

유한요소해석 기반 척추 고정분절 변화에 따른 척추 안정성 평가

김철정¹·손승민²·허진영³·이치승^{4†}

¹부산대학교 대학원 의공학전공 대학원생, ²양산부산대학교병원 정형외과 조교수,
³(주)에스원바이오 대표이사, ⁴부산대학교 의과대학 융합의학교실 부교수

Spinal Stability Evaluation According to the Change in the Spinal Fixation Segment Based on Finite Element Analysis

Cheol-Jeong Kim¹, Seung Min Son², Jin-Young Heo³ and Chi-Seung Lee^{4†}

¹Graduate Student, Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Pusan National Univ., Busan, 49241, Korea

²Assistant Professor, Department of Orthopaedic Surgery, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan, 50612, Korea

³CEO, S-ONE BIO CORP., Busan, 49241, Korea

⁴Associate Professor, Department of Convergence Medicine, School of Medicine, Pusan National Univ., Busan, 49241, Korea

Abstract

In this study, we evaluated spinal stability based on the change in the thoracolumbar fixation segment using finite element analysis (FEA). To accomplish this, a finite element (FE) model of a normal thoracolumbar spine (T10-L4), including intervertebral discs (IVD), ligaments, and facet joints, was constructed, and the material properties reported in previous studies were implemented. However, L1 was assumed as the lesion site, and three types of posterior fixation, namely, L1-L2, T12-L2, and T12-L1-L2, were implemented in the thoracolumbar FE model. In addition, the loading conditions for flexion, extension, lateral bending, and axial rotation were adopted. Through the series FEA, the deformation, equivalent stress, range of motion, and moment on the pedicle screws, vertebrae, and IVD were calculated, and the spinal stability was evaluated based on the FEA results.

Keywords : finite element analysis, spine simulation, spinal fixation segment, spine stability, optimal surgery

1. 서론

국내 고령 인구의 증가와 함께 골다공증 환자가 매년 빠르게 증가하고 있으며, 이와 동시에 골다공증성 골절 특히, 척추 골절 환자도 급격히 늘어나고 있다. 척추 질환은 환자의 삶의 질 저하, 개인 및 국가의 의료비 증가, 사망률 증가 등 심각한 사회적 문제를 초래할 수 있는 질환이다. 이를 해결하기 위한 척추 질환 치료법은 크게 보존적 치료, 비침습적 치료, 수술적 치료로 구분되며, 이 가운데 척추 간 불안정성(Intravertebral instability)이나 신경학적 증상이 있는 경우, 경피적 시술의 합병증으로 감염, 시멘트 이탈 등이 발생한 경우 등에서는 수술적 치료(척추 고정술)가 반드시 수행되어야 한다(Kim, 2009).

수술적 치료법은 크게 후방 고정술(Posterior fixation)과 전

방 고정술(Anterior fixation)로 구분되는데, 전자는 척추 후방의 척추경(Pedicle)에 척추경 나사못(Pedicle screw)을 삽입하여 척추 분절을 고정하는 방식이다. 이는 전방 고정술보다 수술이 수월할 뿐만 아니라 상대적으로 안전한 이유로 의료 현장에서 많이 채택되고 있는 수술법이다. 그럼에도 불구하고 후방 고정술 후 척추 간 불안정성 문제가 빈번히 발생하는데, 이는 척추의 부하 지능 능력(Load bearing capacity) 부족으로 이어지며, 결국 나사못 고정 실패 등과 같은 척추 수술 실패로 나타난다. 이러한 현상은 척추 고정분절의 위치가 제대로 선정되지 못하였을 때, 척추경 나사못이 환자의 골 상태에 맞게 선정되지 못하였을 때, 골다공증이 심할 때 주로 발생한다(Kim et al., 2018).

전술한 척추 간 불안정성 문제를 극복하기 위해 척추경 나사못의 직경과 나사산(Thread)을 증가시키거나 피치(Pitch)를

†Corresponding author:

Tel: +82-51-240-6867; E-mail: victorich@pusan.ac.kr

Received February 12 2020; Revised February 14 2020;

Accepted February 17 2020

© 2020 by Computational Structural Engineering Institute of Korea

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

감소시킴으로써 나사의 고정력(Pullout force)을 끌어올리는 방법에 관한 연구가 보고되고 있다(Kim, 2009; Kim *et al.*, 2016). 그러나 대부분의 연구가 임상학적 경험이나 통계학적 분석이 주를 이루고 있을 뿐, 병변 위치에 따른 척추 고정분절 및 척추경 나사못 선택에 관한 명확한 기준은 제시하고 있지 못한 실정이다.

반면, 유한요소법의 비약적인 발전에 힘입어 척추 수술을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 가상으로 구현하는 전산생체역학 기법(Computational biomechanical method)이 전 세계적으로 큰 주목을 받고 있으며, 각종 수술의 최적 수술법 탐색 등에 널리 활용되고 있다. 최근 15년간, 전산생체역학 기법을 통해 다양한 척추 수술법에 따른 운동 범위(Range of Motion, RoM), 변형량, 척추경 나사못 및 인접 골에 발생하는 응력 등 척추 안정성을 평가하는 연구가 수행되었다. Kang 등(2009)은 척추 유합술 후 척추경 나사못 제거 전후에 따른 운동 범위를 유한요소해석을 통해 평가하였으며, Ahn 등(2003)은 L1-L4의 유한요소모델에 척추경 나사못을 삽입한 후 L4-L5 간 추간판(Intervertebral discs, IVD)의 압력 거동을 유한요소해석을 통해 분석하였다. Shin 등(2007)은 L3-L4 척추 고정술에서 기존 고정형 임플란트와 동적 안정 장치(Dynamic stabilization device)의 척추 안정성을 비교하기 위해 L2-L5 유한요소모델을 구축한 후 시뮬레이션을 수행하였다. 특히, 이들 연구에서는 동적 안정 장치의 최적 탄성계수 탐색을 위해 추간판 내 압력(Intervertebral disc pressure, IDP)과 운동 범위를 주요 파라미터로 설정하였다. Yoon 등(2011)은 후방 고정술 후 추간판 내 압력을 감소시키기 위해 플렉시블 로드(Flexible rod)를 제안하였으며, 제안 로드의 효용성 검증을 위해 L1-L5 유한요소모델을 구축한 후, 네 가지 척추운동(전방 굽힘(Flexion), 후방 굽힘(Extension), 측면 굽힘(Lateral bending), 축 회전(Axial rotation))을 구현한 시뮬레이션을 수행하였다.

이처럼 유한요소법을 이용한 후방 고정술 후 척추 안정성을 예측 및 평가하는 연구가 최근 활발히 이루어지고 있으나, 기존 연구는 몇 가지의 한계점을 가지고 있다. 첫째로, 기존 연구의 해석 범위는 요추(L1-L5) 부분에 한정되어 있다. 척추 골절, 협착증 등의 척추 질환은 요추에 근접한 흉추 부위에서도 발생할 가능성이 높다. 특히 흉요추(Thoracolumbar spine) 부위 중 T12, L1, L2는 질환 발생 가능성이 높은 부위이기 때문에 L1을 중심으로 요추와 흉추를 포함한 범위의 유한요소해석이 필요하다고 판단된다(Jindal *et al.*, 2012; Tezeren and Kuru, 2005). 둘째로, 기존의 연구에서는 척추 고정술의 고정분절 부위가 대부분 두 분절만 고정하는 단분절 고정으로 고정 범위가 한정적이다. 단분절 고정술의 안정성을 확인하는 연구는 전술한 바와 같이 최근까지도 많은 연구가 진행되었으나, 단분절 고

정과 비교하여 다른 분절을 고정했을 때 척추 안정성을 비교하는 연구는 많지 않다. 셋째로, 척추골(Vertebra)과 척추 고정체에 대한 역학적 거동 분석이 미비하다. 유한요소해석을 이용한 척추 안정성 연구에서 주요 인자를 ① 운동 범위, ② 추간판 내 압력, ③ 척추경 나사못에 발생하는 응력을 사용하는데, 척추운동 시 척추 고정체로 인해 발생하는 척추골에 대한 변형 및 응력에 관한 분석이 필요한 상태이다.

따라서 본 연구에서는 흉요추 부위에서 후방 고정술의 고정분절 변화가 척추 안정성에 미치는 영향을 유한요소해석을 이용하여 평가한다. 기존의 연구에서는 대부분 L1부터 L5까지 유한요소모델을 구현하였으나, 척추 질환 발생 가능성이 큰 L1을 기준으로 위, 아래 세 분절씩 추가하여 T10-L4까지 정상 모델(Intact model) 범위로 설정하였다. 또 고정분절별로 척추 운동에 따라 척추골, 추간판 및 척추 고정체가 받는 응력과 변형량, 모멘트 및 운동 범위 계산을 수행하여 척추 안정성을 평가하고자 한다.

2. 유한요소모델 구축 및 검증

2.1 유한요소모델

정상적인 성인남성 척추 의료영상에서 본 연구에 필요한 흉요추 부위(T10-L4)를 선택한다. 3D 그래픽 프로세싱 프로그램인 Geomagic Design X(3D Systems, Rock Hill, SC, USA)를 사용하여 유한요소해석에 필요한 분절의 지오메트리(Geometry)를 생성하였다.

척추골은 상용 모델링 프로그램인 Inventor 2018(Autodesk, Mill Valley, CA, USA)을 사용하여 척추뼈 몸통(Vertebral body)과 척추뼈 고리(Vertebral arch)로 분할 후, 3차원 요소 생성이 가능하도록 모델을 단순화하였다. 추간판은 섬유륜(Anulus fibrosus)의 기저 물질(Ground substance)과 속질핵(Nucleus pulposus)으로 분할하였다. 척추의 주요 6개의 인대(Ligament)는 Fig. 1

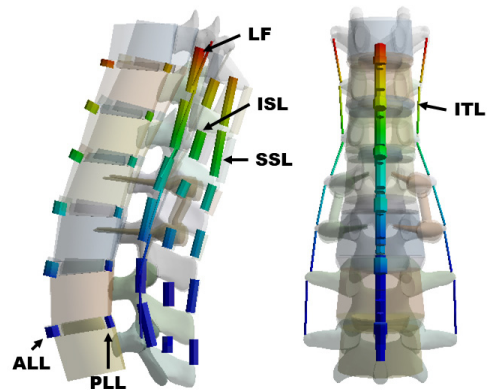


Fig. 1 Ligaments of human thoracolumbar spine

에서와 같이 앞 세로 인대(Anterior longitudinal ligament, ALL), 뒤 세로 인대(Posterior longitudinal ligament, PLL), 황색 인대(Ligamentum flavum, LF), 가시돌기사이 인대(Intertransverse ligament, ITL), 가시사이 인대(Interspinous ligament, ISL), 가시끝 인대(Supraspinous ligament, SSL)를 생성하였다(Shin *et al.*, 2018).

2.2 재료물성치 및 요소 형태

흉요추부 유한요소모델에 각각의 재료 물성치와 요소 형태를 Table 1에 나타냈다. 척추뼈 몸통은 해면골(Cancellous bone), 척추뼈 고리는 피질골(Cortical bone)의 재료 물성치를 적용하였으며(Shin *et al.*, 2007; Kuo *et al.*, 2010), 섬유류의 기저 물질은 탄성고체, 속질핵은 비압축성 유체(Incompressible fluid)로 설정하였다(Kuo *et al.*, 2010). 생체역학적으로 인대는 인장력에 대해서만 저항하므로(tension only), 단축 인장력(Uniaxial tension)과 단면적(Cross-section area)을 적용함으로써 인장력에만 선형 거동하도록 설정하였다(Zhong *et al.*, 2009). 척추뼈 몸통과 기저 물질은 20-node solid element(SOLID186), 척추뼈 고리는 10-node solid element(SOLID187)가 적용되었다. 속질핵은 유체 거동을 모사하기 위해 8-node fluid element(FLUID30)가 적용되었으며 6종류의 인대는 모두 2-node link element(LINK180)을 사용하여 각 분절을 연결하였다. 척추경 나사못과 척추 고정봉은 Titanium alloy이며 요소 타입은 10-node Solid element(SOLID187)이다. 최종적으로 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 2019(ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA)을 사용하여 Fig. 2와 같이 유한요소모델을 생성하고 해석을 수행하였다.

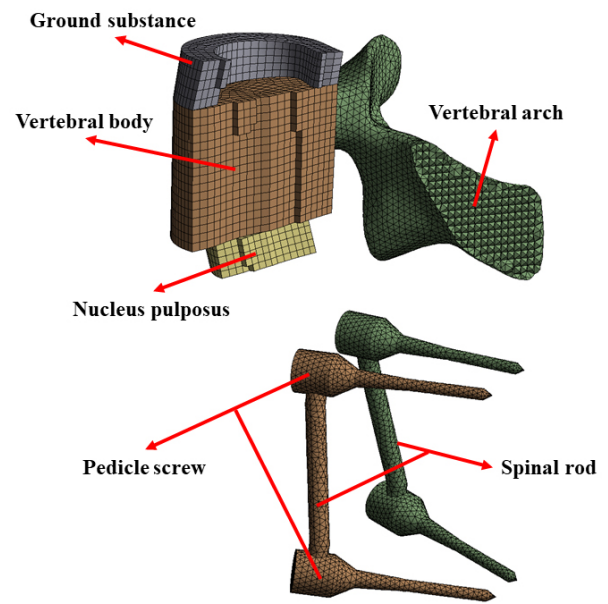


Fig. 2 Finite element model of L1 and orthopaedic implants (pedicle screws and spinal rod)

2.3 경계 · 하중 조건 및 모델 검증 방법

Fig. 3은 Dreischarf 등(2014)의 연구에 적용된 각 모션별 유한요소해석 경계 조건을 나타낸 그림이며, Table 2의 각 모션별 순수 모멘트 하중 조건을 표로 정리하고 본 연구에 적용하였다. 시리즈 유한요소해석을 수행하기 전에, 후방 고정술이 시행되지 않은 정상 척추체에 Table 2의 조건에서 각 모션별로 해석을 수행하고 그 결과를 검증된 모델과 비교하였다. 검증 모델의 적용 범위는 척추 부분(L1-L5)이며 L1 상부에 각 모션

Table 1 Material properties and element types

Material		Element type	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio	Cross-section Area(mm ²)
Vertebral body	Cancellous bone	20-node Solid Element (SOLID186)	100	0.2	-
Vertebral arch	Cortical bone	10-node Solid Element (SOLID187)	12,000	0.3	-
Disc	Ground substance	20-node Solid Element (SOLID186)	4.2	0.45	-
	Nucleus pulposus	8-node Fluid Element (FLUID30)	1	0.499	-
Ligament	ALL	2-node Link Element (LINK180)	7.8	-	24
	PLL		10	-	14.4
	LF		15	-	40
	ITL		10	-	3.6
	ISL		10	-	26
	SSL		8	-	23
Spinal rod	Titanium alloy	10-node Solid Element (SOLID187)	96,000	0.36	-
Pedicle screw					

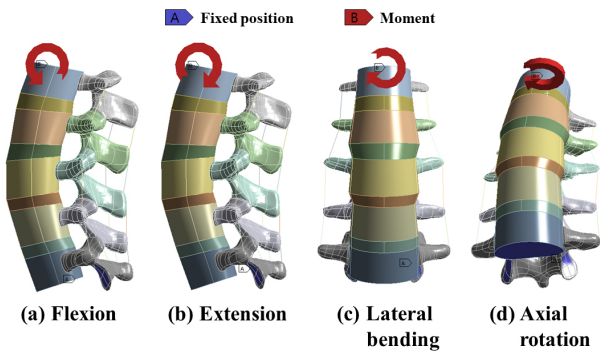


Fig. 3 Finite element analysis boundary conditions for each motion; (a) flexion, (b) extension, (c) lateral bending, (d) axial rotation

Table 2 Loading conditions

Body position	Moment(N·m)	Reference
Flexion	7.5	Rohlmann <i>et al.</i> , 2009
Extension	7.5	Rohlmann <i>et al.</i> , 2009
Lateral bending	7.8	Dreischarf <i>et al.</i> , 2012
Axial rotation	5.5	Dreischarf <i>et al.</i> , 2011

별로 순수 모멘트(Pure moment)를 발생시켜 운동 범위와 모멘트 계산을 수행하였다. 순수 압축 하중은 L1 상부면에 1,000N을 가하여 L4-L5 사이의 추간판 압력 결과를 검증모델(Crisco *et al.*, 1992) 결과와 비교하였다. 본 연구의 시리즈 해석은 총 7 분절(T10-L4)로 구성된 유한요소모델 중 L4의 척추체 아랫면과 척추뼈 고리 하부 추간관절(Facet joint)를 X, Y, Z축 방향으로 완전히 고정시키고 모션에 따라 T10 척추체 상부면에 모멘트를 가하여 수행하였다.

2.4 척추 고정체의 유한요소모델 탑재

척추 고정 모델은 정상 척추 모델에 척추 고정체를 후방 고정술로 삽입하여 생성하였다. Fig. 4에서 세 가지 고정 방법을 3D 모델로 나타냈다. Fig. 4(a) L1-L2(단분절 고정), Fig. 4(b) T12-L2(선택적 고정), Fig. 4(c) T12-L1-L2(완전 고정)의 세 가지

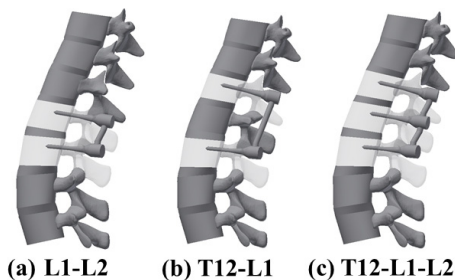


Fig. 4 Three types of posterior fixation; (a) L1-L2 short segment fixation, (b) T12-L1 selective fixation, (c) T12-L1-L2 fully fixation

Table 3 Parameters for analysis

Screw	Fixation segment	FEA results
Diameter: 6.5mm Length: 50mm	L1-L2, T12-L2, T12-L1-L2	Deformation, Equivalent stress, Range of Motion and Moment

후방 고정술이 시술된 척추에 Table 2와 동일한 조건의 해석을 수행하여 변형량(Deformation), 등가 응력(Equivalent stress), 모멘트와 운동 범위를 계산하였다. 해석 인자(analysis parameter)는 Table 3에 정리하여 나타냈다. 척추 고정체에 사용된 척추경 나사못은 직경 6.5mm 및 길이 50mm이며 척추 고정봉(Spinal rod)은 척추 고정체에 일반적으로 사용되는 $\phi 6$ 티타늄 봉을 적용하였다(Jindal *et al.*, 2012). 척추골과 척추경 나사못은 선형 접촉(bonded) 조건으로 접촉되었다.

3. 유한요소해석 결과 및 고찰

3.1 유한요소모델 검증 결과

Fig. 5는 추간판의 모션별 응력 분포를 나타내고 있다. 추간판은 탄성계수가 가장 낮으므로 모션에 따른 변형 상태를 쉽게 확인할 수 있다. Fig. 5(a) 및 (b)에서 보인 바와 같이, 전방 굽힘과 후방 굽힘의 응력 분포는 거의 비슷하지만 변형 상태가 압축력과 인장력으로 완전히 반대 방향의 힘을 받는 것을 볼 수 있다. Fig. 5(c)의 측면 굽힘에서 구부러지는 쪽은 압축, 반대 쪽은 인장되어 수핵 양끝단에 응력이 높아지는 것을 확인할 수 있으며 Fig. 5(d)의 축 회전의 경우는 전체적으로 비틀림(torsion)을 확인하였다.

한편, Rohlmann 등(2001)에 의해 수행된 사체 실험결과(RoM-Moment)와 국내외 8곳의 선행 연구그룹에 의해 수행된 시뮬레이션 결과(Dreischarf *et al.*, 2014) 및 본 연구에서 수행된 시

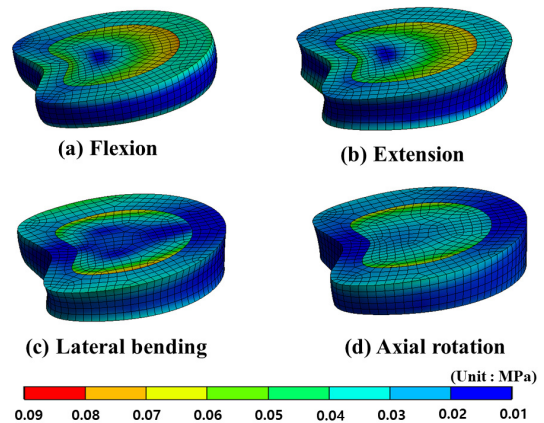


Fig. 5 Equivalent stress contour of IVD under (a) flexion, (b) extension, (c) lateral bending and (d) axial rotation

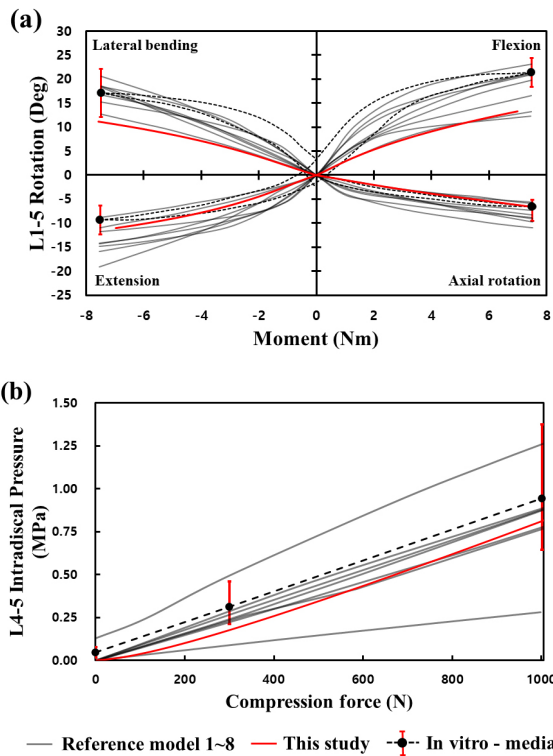


Fig. 6 Relationship between (a) L1-L5 rotation and moment, and (b) Intradiscal pressure L4-5 and compressive force

물레이션 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 그림에 보인 바와 같이, 전방 및 측면 굽힘에서 타 연구 결과와 비교하여 0.8°~10.2° 작은 운동 범위를 보이는데, 이러한 결과의 원인으로는 추간관 절 접촉 조건이 선행 연구그룹과 같지 않기 때문으로 판단된다. 그러나 후방 굽힘에서는 선행 연구 결과에서 사체 실험결과보다 최대 2배 이상 큰 수치를 나타냈으나 본 모델의 조건에서는 사체 실험결과 오차 범위 안에 포함되며, 축 회전에서도 사체 실험결과와 거의 일치하는 결과를 보인다. 또 L4-L5 IDP 결과는 사체 실험 결과와 0.05MPa 이하의 차이로 오차 범위 내에 포함되므로 본 연구에서 제안한 유한요소모델과 경계·하중 조건이 합리적이라 판단된다.

3.2 고정분절에 따른 변형량

Fig. 7은 척추경 나사못, 척추골 및 추간판의 모션별 변형량을 나타내고 있다. 척추경 나사못, 척추골과 추간판의 변형량이 크기는 다르지만 유사한 경향을 나타낸다. 고정분절 별로 보면 L1-L2 고정이 모든 운동 조건에서 다른 분절 고정과 비교하여 변형량이 가장 작다. 변형량이 가장 작은 L1-L2 고정을 기준으로 다른 고정 방식과 비교하면, T12-L2 고정 척추경 나사못 변형량은 평균 151.8%이며 T12-L1-L2 고정은 148.8%로 T12-L2와 T12-L1-L2 고정 시에 L1-L2 고정과 비교하여 변형

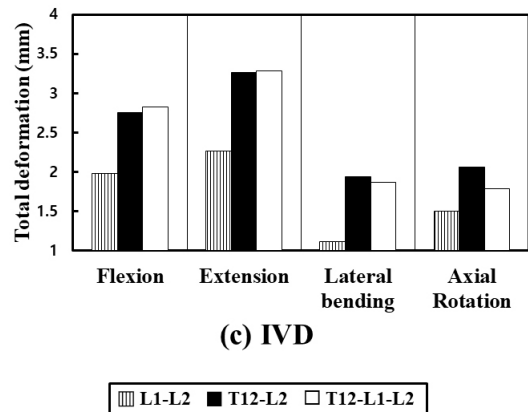
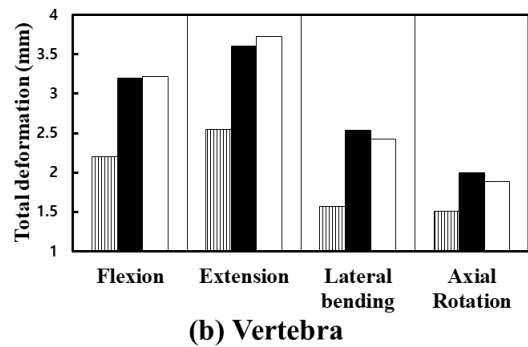
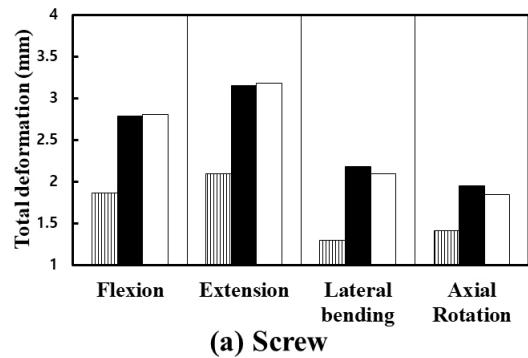


Fig. 7 Total deformation of (a) screw, (b) vertebra and (c) IVD under flexion, extension, lateral bending and axial rotation

량이 약 1.5배 크다. 척추골의 경우에도 T12-L2는 145.1%이고 T12-L1-L2는 143% 증가하였으며 추간판도 마찬가지로 148.4%와 143.3%로 증가폭도 거의 비슷하다. 결과적으로 모션을 취할 경우 척추체의 변형량은 L1-L2 고정과 비교하여 다른 고정분절이 최대 1.51배에서 최소 1.43배 증가하는 것을 확인했다. 모션별로 보면 후방 굽힘에서 최대 변형량을 나타냈고, L1-L2 고정일 경우 측면 굽힘에서 최소 변형량을 나타냈으며, 다른 고정 방법에서는 축 회전의 경우 최소 변형량을 보인다. 이 결과로 변형량에 영향을 주는 요인은 고정분절임을 확인하였다. 특히 L1-L2의 경우 다른 고정분절과 비교하여 가장 작은 변형량을 나타내었다. 그 원인은 짧은 분절 고정으로 인해 척추 고정체가 받는 변형 정도가 작기 때문으로 판단된다.

3.3 고정분절에 따른 등가 응력

Fig. 8은 척추경 나사못, 척추골 및 추간판의 모션별 등가 응력을 나타내고 있다. 먼저 모션별로 보면, 전·후방 굽힘에서는 세 가지 고정 방법 모두 등가 응력이 큰 차이를 보이지 않았다. 척추경 나사못의 등가 응력은 축 회전을 제외하고는 고정 분절에 따라서 큰 차이를 보이지 않았으나, 축 회전에서는 T12-L2가 L1-L2의 147.4%이며 T12-L1-L2는 137.2%로 응력 차이가 크게 나타나며, 측면 굽힘에서는 이례적으로 다른 고정 방법과 비교하여 L1-L2의 등가 응력이 가장 높음을 볼 수 있다. 척추골의 등가 응력에서도 측면 굽힘 운동 시에 척추경 나사못의 등가 응력과 유사한 경향을 보이며 이 경우에도

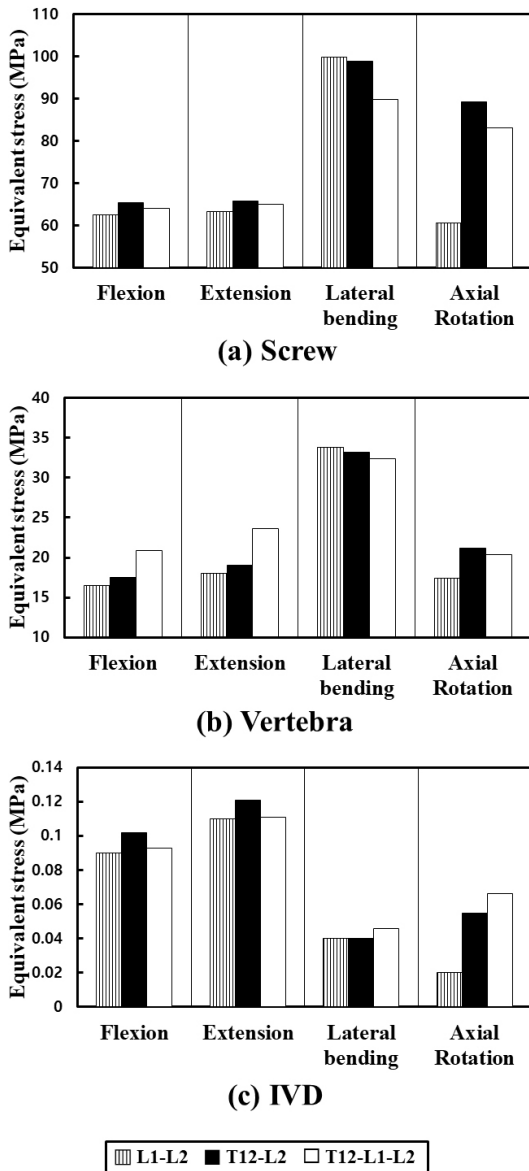


Fig. 8 Equivalent stress of (a) screw, (b) vertebra and (c) IVD under flexion, extension, lateral bending and axial rotation

L1-L2의 등가 응력이 가장 크고 그 외의 경우에는 세 고정 방법 모두 유사한 수준이다. 추간판은 전체적으로 큰 응력이 발생하지 않으나 세 고정 방법 모두 전·후방 굽힘 운동에서 다른 모션에 비해 상대적으로 등가 응력이 크고 다른 모션에서는 유사한 수준을 나타낸다. 일반적으로 변형량과 등가 응력은 비례하는 관계이지만 복합적으로 이루어진 척추에서 일정한 경향을 보이지 않았다. 특히 L1-L2의 경우 다른 고정 방법과 비교하여 변형량은 작지만 모션별 등가 응력 차이가 최대 39.3MPa로 이는 측면 굽힘에서 발생하는 최고 응력의 40% 수준으로 큰 응력 차이를 나타냈다. 이러한 모션에 따른 응력 차이는 복합적인 모션을 수행할 경우 척추 안정성에 문제가 발생할 것으로 판단된다.

3.4 고정분절에 따른 운동 범위 및 모멘트

Fig. 9는 각 모션에 따른 척추의 운동 범위와 모멘트를 나타내고 있다. 척추의 운동 범위는 넓고 모멘트는 작을수록 환자에게 가장 이상적이다. 그러나 일반적으로 척추에 모멘트가 가해지면 운동 범위와 모멘트는 동시에 증가하며, 본 연구 결과에서도 대부분 비례하는 결과를 확인하였다. 그 중 미소한 차이지만 상대적으로 운동 범위가 넓고 모멘트가 작은 경우는 L1-L2 고정의 측면 굽힘을 제외한 모든 모션이다. Fig. 9을 보

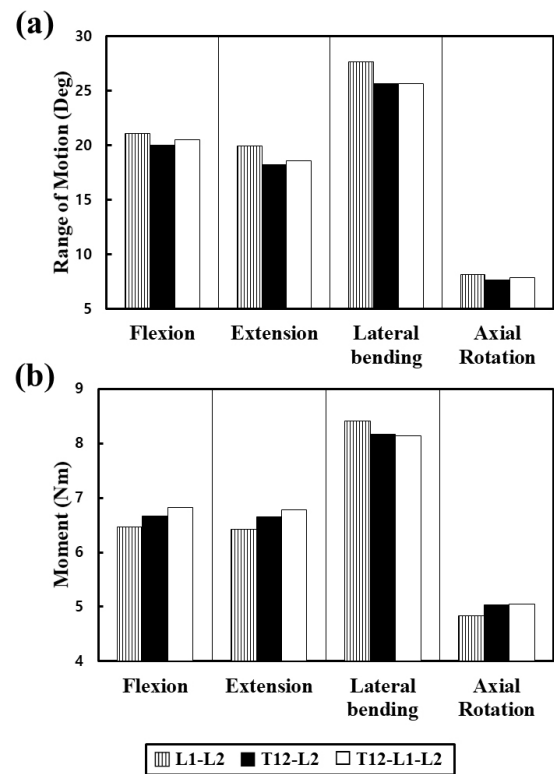


Fig. 9 (a) Range of motion and (b) moment of lumbar spine under flexion, extension, lateral bending and axial rotation

면 측면 굽힘에서 최대 운동 범위와 모멘트가 발생하였으며 축회전에서 최소 운동 범위와 모멘트가 발생하였다. 또한, 전·후방 굽힘의 경우 적용한 모멘트의 크기는 같고 방향만 반대이므로 모멘트는 서로 동일하기 때문에 고정분절에 따라서 운동 범위만 약간의 차이를 보였다. 척추경 나사못과 척추골의 등가 응력은 측면 굽힘에서 가장 큰 수치를 나타낸 것을 볼 때 고정상태에서 운동 범위가 클수록 모멘트와 척추경 나사못과 척추골이 받는 응력이 증가함을 수치적 검증하였다.

4. 결론

본 연구는 유한요소해석을 이용하여 후방유합술의 고정분절에 따른 척추 안정성을 수치상으로 평가하는데 그 목적이 있다. 척추 질환 발생 가능성이 큰 L1을 기준으로 상, 하부 3분절을(T10-L4) 해석 범위로 설정하고 유한요소모델을 생성하여 유한요소해석을 수행하였다.

L1-L2 고정의 경우 변형량은 다른 고정 방법의 절반 수준이지만, 척추경 나사못의 모션별 응력 차이가 크고 측면 굽힘 시에는 모멘트도 가장 높음을 확인하였다. 이러한 결과를 통해 L1-L2 고정 시 환자가 일상생활에서 복합적인 척추운동을 수행할 경우, 특히 측면 굽힘에 의해 척추경 나사못 파손 및 나사못 이탈 가능성이 크므로 L1-L2 고정은 불안정하다고 판단된다.

T12-L2 고정과 T12-L1-L2 고정은 각 모션별로 척추골과 척추경 나사못에 가해지는 등가 응력, 변형량, 운동 범위 및 모멘트의 차이가 크지 않으므로 두 고정 방법 모두 안정적임을 판단했다. 최종적으로 임상학적인 관점에서는 세 분절 모두를 완전 고정하는 T12-L1-L2 고정 방법이 가장 안정적이라는 결론을 얻었다.

감사의 글

본 연구는 중소벤처기업부와 한국산업기술진흥원의 지역특화(주력)산업육성사업의 재원으로 수행된 결과입니다(No. P0005070). 또한, 본 연구는 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업입니다(No. NRF-2018R1D1A1B07051376).

References

- Ahn, M.W., Ahn, J.C., Lee, S.H., Chung, I.S., Lee, C.Y., Lee, J.W. (2003) Analysis of Compression Behavior on Intervertebral Disc L4-5 in Pedicle Screw System Instrumented Lumbar Spine under Follower Load, *Yeungnam Univ. J. of Med.*, 20(2), pp.160~168.
- Crisco, J.J., Panjabi, M.M., Yamamoto, I., Oxland, T.R. (1992) Euler Stability of the Human Ligamentous Lumbar Spine, Part II: Experiment, *Clin. Biomech.*, 7, pp.27~32.
- Dreischarf, M., Rohlmann, A., Bergmann, G., Zander, T. (2011) Optimised Loads for the Simulation of Axial Rotation in the Lumbar Spine, *J. Biomech.*, 44, pp.2323~2327.
- Dreischarf, M., Rohlmann, A., Bergmann, G., Zander, T. (2012) Optimised in Vitro Applicable Loads for the Simulation of Lateral Bending in the Lumbar Spine, *Med. Eng. & Phys.*, 34, pp.777~780.
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C.M., Adam, C.J., Chen, C.S., Goel, V.K., Kiapour, A., Kim, Y.H., Labus, K.M., Little, J.P., Park, W.M., Wang, Y.H., Wilke, H.J., Rohlmann, A., Schmidt, H. (2014) Comparison of Eight Published Static Finite Element Models of the Intact Lumbar Spine: Predictive Power of Models Improves When Combined Together, *J. Biomech.*, 47, pp.1757~1766.
- Jindal, N., Sankhala, S.S., Bachhal, V. (2012) The Role of Fusion in the Management of Burst Fractures of the Thoracolumbar Spine Treated by Short Segment Pedicle Screw Fixation, *J. Bone & Joint Surg.*, 94-B(8), pp.1101~1106.
- Kang, K.T., Lee, H.Y., Son, J.H., Chun, H.J., Kim, H.J. (2009) The Change in Range of Motion after Removal of Instrumentation in Lumbar Arthrodesis Stiffness of Fusion Mass: Finite Element Analysis, *Proc. Comput. Struct. Eng. Inst. Conf.*, Computational Structural Engineering Institute of Korea, pp.283~286.
- Kim, W.J. (2009) Surgical Treatment of Osteoporotic Compression Fracture, *J. Korean Fract. Soc.*, 22(4), pp.314~318.
- Kim, H.M., Chang, B.S., Lee, C.K. (2016) Considerations for Surgical Treatment of Osteoporotic Spinal Fracture: Surgical Indication, Approach, Fixation, and Graft Material, *J. Korean Soc. Spine Surg.*, 23, pp.41~53.
- Kim, Y.M., Kim, T.K., Shim, D.M., Lim, K.H. (2018) Treatment Options of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures, *J. Korean Fract. Soc.*, 1(3), pp.114~121.
- Kuo, C.S., Hu, H.T., Lin, R.M., Huang, K.Y., Lin, P.C., Zhong, Z.C., Hseih, M.L. (2010) Biomechanical Analysis of the Lumbar Spine on Facet Joint Force and Intradiscal Pressure - A Finite Element Study, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11:151.
- Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M., Bergmann, G. (2009) Realistic Loading Conditions for upper Body Bending, *J. Biomech.*, 42, pp.884~890.
- Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., Wilke, H.J. (2001) Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine, *Spine*, 26(24), pp.E557~E561.

- Shin, D.S., Lee, K.W., Kim, D.** (2007) Biomechanical Study of Lumbar Spine with Dynamic Stabilization Device using Finite Element Method, *Comput.-Aided Des.*, 39, pp.559~567.
- Shin, J.K., Lim, B.Y., Goh, T.S., Son, S.M., Kim, H.S., Lee, J.S., Lee, C.S.** (2018) Effect of the Screw Type (S2-Alar-Iliac and Iliac), Screw Length, and Screw Head Angle on the Risk of Screw and Adjacent Bone Failures After a Spinopelvic Fixation Technique: A Finite Element Analysis, *PLoS ONE*, 13(8).
- Tezeren, G., Kuru, I.** (2005) Posterior Fixation of Thoracolumbar Burst Fracture: Short-Segment Pedicle Fixation Versus Long-Segment Instrumentation, *J. Spinal. Disord. Tech.*, 18(6), pp.485~488.
- Yoon, G.S., Sohn, J.I., Kim, G.H., Seo, T.I.** (2011) A Development and Estimation about Flexible Rod for Flexibility of Pedicle Screw System, *J. Korea Acad.-Indus. Coop. Soc.*, 12(4), pp.1775~1780.
- Zhong, Z.C., Chen, S.H., Hung, C.H.** (2009) Load-and Displacement-Controlled Finite Element Analyses on Fusion and Non-Fusion Spinal Implants, *J. Eng. Med.*, 223(2), pp.143~157.

요 지

본 논문에서는 유한요소해석을 이용하여 흉요추 후방 고정술의 고정분절 변화에 따른 척추 안정성을 평가하였다. 이를 위해 추간판, 인대, 추간관절(Facet joint) 등을 포함한 정상 흉요추(T10-L4)의 유한요소모델을 구축하였으며, 문헌으로 보고된 재료물성치를 부여하였다. 한편, L1을 병변 부위로 가정하였으며, L1-L2, T12-L2, T12-L1-L2 총 3가지 종류의 후방 고정술을 흉요추 유한요소모델에 구현하고 전방 굽힘, 후방 굽힘, 측면 굽힘, 축 회전의 하중 조건을 부여하였다. 시리즈 유한요소해석을 통해 고정분절에 따른 척추 경 나사못, 척추골, 추간판의 변형량, 등가 응력, 운동 범위, 모멘트를 계산하였으며, 그 결과를 바탕으로 척추 안정성을 평가하였다.

핵심용어 : 유한요소해석, 척추 시뮬레이션, 척추 고정분절, 척추 안정성, 최적 수술