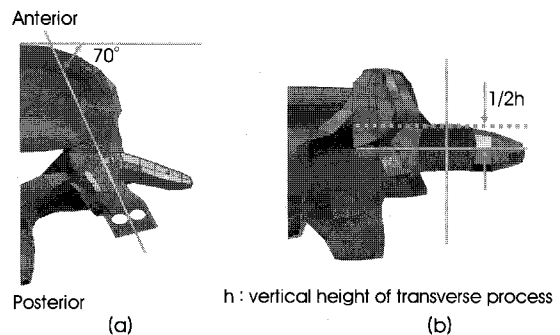


그림 3. 척추경 나사못의 삽입 방법(inward method): (a) 삽입 각도 (top view), (b) 삽입 위치 (posterior view)
Fig. 3. Inward method of screw insertion : (a) Insertion angle (top view), (b) Insertion location (posterior view)

못이 삽입되었다. 척추경 나사못은 임상적으로 가장 흔히 사용되는 inward method[20]로 삽입하였다(그림 3). Inward method란 상관절 돌기 외연을 지나는 중축과 횡돌기를 양분하는 횡축이 만나는 점에서 시작하여 척추경의 축을 따라 삽입하는 방법이다. 척추경 나사못은 본 연구에서 선정된 두 가지의 강봉과 함께 체결되었다. 본 연구에 사용된 시술 모델은 시술 후, 골과 임플란트 계면(bone-implant interface)에서 골유착이 일어나 임상적으로 임플란트가 움직이지 않는 경우로 가정하여 매듭 접촉 조건(tie contact condition)을 적용하였다. 또한 시술 시, 제거되는 인대(capsular, interspinous, supraspinous ligaments)는 공저자 중의 한명인 신경외과 전문의에 의하여 결정되어 총 2개의 시술 모델이 구축되었다.

C. 하중 및 경계 조건

본 연구에서 개발된 정상 요추 모델의 검증 위하여 제 5요추의 하중판을 고정시킨 상태에서 제 2요추의 상중판에 예비 압축하중 150 N을 가하고, 10 Nm의 굴곡(flexion), 신전(extension), 측굴(lateral bending), 축 회전(axial rotation)의 순수 모멘트를 각각 적용하였다. 주어진 하중을 회전 각도로 나눈 값을 추체의 강성도로 정의하고, 참고 문헌들[21]과 비교하여 모델을 검증하였다. 정상 모델의 검증 후, Panjabi 등[12]이 제시한 hybrid protocol을 시술 모델에 적용하여 시술 모델이 정상모델과 동일한 각의 회전 운동을 하였을 때, 각 분절의 회전각과 모멘트를 계산하였다. Hybrid Protocol은 최근 개발되고 있는 척추 운동 보존형 제품들이 인접부위에 미치는 영향을 분석하기 위해 개발된 방법으로, 시술 후 정상 모델과 같은 양의 운동을 하였을 때 척추 분절의 회전각과 모멘트를 측정하는 방법이다. 또한, 척추의 운동에서 가장 중요하다고 할 수 있는 시상면의 운동 시, 시술 부위인 제 3, 4요추 부위의 회전 중심(center of rotation)을 측정하였다. 회전 중심은 제 3요추의 운동 전에 해당하는 두 절점 A, B와 운동 후에 해당하는 절점 A', B'를 연결한 직선 A-A'와 B-B'를 수직이등분 하여 만나는 점으로 정의하였다(그림 4). 회전 중심은 굴곡 및 신전 운동에서만 측정하였다. 본 연구에서는 상용 유한요소해석 소프트웨어인

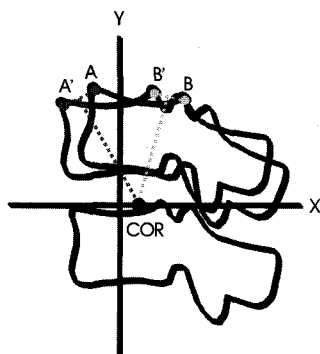


그림 4. 시상면에 대한 척추체의 순간 회전 중심의 표현
 Fig. 4. Identification of the center of rotation of a vertebral body in the sagittal plane

ABAQUS® (ABAQUS Inc., USA)를 이용하여 해석을 수행하였다.

III. 결과

A. 모델의 검증

본 연구에서 개발된 정상 요추 모델의 타당성을 검증하기 위하여 예비 압축 하중 및 굴곡, 신전, 측굴, 축 회전에 대한 각 분절의 강성도 결과를 기존의 사체 실험 연구 결과[21]와 비교하였다. 비교 문헌에서 적용된 하중 및 경계 조건은 본 연구의 하중 및 경계 조건과 동일하게 설정되었다.

각 분절의 강성도는 각 운동 방향의 회전 범위에 대한 모멘트의 비율로 정의하였다. 동일한 하중 조건에서 Yamamoto 등[21]의 실험 결과와 비슷한 값을 가졌으며 모든 운동에서 실험 값에 비해 높게 나타났지만 큰 차이는 없었다(그림 5). 또한 전체 분절에 대한 각 분절의 회전(intersegmental rotation) 비율은 동일한 경향을 나타내어 본 연구에서 개발된 정상 요추 모델의 타당성을 검증하였다.

B. 회전 중심(Center of Rotation)

PDS system 및 rigid fixation system의 삽입에 따른 시술 부위(L3-L4)의 회전 중심 변화를 정상 모델과 비교하였다. 정상 모델 및 시술 모델의 굴곡 및 신전 운동 시 회전 중심을 그림 6과 같이 나타내었다. 정상 모델의 초기 회전 중심(I)은 운동의 방향에 상관없이 디스크의 후방으로 약 1/4, 아래 방향으로 약 1/3 지점에 위치하고 있었다. 굴곡(F) 및 신전(E) 운동 시 회전 중심을 초기 회전 중심으로부터 추적하여 직선으로 나타내었다. 이 때, 굴곡 및 신전 운동 시 회전 중심은 각각 전방과 후방으로 약 2 mm씩 이동하는 것을 확인할 수 있었다. PDS system이 삽입된 시술 모델의 회전 중심과 진행 방향은 정상 모델의 결과와 비슷한 경향을 보였다. 그러나 전체 회전 중심이 상방으로 0.3 mm, 후방으로 4.1 mm 이동하였다. Rigid fixation system이 삽입된 시술 모델의 경우, 초기 회전 중심이 정상 모델에 비해 상방으로 2 mm, 후방으로 7.5 mm 이

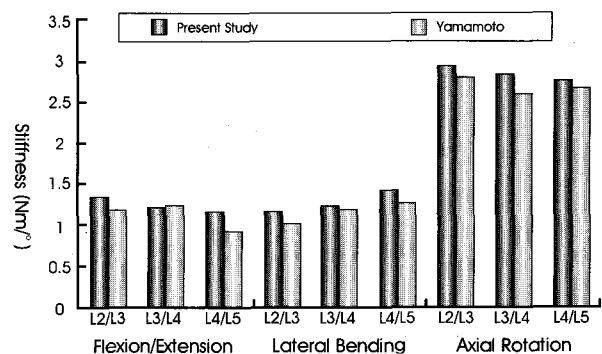


그림 5. 다양한 하중 조건 하에서 정상 요추부 요한 요소 모델의 강성도 검증
 Fig. 5. Stiffness of the intact lumbar spine under various loading conditions

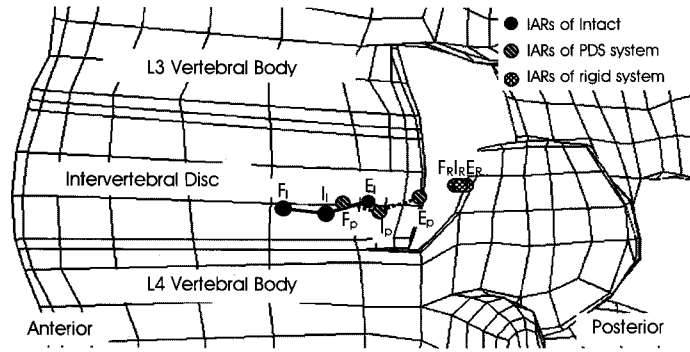


그림 6. 척추경 나사못 시스템(PDS 및 rigid system)의 시술 전·후, 회전 중심의 변화
 Fig. 6. Change in the center of rotation for the intact spine, PDS system and rigid fixation system

동하였으며, 운동에 관계없이 회전 중심이 한 점에 집중되었다.

C. 인접 및 시술 부위의 운동 범위

정상 모델 및 시술 모델에 예비 압축 하중을 인가한 후, 굴곡, 신전, 측굴 및 축 회전 모멘트에 따른 각 분절의 회전각을 정상 모델을 기준으로 하여 normalize한 후, 그림 7과 같이 나타내었다. 또한, 시술 모델이 정상모델과 같은 운동을 하기 위해 요구되는 모멘트도 구하였다. 본 연구에 사용된 PDS system과 rigid fixation system이 삽입된 시술 모델은 모두 주어진 하중 조건에서 시술부

위의 운동을 제한하고, 인접부위의 운동을 증가시켰다. 그러나 PDS system은 rigid fixation system에 비해 인접 부위와 시술 부위 모두 정상 모델에 가까운 운동을 보였다. PDS system은 시술 부위의 운동을 rigid fixation system에 비해 5.3 ~ 16.2% 증가시켜 상위 인접부위와 하위 인접부위의 운동을 각각 3.3 ~ 10.9%, 2.7 ~ 4.7% 감소시켰다. 신전 운동에서 시술 부위의 모션이 가장 적게 증가하였으며, 측굴 운동에서 운동량이 가장 많이 증가하였다. 또한 rigid fixation system 보다 0.4 ~ 1.7 Nm 적은 모멘트로 정상모델과 같은 각의 회전 운동을 가능하게 하였다.

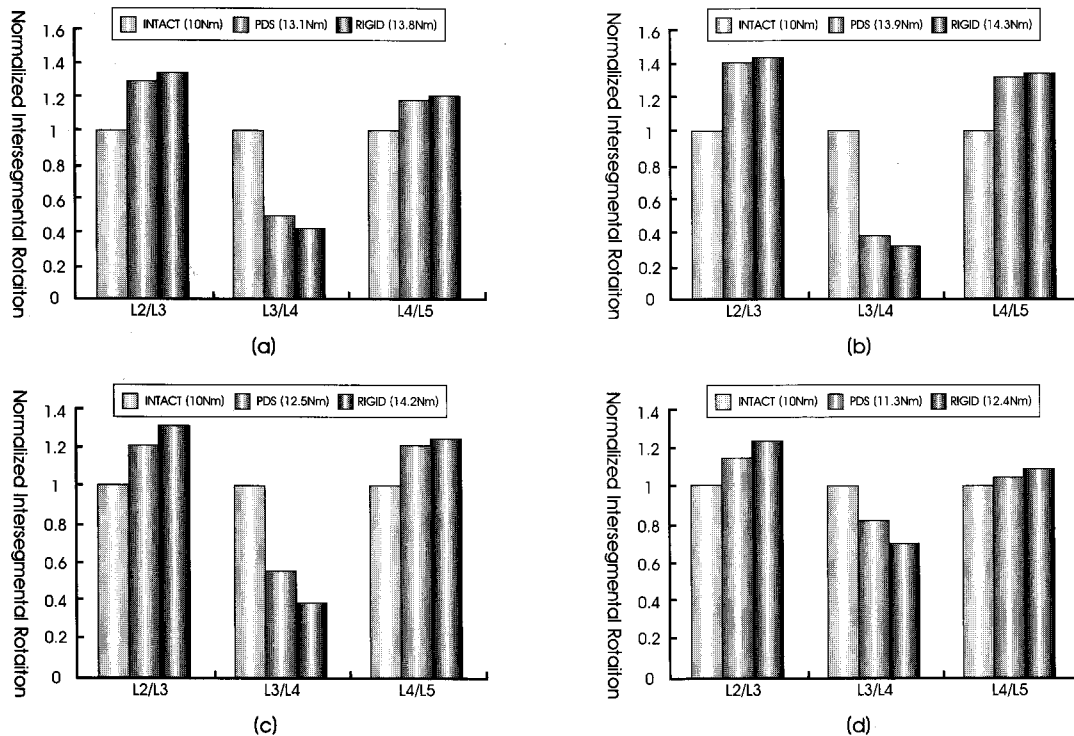


그림 7. 척추경 나사못 시스템의 시술 전·후, 인접 및 시술 부위의 운동 범위 분석: (a) 굴곡 운동, (b) 신전 운동, (c) 측굴 운동, (d) 축 회전 운동
 Fig. 7. Interssegmental rotation at L2/3, L3/4, and L4/5 before and after surgeries (PDS and rigid fixation) under: (a) flexion, (b) extension, (c) lateral bending, (d) axial rotation

IV. 고찰

퇴행성 척추 질환 환자의 치료를 위해 개발된 PDS system과 기존의 rigid fixation system을 유한요소법을 이용하여 다양한 하중에 따른 요추부의 거동 분석을 비교함으로써 PDS system의 효과를 분석하고자 하였다.

본 연구에서 개발된 정상 척추 모델은 기존의 연구 결과들과 비교해 볼 때, 모든 방향의 운동에서 대체적으로 높은 강성도를 보였다. 그러나 주어진 하중 조건에서 척추 모델의 전체적인 거동 경향이 비슷하고 각 분절의 회전각 비율이 동일한 경향을 나타내어 본 연구에서 개발된 정상 척추 모델이 kinematics 연구에 대한 활용 가능성을 보여주었다. Zander 등[14]은 기존 실험들의 문헌에서 인대들의 물성치는 다양하고 광범위하기 때문에 다양한 문헌들의 범위 내 값들을 혼합하여 사용하기도 한다고 하였다. 따라서 본 연구에서 개발된 요추부 척추 모델의 강성도는 인대의 적절한 물성치 조절로 개선될 수 있을 거라 기대된다. 정상 모델 대비 rigid fixation system이 삽입된 시술 모델의 운동 범위는 기존 연구[22]에서 발표된 결과와 비슷한 비율을 보여 주었다.

일반적으로 운동 범위(range of motion)와 회전 중심(center of rotation)은 척추의 kinematics 연구에서 중요한 변수로 알려져 있다. 현재까지 많은 연구에서 rigid fixation system은 불안정한 척추체의 비정상적인 운동이 요통을 유발한다고 가정하여 운동 분절의 움직임을 제한하도록 사용되었다. 이러한 맥락에서 rigid fixation system은 강한 고정력을 이용하여 수술 초기에 시술 부위의 통증을 줄여주고, 일상으로의 회복이 빠르다는 장점이 있어 척추의 불안정을 해결하는 데 많이 사용되어 왔다. 하지만 장기적인 관점에서 강한 고정력으로 인한 인접 부위의 퇴행 가속화 및 고정기기의 파단 등에 대한 문제가 제기 되고 있다. PDS system은 rigid fixation system과는 달리 요통의 원인을 척추체의 비정상적인 운동보다는 비정상적인 하중 전달 기전으로 가정하여, 정상 모델에 가까운 운동을 회복하는 데 목적을 두고 있다[24].

최근, kinematics 연구에서 중요한 변수로 회전 중심에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 회전 중심은 단순히 운동뿐만 아니라 운동에 따른 척추 분절의 하중 전달 기전과도 관련이 깊다[24]. PDS system의 가설에 따라, 척추체의 정상적인 하중 전달을 위하여 정상 모델과 가까운 회전 중심을 갖는 것이 아주 중요하다고 할 수 있으며, PDS system을 평가하는 중요한 척도이다[25]. 기존 문헌들은 정상 모델의 회전 중심은 추간판의 후방에 위치하며, 고정되어 있지 않고 운동에 따라 이동한다고 하였다[26,27]. 본 연구에서 정상 모델의 회전 중심에 대한 결과는 기존 문헌들과 유사한 경향을 보여 주었다. PDS system은 정상 모델에 비해 회전 중심이 후방으로 이동하였지만, 굴곡 및 신전 운동 시 회전 중심의 이동 경향이 정상 모델과 비슷함을 보여 주었다. 그러나 rigid fixation system의 경우, 운동 방향에 관계없이 회전 중심이 후방 돌기 부근에 고정되어 있음을 확인할 수 있었다. 회전 중심은 척추의 관절과 밀접한 관계가 있다. 척추의 관절은 디스크, 후방 돌기 관절, 인대

로 이루어져 있는데, 이들 중 디스크가 가장 큰 관절 역할을 하며 정상 척추의 회전 중심은 대부분 디스크 후방에 위치하고 있다. 따라서 회전 중심이 후방 돌기 부근으로 이동한다는 것은 척추 후방으로 전달되는 하중이 증가함을 의미하며, Ahn 등[13]이 연구한 다양한 후방 척추 고정기기 시술 후 척추 및 고정기기의 하중 전달 특성 결과와 일치함을 보여주었다. 이러한 결과는 기존의 연구 결과에서 발표된 응력 방패 현상에 따른 전방 척추체의 골감소증(osteopenia) 또는 후방 고정기기의 파단(failure) 및 해리(loosening), 가관절(pseudoarthrosis)과 관련이 있을 것으로 사료된다[13,28]. 임상적인 관점에서 회전 중심은 굴곡 및 신전 운동에서 중요한 의미를 가지며, 측굴 및 측 회전 운동에서는 최소한의 전위만 관찰된다. 이에 따라 본 연구에서는 시상면의 운동에서만 분석하였다.

척추에 in vitro 실험에서 하중을 인가하는 방법의 하나인 load control protocol은 일정한 외부 하중에 대해 정상 모델 및 시술 모델의 결과를 분석하는 것이다. 최근 소개된 hybrid protocol은 시술 모델의 인접 부위에 미치는 영향을 분석할 때 효과적인 방법으로서 정상 모델과 같은 양의 운동을 하도록 모멘트를 주는 것으로 알려져 있다[12,23]. 본 연구에서는 정상 모델에 150 N의 예비 압축 하중과 10 Nm의 모멘트를 적용하였고, 두 가지의 시술 모델(PDS system, rigid fixation system)에는 정상 모델과 같은 운동을 적용하기 위해 각각 다른 양의 모멘트가 인가되었다.

Chow 등[9]에 의하면 rigid fixation system을 이용한 수술법에서 시술 부위의 너무 강한 융합(too rigid fusion)은 시술 부위의 운동을 제한하고, 이에 대한 보상 효과로 인접부위에서는 오히려 운동이 증가됨을 보여주었다. 본 연구에서 PDS system은 rigid fixation system에 비해 시술 부위의 운동을 일정량 증가시킴으로써 인접 부위의 운동을 줄여주었다. 이로 인하여 PDS system은 인접 부위의 과도한 운동에 따른 퇴행성 변화 및 손상을 지연시켜 줄 것으로 사료된다. 또한 PDS system은 rigid fixation system에 비해 적은 양의 모멘트로 정상 모델과 같은 양의 회전 운동을 할 수 있었다. 이 결과는 시술 후 환자의 회복 기간 및 재활 운동에 도움을 줄 것으로 기대된다.

본 연구에서 개발한 요추 시술 모델들은 퇴행화 된 요추부의 물성이 아닌 정상 요추의 물성이 입력되었다. 실제로 척추경 나사못 시스템이 삽입되는 환자들의 요추는 퇴행화가 진행되어 정상적인 요추의 물성보다 낮은 물성을 갖게 된다. 향후 연구에서는 이러한 점을 보완하여, 척추의 퇴행이 진행된 물성을 단계별로 적용하여 시술 모델에 대한 보완이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여, PDS(Posterior Dynamic Stabilization) system 및 rigid fixation system이 시술된 요추의 회전 중심(Center of Rotation)과 운동 범위(Range of Motion)를 비교·분석하였다. PDS System은 시상면의 운동 시 회전 중심의

이동 경로가 정상모델과 비슷한 경향을 보여줌에 따라 척추체의 생리학적 운동 특성 및 하중 전달 기전을 유지시키면서 퇴행성 요추 질환에 대한 임상적 치료 효과를 가질 것으로 사료된다. 또한, PDS system은 굴곡, 신전, 측굴, 축 회전의 모든 운동 방향에 대해 rigid fixation system보다 정상 모델에 가까운 운동 범위를 보임으로써 인접 부위의 손상 가능성 및 퇴행 가속화를 줄여주어 기존에 사용되어 온 시스템의 문제점들을 보완할 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] A. S. Hilibrand, N. Rand, "Degenerative lumbar stenosis : Diagnosis and management", *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 7, pp.239-249, 1999
- [2] V. M. Taylor, R. A. Deyo, D. C. Cherkin, W. Kreuter, "Low back pain hospitalization: Recent United States trends and regional variations", *Spine.*, vol. 19, pp.1207-1213, 1994
- [3] K. E. Johnsson, I. Rosen, A. Uden, "The natural course of lumbar spinal stenosis", *Clin. Orthop.*, vol. 279, pp.82-86, 1992
- [4] J. M. Cho, S. H. Yoon, H. C. Park, H. S. Park, E. Y. Kim, Y. Ha, "Surgery of spinal stenosis in elderly patients-Bilateral canal widening through unilateral approach", *J. Korean Neurosurg. Society.*, vol. 35, pp.492-497, 2004
- [5] S. I. Suk, W. J. Kim, S. M. Lee, J. H. Kim, E. R. Chung, "Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities", *Spine.*, vol. 26, no. 18, pp.2049-2057, 2001
- [6] I. Oda, B. W. Cunningham, G. A. Lee, K. Abumi, K. Kaneda, P. C. McAfee, "Biomechanical properties of anterior thoracolumbar multi-segmental fixation", *Spine.*, vol. 25, no. 18, pp.2303-2311, 2000
- [7] T. Akamura, N. Kawahara, S. T. Yoon, A. Minamide, K. S. Kim, K. Tomita, W. Hutton, "Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignment", *Spine.*, vol. 28, pp.1560-1566, 2003
- [8] C. Chen, W. Chen, C. Cheng, S. Jao, S. Chueh, C. Wang, "Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation", *Medical Engineering and Physics.*, vol. 27, pp.487-496, 2005
- [9] D. H. Chow, K. D. Luk, J. H. Evans, J. C. Leong, "Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segment", *Spine.*, vol. 21, pp.549-555, 1996
- [10] W. Schmoelz, J. F. Huber, T. Nydegger, L. Claes, H.J. Wilke, "Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments : an in vitro experiment", *Journal of Spinal Disorder & Techniques.*, vol. 16, no. 4, pp.418-423, 2003
- [11] D. K. Sengupta, R. C. Mulholland, "Fulcrum assisted soft stabilization system", *Spine.*, vol. 30, no. 9, pp.1019-1029, 2005
- [12] M. M. Panjabi, V. K. Goel, "Adjacent-level effects: Design of a new test protocol and finite element model simulations of disc replacement", *Roundtables in Spine Surgery; Spine Biomechanics*, St. Louis, MO: Quality Medical Publishing, 2005, pp. 45-58
- [13] Y. H. Ahn, W. M. Chen, K. J. Kwon, D. Y. Jung, K. Y. Lee, K. W. Park, S. J. Lee, "Comparison of the load sharing characteristic between semi-rigid and rigid pedicle screw systems", *15th Annual symposium on computational methods in orthopaedic biomechanics*, San Diego, CA, US, Feb. 2007, pp.16
- [14] T. Zander, A. Rohlmann, J. Calisse, G. Bergmann, "Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination", *Clinical Biomechanics.*, vol. 16, pp.73-80, 2001
- [15] K. K. Lee, E. C. Teo, F. K. Fuss, V. Vanneville, T. X. Qiu, H. W. Ng, K. Yang, R. J. Sabitzer, "Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under axial loading", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.*, vol. 51, no.3, pp.393-399, 2004
- [16] V. K. Goel, B. T. Monroe, L. G. Gilbertson, P. Brinckmann, "Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc: Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads", *Spine.*, vol. 20, no. 6, pp.689-698, 1995
- [17] S. A. Shirazi-Adl, S. C. Shrivastava, A. M. Ahmed, "Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: A three-dimensional nonlinear finite element study", *Spine.*, vol. 9, pp.120-134, 1984
- [18] M. Sharma, N. A. Langrana, J. Rodriguez, "Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability", *Spine.*, vol. 20, no. 8, pp. 887-900, 1995
- [19] T. H. Smit, A. Odgaard, E. Schneider, "Structure and function of vertebral trabecular bone", *Spine.*, vol. 22, pp.2823 - 2833, 1997
- [20] M. Aebi, C. Etter, T. Kehl, J. Thalgott, "The internal skeletal fixation system; new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorders", *Clin. Orthop.*, vol. 227, pp.30-43, 1988
- [21] I. Yamamoto, M. M. Panjabi, J. J. Crisco, T. Oxland, "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint", *Spine.*, vol. 14, no. 11, pp.1256-1260, 1989
- [22] S. Vishnubhotla, V. K. Goel, M. N. Shaw, "Kinematics Analysis of Dynamic Stabilization System for the Lumbar Spine", *52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Paper No: 1278
- [23] V. K. Goel, J. N. Grauer, T. C. Patel, A. Biyani, K. Sairyo, S. Vishnubhotla, A. Matyas, I. Cowgill, M. Shaw, R. Long, D. Dick, M. M. Panjabi, H. Serhan, "Effects of Charite artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol", *Spine.*, vol. 30, no. 24, pp.2755-64, 2005
- [24] A. G. Viscogliosi, J. J. Viscogliosi and M. R. Viscogliosi, "Beyond total disc, The future of spine surgery", *Spine Industry Analysis Series*, Viscogliosi Bros., LLC, New York, May. 2004, pp.131 - 198
- [25] D. K. Sengupta, "Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain", *Orthop Clin North Am. Review.*, vol. 35, no. 1, pp.43-56. 2004
- [26] F.F. Buechel Sr, F. F. Buechel Jr, M. J. Pappas, J. D'Alessio, "Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacement", *Clin. Orthop.*, vol. 388, pp.41-50, 2001
- [27] S. D. Gertzbein, K. H. Chan, M. Tile, J. Seligman, A. Kapasouri, "Moire patterns: an accurate technique for determination of the locus of the centres of rotation", *J. Biomech.*, vol. 18, pp.501-509, 1985
- [28] B. Dahl, P. Gehrchen, P. Blyme, T. Kiaer and E. Tøndevold, "Clinical outcome after spinal fusion with a rigid versus a semi-rigid pedicle screw system", *Eur. Spine. J.*, vol. 6, pp.412-416, 1997