

흉요추부 방출성골절의 전 · 후방 고정술 유한요소 모델

박예수 · 김윤혁[§] · 박원만[#]

한양대학교 의과대학 정형외과학교실, 경희대학교 테크노공학대학[#],
경희대학교 경희동서 신의학병원 의공학과[§]

Finite Element Model of A-P Instrumentation in Thoracolumbar Burst Fracture

Ye-Soo Park, M.D., Yoon-Hyuk Kim, Ph.D.[§] and Won-Man Park, M.D.[#]

*Department of Orthopaedic Surgery, Guri Hospital, Hanyang University College of Medicine
School of Advanced Technology, Kyung Hee University[#]
East-West Neo Medical Center, Kyung Hee University[§]*

– Abstract –

Study Design: Finite element models of the thoracolumbar spine with various techniques used in spinal fractures were developed to investigate the effects of fixation techniques on spinal stiffness.

Objectives: To develop finite element models of the thoracolumbar spine with various fixation techniques to compare their spinal stiffness characteristics.

Summary of Literature Review: Various anterior and posterior instrumentation options have been applied to stabilize unstable burst fractures of the thoracolumbar spines. The biomechanical effects of different instrumentation options on spinal stability are still unknown.

Materials and Methods: The 3-D finite element model of the human thoracolumbar spine (T12-L2) was reconstructed from CT images. Various anterior and posterior instrumentation techniques, 1-rod and 2-rod anterior fixations, anterior fixations with posterior fixation, and posterior fixation only, were virtually performed in the developed model with a long cage after corpectomy. Five loading cases, axial compression, flexion, extension, lateral bending, and torsion, were applied up to 1000 N and 10 Nm, respectively. The axial displacement and the rotations of T12 with respect to L2 were measured to analyze the stiffness of the spinal segments.

Results: The posterior fixation technique increased the stiffness of the spine the most. The addition of an anterior rod from 1 to 2 increased the stiffness significantly without posterior fixation, but little effect was found with posterior fixation. Among all fixation techniques, the inter-segmental stiffnesses were similar to those of the intact model in torsion cases. In the other loading cases, the inter-segmental stiffnesses were much greater than those of the intact models.

Conclusions: Finite element models of the thoracolumbar spine were developed with various fixation methods. The intact models were validated with in-vitro experimental tests. The posterior fixation technique had a more significant effect on spine stability than did anterior fixation. And anteroposterior fixation techniques provided increased spinal stiffness.

Key Words: Spinal Fixation, Finite Element Model

Address reprint requests to

Yoon-Hyuk Kim, M.D., Ph.D.

School of Advanced Technology, Kyung Hee University

1 Seochon-dong, Giheung-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do, 449-701 Korea

Tel: 82-31-201-2028, Fax: 82-31-202-8106, E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr

서 론

전체 척추 골절의 약 90% 정도는 흉요추 부위에서 일어나며, 그 중 방출성 골절은 10~20%를 차지하는 것으로 알려져 있다¹⁾. 방출성 골절은 골절에 의한 변형이 심하거나 신경학적 이상이 있을 때 수술적 치료가 적용되며, 고정술은 불유합 발생 가능성이 비교적 낮고 운동 가능한 추체를 보호할 수 있는 장점이 있다. 이에 따라 다양한 고정술이 사용되고 있지만, 추체 고정에 따른 수술부위의 높은 강성으로 인하여 인접 추체 상하부 추간판에 손상을 입힐 수도 있는 것으로 보고된 바 있다²⁾. 따라서 환자에게 적합한 수술 방법의 선택을 위하여 다양한 척추고정술에 대한 생체역학적 분석이 필요하다.

척추에 대한 생체역학적 분석의 가장 일반적인 방법은 사체를 이용한 실험적 방법이다. 실험적 방법은 척추 고정술을 시행한 사체에 하중을 가하여 각 분절에서의 운동을 측정 후, 추체-고정기기 시스템의 강성을 측정하는 방법이다. 하지만 실험을 위해 많은 양의 사체가 필요하고, 추간판 내부와 인대에 걸리는 응력, 그리고

후관절에 작용하는 접촉력 등을 예측하는 데 어려움이 있다. 뿐만 아니라, 하중에 의한 척추의 안정성은 사체의 상태에 따라 크게 달라지기 때문에, 실험 조건에 따라 결과의 변동폭이 크다는 단점이 있다^{3,4)}.

유한요소해석 방법은 생체역학분야에 매우 유용한 수치해석 방법으로, 척추 분야에 대해서는 지난 20여 년간 사용되어 왔다^{3,4,5)}. 이 방법은 동일한 실험조건에서 다양한 종류의 모의시험 결과를 확인할 수 있어, 어떠한 문제에 대한 상대적인 비교에 매우 유용하다.

본 연구에서는 척추고정술의 생체역학적 분석을 위하여, 정상 및 다양한 전·후방 척추고정술이 시행된 유한요소해석 모델을 개발하였다. 개발한 정상 흉요추부 모델에 대하여 굴곡, 신전, 측면 굴곡, 비틀림 등의 다양한 하중조건에서 모델의 타당성을 검증하였으며, 다양한 척추고정술이 시행된 모델들의 안정성을 평가하였다.

연구대상 및 방법

3차원 유한요소해석을 이용한 척추고정술의 생체역

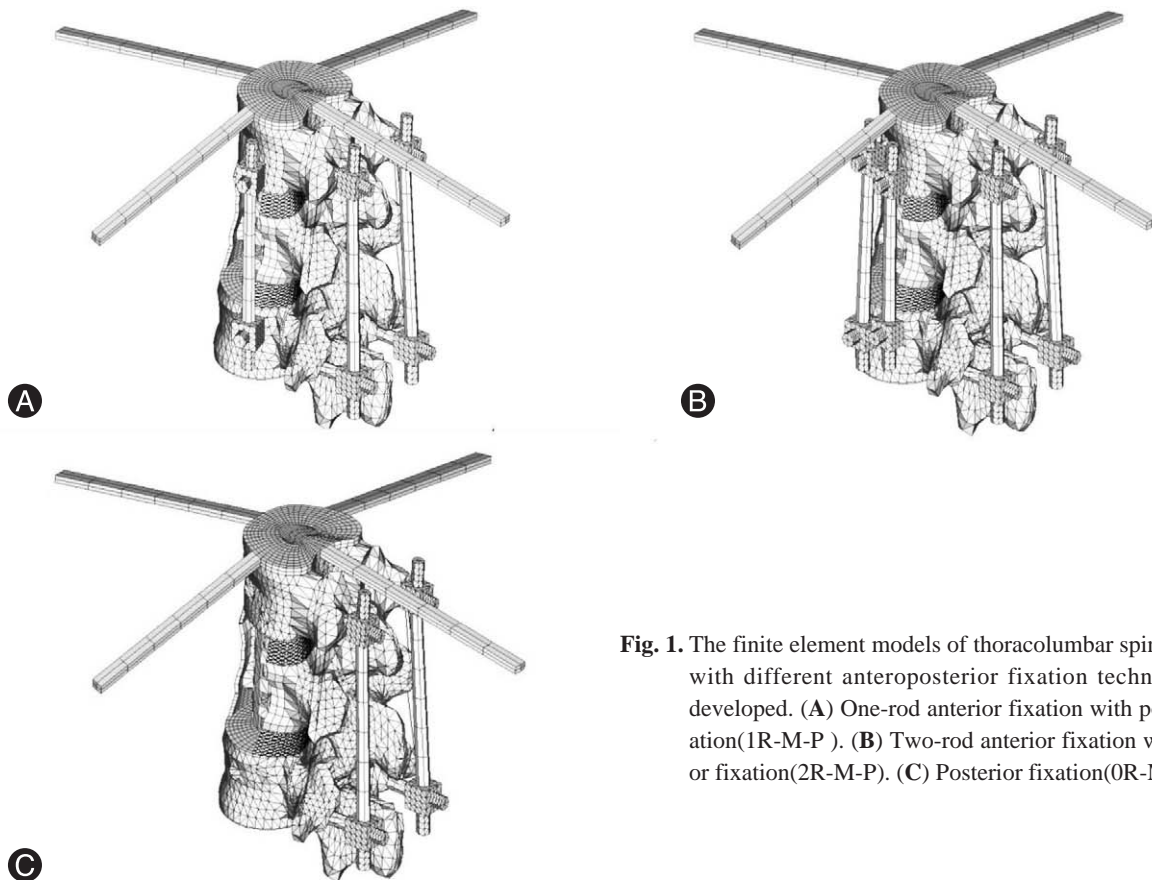


Fig. 1. The finite element models of thoracolumbar spine segments with different anteroposterior fixation techniques were developed. (A) One-rod anterior fixation with posterior fixation(1R-M-P). (B) Two-rod anterior fixation with posterior fixation(2R-M-P). (C) Posterior fixation(0R-M-P).

학적 안정성 평가를 위하여 총 7개의 유한요소해석 모델을 개발하였다. 먼저 정상상태의 제1요추-제2요추와 제12흉추-제2요추의 흉요추 모델(Intact 1L, Intact 2L)을 개발하고, 다양한 전방 및 후방 척추고정술이 시행된 모델을 개발하였다(Fig. 1).

1. 정상 흉요추의 유한요소모델 개발

방사선 전문의와 정형외과 전문의에 의해 척추에 병변이 없는 것으로 확인된 신장 175 cm, 나이 21세의 남성 사체를 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영(CT)하였으며, 상용 모델링 프로그램인 3D-doctor®(Able software Corp., U.S.A)를 이용하여 3차원 그래픽 모델을 개발하였다. 이때, 흉요추 모델은 정중 시상면을 중심으로 대칭이 되도록 개발되었다. 개발된 그래픽 모델은 상용 유한요소해석용 모델링 프로그램인 FEMap® V8.2 (Electronic Data Systems Corp., USA)를 이용하여 유한요소모델로 변환되었다. 유한요소해석을 위한 추체 모델은 피질골, 해면골, 연골종판, 그리고 돌기부분으로 구성된다. 추체는 해면골을 중심으로 약 1.5 mm 두께의 피질골이 둘레를 감싸고 있으며, 추체의 상하부에는 0.5 mm 두께의 연골 종판이 놓여져 있다고 가정하였다^{2,6)}. 각각의 추체는 기존의 연구 결과에 의하여 제12흉추와 제1요추는 0.8도, 제1요추와 제2요추는 2.45도의 각도를 가지도록 정렬되었다⁷⁾. 또한 각각의 추체 후면돌기의 관절돌기 부분은 약 5 mm 두께의 연골로 싸여 있도록 개발되었으며, 연골과 연골 사이는 0.1의 마찰계수를 가지는 3차원 비선형 면접촉으로 가정하였다^{8,9)}.

개발된 추체와 추체 사이에는 추간판 모델을 개발하여 삽입하였다. 추간판은 수핵을 중심으로 다섯 겹의 기질(Ground substance)과 각 기질의 안쪽과 바깥쪽에 존재하는 여섯 겹의 트리스 구조를 가지는 섬유륜(Annulus fibrosus)으로 구성되었다^{5,6,8)}. 이때 추간판 단면적의 약 43%가 되도록 수핵의 단면적을 결정하였으며⁸⁾, 섬유륜의 체적이 추간판 고리체적의 19%가 되도록 섬유륜의 단면적을 결정하였다⁴⁾. 또한 트리스 구조의 섬유륜은 수평면에 대하여 평균 30도의 각도를 이루도록 개발되었다^{3,4,6)}. 각각의 추간판 섬유륜은 오직 인장하중에만 반응을 하는 케이블 요소로 개발되었으며, 수핵은 비압축성 재료 거동을 가지는 물질로 가정하였다.

본 연구에서는 일곱 개의 주요 인대(전방 종인대, 후방 종인대, 횡돌기인대, 횡인대, 척추 후관절낭, 극상전 인대, 극간인대)를 추체 운동분절에 고려하였으며, 각각의 인대의 부착위치는 문서 및 선행연구 논문에 의거한 해부학 정보에 의해 결정되었다⁶⁾. 각각의 인대 역시 추간판의 섬유륜과 마찬가지로 인장에 대하여만 작

용하는 케이블 요소로 모델링 되었다. 인대의 단면적 및 물성치 등은 선행 연구의 결과를 이용하였다^{4,8,9,10)}.

2. 다양한 전방 및 후방 척추고정술이 시행된 흉요추 모델 개발

개발된 정상의 흉요추 모델에 다양한 척추고정술을 시행하여, 후방 척추경 나사못을 사용하지 않고, 1 개의 금속봉을 이용한 전방 고정술이 시행된 모델(1R-M-NP)과 2 개의 금속봉을 이용한 전방 고정술이 시행된 모델(2R-M-NP), 1 개의 금속봉을 이용한 전방 고정술과 척추경 나사못을 이용한 후방 고정술이 함께 시행된 모델(1R-M-P), 2 개의 금속봉을 이용한 전방 고정술과 후방 고정술이 함께 시행된 모델(2R-M-P), 그리고 후방 고정술만이 시행된 모델(0R-M-P)을 각각 개발하였다. 모든 경우에서 중간주 골편은 척추강내까지 완전 감압을 시행하지 않았다(no midcolumn decompression으로 표현). 이때, 척추고정술이 시행된 모든 모델에는 전방 지주부 감압과 금속망 삽입이 시행되었다(Fig. 1). 본 연구에서 사용한 금속망과 나사못들은 모두 티타늄 재료로 가정하였으며, 탄성계수 77GPa, 힘방향 변형률과 가로방향 힘에 수직하는 방향의 변형률의 비로 정의되는 포아송비 0.3을 적용하였다⁸⁾.

전, 후방 고정술이 적용된 모든 모델에서, 전방 지주와 일부 중간 지주의 감압과 금속망 삽입을 묘사하였다. 제1요추 추체의 지주부는 무게중심에서 전방, 후방, 우측으로 각각 약 10 mm, 그리고 좌측방향으로는 완전히 제거하여, 전체적으로 지주부가 “C” 형태가 되도록 가공하였다. 제거된 추체의 중심부에 직경 20 mm의 금속망이 삽입되었다. 금속망의 상부 및 하부 면은 각각 제12흉추의 하부면과 제2요추의 상부면에 접하도록 유한요소모델이 개발되었다. 금속망과 제12흉추 및 제2요추가 접하는 면과 금속망의 옆면과 절단된 제1요추의 안쪽 면은 3차원 비선형 접촉으로 묘사하였다. 금속망의 상·하부 바닥 면의 접촉은 0.8의 높은 마찰계수를 갖도록, 금속망의 옆면의 접촉은 0.1의 마찰계수를 갖도록 모델이 개발되었다. 제1요추 지주부에서 제거되는 부분만큼 추간판의 기질(ground substance) 및 섬유륜은 제거되었으며, 제12흉추-제1요추 및 제1요추-제2요추 사이 추간판의 수핵은 완전히 제거되었다. 후방 고정술이 적용된 모델링 개발에서는 3가지 인대(극상인대, 극간인대, 횡인대)가 제거되었다. 금속망이 놓이는 위치 및 전방 및 후방 고정술을 위한 기기의 위치는 저자들에 의하여 결정되었다.

3. 하중 조건 및 경계 조건

모든 모델에서 제2요추의 바닥면을 완전히 고정시켰

으며, 제12흉추의 상단에 길이 100 mm의 “+” 형태의 강체판을 달고 5 Nm의 굴곡, 신전, 측방 굴곡, 그리고 비틀림 응력을 가하였다. 추체가 회전할 때의 회전중심은 각각의 회전마다 다르며, 또한 명확히 구하기가 어렵다¹¹⁾. 따라서 같은 크기를 가지며 방향은 서로 반대인 두 힘을 “+” 판의 중심에 대하여 반대방향에 있는 양 끝단에 가함으로써, 회전중심의 위치에 상관없이 5 Nm의 응력이 발생되도록 하였다. 본 연구에서는 각각의 하중에 대하여 상용 유한요소해석 소프트웨어인 ABAQUS® (ABAQUS Inc., USA)를 이용하여 해석을 수행하였다.

일반적인 생체역학적 정의에 따라 추체의 강성도를 주어진 하중을 회전 각도로 나눈 값으로 정의하고, 이를 이용하여 정상 모델과 전방 및 후방고정술이 적용된 모델의 안정성을 평가하였다.

결 과

1. 정상 척추 모델의 검증

본 연구에서 개발한 모델의 타당성을 검증하기 위하여 축성 압박 및 굴곡, 신전, 측면 굴곡, 비틀림에 대한 강성 결과를 기존 사체를 이용한 기존의 실험적 방법의 연구 결과들과 비교하였다. 정상 1분절(Intact-1L) 모델의 강성도는 모든 하중 조건에 대하여 실험결과 범위 내에 존재하였다. 굴곡에 대한 강성도는 2.67 Nm/° (1.36 Nm/°-2.94 Nm/°), 신전 강성도는 2.83 Nm/° (2.08 Nm/°-3.7 Nm/°), 측면 굴곡 강성도는 2.12 Nm/° (1.75 Nm/°-2.7 Nm/°), 그리고 비틀림 강성도는 6.89 Nm/° (4.6 Nm/°-

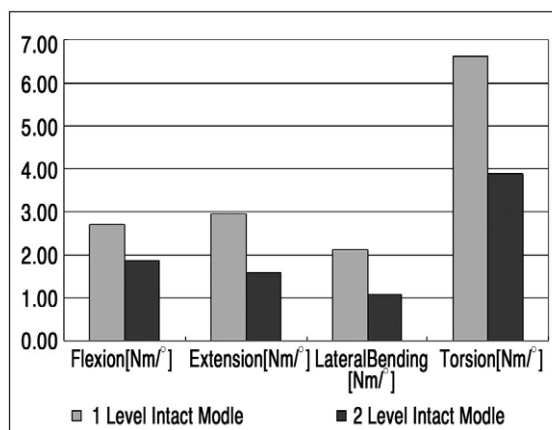


Fig. 2. The stiffness of 1 level intact model (Intact-1L) and 2 level intact mode l(Intact-2L) for flexion, extension, lateral bending, and torsion were validated with previous in-vitro experimental studies¹²⁻¹⁷⁾.

12.5 Nm/°) 이었다(Fig. 2)^{12,13,14)}.

정상 2분절(Intact-2L) 모델 또한 모든 하중에 대하여 타당한 강성도를 나타내었다. 굴곡에 대한 강성도는 1.86 Nm/° (1.61 Nm/°-0.81 Nm/°)으로 실험적 연구 결과에 비해 크게 나타났으나, 큰 차이는 없었다. 신전, 측면 굴곡 및 비틀림 강성도는 각각 1.6 Nm/° (0.77 Nm/°-2.00 Nm/°), 1.09 Nm/° (0.45 Nm/°-1.42 Nm/°), 3.89 Nm/° (1.25 Nm/°-6.67 Nm/°)로, 기존의 실험적 연구에서 수행한 강성도의 범위 안에 존재하였다^{15, 16, 17)}.

2. 다양한 척추고정술이 시행된 모델에 대한 강성 비교

5 가지 고정술 모델인 1R-M-NP, 2R-M-NP, 1R-M-P, 2R-M-P, 0R-M-P 모델에 대하여 강성 해석을 수행하고, 타당성이 검증된 Intact-2L과 결과를 비교하였다(Table 1). 아울러 각각의 고정 모델 상호간의 안정성을 비교하여 전방 및 후방 고정술이 척추의 안정성에 미치는 영향을 분석하였다. 굴곡, 신전, 측면 굴곡에서는 고정술이 시행된 모든 모델이 정상 모델에 비해 높은 강성도를 보였다. 비틀림 하중의 경우, 1R-M-NP와 0R-M-P 모델에서 정상보다 낮은 강성도를 보여 주었다.

후방 고정을 시행하지 않은 경우 2개의 금속봉에 의한 전방 고정술이 1개의 금속봉에 의한 고정에 비해 11~354%의 강성 증가를 보였으며, 후방 고정을 시행한 경우 2개의 금속봉을 이용한 전방 고정술이 1개의 금속봉에 의한 고정술에 비해 5~50%의 강성 증가를 보였다. 따라서 후방 고정술을 시행한 경우에는 전방 고정에 사용된 금속봉의 증가에 따른 강성의 증가가 둔화됨을 보였다.

후방 고정술은 전방 고정에 사용된 금속봉의 수에 상관없이 모든 하중 조건에서 강성의 증가에 큰 영향을 미쳤다. 1개의 금속봉과 2개의 금속봉을 이용한 전방 고정술에서, 후방 고정술을 추가함에 따라 강성도가 각각 97~724%, 62~258% 증가하였다. 1개의 금속봉을 이용한 전방 고정술에 후방 고정이 추가될 때, 강성증가 효과가 매우 큼을 알 수 있었다(Table 1).

고 찰

전방 및 후방 척추고정술에 대하여 임상적인 연구, 사체를 이용한 실험적 연구 등 많은 연구들이 수행되고 있지만, 각각의 수술적 방법들이 척추의 거동에 미치는 생체역학적 영향에 대해서는 아직까지 완전히 밝혀지지 않았다고 할 수 있으며, 각 수술 방법의 우열에 대하여 연구자들 사이에서 서로 엇갈린 주장을 보이고 있다^{18,19)}.

20,21,22,23)

기존의 연구 결과들에 따르면, 전방 감압술과 함께 전방 고정술이 시행된 경우, 전방 지주부에 걸리는 체중 부하를 수술 즉시 회복 시킬 뿐 아니라, 후방 고정술이 시행된 경우보다 후만각의 손실이 1~4° 정도 적게 나타난 것으로 알려져 있다^{19,20,21)}. 뿐만 아니라, Wood 등¹⁸⁾은 후방 고정술에 비해 전방 고정술이 시행된 경우 수술 결과는 유사하지만 합병증의 발병률과 추가적인 수술을 요하는 경우가 적은 것으로 보고한 바 있다.

이에 반하여 Payer²¹⁾는 후방 고정술을 척추의 정렬, 수술 직후의 안정성 및 신경계 결손 경우의 감압에 이르기까지, 흉요추부 골절에 대한 안전하고 신뢰할 수 있는 수술 방법으로 평하고 있다. Robert 등²²⁾의 연구 결과에 의하면, 전방과 후방 고정술이 함께 시행된 경우에는 척추 안정성을 위한 충분한 강성이 나타났지만, 전방 고정술만 시행된 경우, 굴곡, 신전, 비틀림, 측면 굴곡의 모든 하중에서 정상상태에 비하여 낮은 강성을 보고하면서, 전방 고정술이 단독으로 시행된 경우, 척추 운동 분절의 안정성을 확보할 수 없는 것으로 주장하였다. 또한 Schreiber 등²³⁾도 전방 고정술이 시행된 경우, 굴곡과 신전, 측면 굴곡 하중에 있어서 척추 분절의 강성이 크게 증가한데 반하여, 수평방향에서의 움직임이 커진 것으로 보고하였다. 이에 따라 척추 고정기구가 조기 해리 현상이 발생할 것으로 예상하여 추가적인 후방 고정의 고려를 제안하였다.

이처럼 전방 및 후방 고정술이 척추안정성에 미치는 생체역학적 영향에 대하여, 아직까지 논란의 소지가 있는 것이 현실이다. 최소한의 안정성 확보를 위해서는 고정술 후 정상의 척추보다 고정술이 시행된 부위에서 모든 하중조건에 대하여 높은 안정성을 보여야 한다. 그러나 수술부위의 높은 안정성은 인접부위 정상 추간판 손상 원인이 될 수 있으므로, 최소한의 나사못을 삽입하는

것이 필요하다. 본 연구를 통하여 다양한 척추고정술의 안정성 비교에 유한요소해석 방법이 매우 유용함을 알 수 있었다. 본 연구의 결과를 활용한다면, 환자의 상태에 따라 최소한의 안정성 확보와 적절한 운동성 확보를 위한 고정술의 최적 수술 방법 및 기기의 선택을 위한 생체역학적 정보를 줄 수 있을 것이라 생각된다. 아울러 향후 연구에서는 척추고정술이 인접분절에 미치는 영향 분석을 위해 고정술이 시행된 환자에 대한 임상적인 장기 추시와 인접 분절이 포함된 척추 모델을 이용한 유한요소해석이 필요할 것으로 판단된다.

결 론

전방 및 후방 척추고정술의 생체역학적 안정성 평가를 위하여 정상상태 및 다양한 척추고정술이 시행된 흉요추부의 유한요소모델을 개발하였다. 개발된 정상 유한요소 모델의 타당성을 검증하였으며, 다양한 전방 및 후방 고정술이 시행된 모델을 이용하여 고정술이 척추의 안정성에 미치는 영향을 정량적으로 비교하였다. 후방 고정술이 전방 고정술에 비하여 척추 안정성에 큰 영향을 미치는 것으로 나타났다. 또한 후방 고정술과 전방 고정술이 동시에 사용될 경우 지나친 척추 안정성의 증가로 인접부위 손상이 예상되었다. 개발된 유한요소 모델은 향후 다양한 척추고정술의 생체역학적 연구에 유용하게 사용될 것으로 판단된다.

참고문헌

- 1) Wood KB, Bohn D, Mehbod A: Anterior versus posteri-

Table 1. The finite element analysis results showed that the stiffness with various fixation instrumentations were changed in flexion, extension, and lateral bending cased compared with those in the intact model (Nm/°)

Stiffness Construct	Flexion	Extension	left-lateral bending	Right-lateral bending	Left-torsion	Right-torsion
2 level intact	1.87	1.6	1.09	1.09	3.85	3.85
0R-M-P	34.00	9.56	10.12	9.63	3.78	3.67
1R-M-NP	4.57	2.2	6.08	12.71	3.11	3.02
1R-M-P	36.12	18.13	16.56	30.73	6.12	6.19
2R-M-NP	11.96	9.99	6.74	21.24	4.21	4.14
2R-M-P	42.7	27.16	17.39	34.49	7.4	7.32

0R-M-P : 0 rod-no midcolumn decompression-pedicle screw instrumentation

1R-M-NP : 1 rod-no midcolumn decompression-no pedicle screw instrumentation

1R-M-P : 1 rod-no midcolumn decompression-pedicle screw instrumentation

2R-M-NP : 2 rod-no midcolumn decompression-no pedicle screw instrumentation

2R-M-P : 2 rod-no midcolumn decompression-pedicle screw instrumentation

- or treatment of stable thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit. *J Spinal Disord Tech* 2005; 18: S15-S23.
- 2) **Goto K, Tajima N, Chosa E, Totoribe K, Kubo S, Kuroki H, et al.:** Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels. *J Orthop Sci* 2003; 8: 577-584.
- 3) **Natarajan RN, Garretson RB, Biyani A, Lim TH, Andersson GBJ, An HS:** Effects of slip severity and loading direction on the stability of isthmic spondyloisthesis: A finite element model study. *Spine* 2003; 28: 1103-1112.
- 4) **Natarajan RN, Andersson GBJ:** The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 1999; 24: 1973-1881.
- 5) **Argoubi M, Shirazi-Adl A:** Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J. Biomechanics* 1996; 29: 1331-1339.
- 6) **Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM:** Do bending, twisting and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine* 1996; 21: 2570-2579.
- 7) **Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras W:** The prediction of lumbar spine geometry : method development and validation. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 455-464.
- 8) **Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE:** Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral gages: finite element analysis. *Eur Spine J* 2003; 12: 413-420.
- 9) **Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, Feng CK, Chen CS, Yu CH:** Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Medical Engineering & Physics* 2006; 28: 90-98.
- 10) **Goel VK, Ramirez SA, Kong W, Gilbertson LG:** Cancellous bone young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine- Application of bone adaptive remodeling concepts. *J Biomechanical Engineering* 1995; 117: 226-271.
- 11) **Qiu TX, Teo EC, Lee KK, Ng HW, Yang K:** Validation of T10-T11 finite element model and determination of instantaneous axes of rotations in three anatomical planes. *Spine* 2003; 28: 2694-2699.
- 12) **Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin AE:** Rate effect on sharing of passive lumbar motion segment under load-controlled sagittal flexion: viscoelastic finite element analysis. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics* 1999; 32: 119-128.
- 13) **White AA, Panjabi MM:** *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins Co.:47, 1990.
- 14) **Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ:** Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg* 1994; 76: 413-424.
- 15) **Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M:** Three-dimensional motion analysis wit Synex. *Eur Spine J* 2000; 9: 472-485.
- 16) **Kanayama M, Ng JTW, Cunningham BW, Abumi K, Kaneda K, McAfee PC:** Biomechanical analysis of anterior versus circumferential spinal reconstruction for various anatomic stages of tumor lesions. *Spine* 1999; 24: 445-450.
- 17) **Bastian L, Knop C, Lange U, Blauth M:** Einfluß eines Querverbinders oder einer Cerclage auf die mechanische Stabilität des Fixateur interne. *Orthop.de* 1999; 28: 714-722.
- 18) **Wood KB, Bohn D, Mehbod A:** Anterior versus posterior treatment of stable thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit. *Journal of spinal disord tech* 2005; 18: S15-S23.
- 19) **Carl AL, Tranmer BI, Sachs BL:** Anterolateral dynamized instrumentation and fusion for unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures. *Spine* 1997; 22: 686-690.
- 20) **McDonough PW, Davis R, Tribus C, Zdeblick TA:** The management of acute thoracolumbar burst fractures with anterior corpectomy and Z-plate fixation. *Spine* 2004; 29: 1901-1909.
- 21) **Payer M:** Unstable burst fractures of the thoraco-lumbar junction : treatment by posterior bisegmental correction/fixation and staged anterior corpectomy and titanium cage implantation. *Acta Neurochirurgica* 2006;148:299-306.
- 22) **Pflugmacher R, Schleicher P, Schaefer J, Scholz M, Ludwig K, Khodadadyan-Klostermann C et al.:** Biomechanical comparison of expandable cages for vertebral body replacement in thoracolumbar spine. *Spine* 2004; 29: 1413-1419.
- 23) **Schreiber U, Bence T, Grupp T, Steinhauser E, Muckley T, Mittelmeier W et al.:** Is a single anterolateral screw-plate fixation sufficient for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction? A biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J* 2005; 14: 197-204.

국 문 조 록

연구계획: 척추의 강성에 척추고정술이 미치는 영향을 조사하기 위하여, 방출성 골절이 있는 흉요추부에 다양한 척추고정술이 시행된 유한요소모델을 개발하였다.

연구목적: 다양한 척추고정술이 척추의 강성에 미치는 영향을 비교하기 위하여 흉요추부 유한요소모델을 개발하는 것이다.

대상 및 방법: CT영상 자료를 기반으로 흉요추부3차원 유한요소모델을 개발하였다. 개발한 모델에 전방 지주부 압박과 금속망의 삽입 및 다양한 전방 및 후방 척추고정술(1개와 2 개의 금속봉에 의한 전방고정술이, 각각의 전방고정술이 함께 시행된 후방 고정술, 후방 고정술)을 적용하여 가상으로 수술을 시행하였다. 고정된 추체에 굴곡, 신전, 측면 굴곡, 비틀림 하중으로 10Nm의 우력을 가하였다. 제2요추 추체에 대한 제12흉추 추체의 회전량을 측정하여 척추의 강성을 분석하였다.

결과: 후방고정술은 척추의 강성증가에 크게 영향을 미쳤다. 후방고정술이 함께 시행되지 않았을 경우에 전방고정술에 사용된 금속봉의 증가는 척추의 강성에 큰 영향을 미쳤으나, 후방고정술이 함께 시행되었을 때는 그 영향이 미약하였다. 비틀림에서는 모든 척추 고정술이 유사한 강성을 보였지만, 다른 하중에서는 정상 모델에 비해 매우 큰 강성을 보였다.

결론: 전방 및 후방 척추고정술의 생체역학적 안정성 평가를 위하여 정상상태 및 다양한 척추고정술이 시행된 흉요추부의 유한요소모델을 개발하였다. 개발된 정상 유한요소 모델은 기존 연구와 비교하여 타당성을 검증하였다. 후방 고정술이 전방 고정술에 비하여 척추 안정성에 미치는 영향이 크게 나타났으며, 전방 및 후방 고정술을 동시에 사용할 경우, 지나친 척추 안정성의 증가를 확인할 수 있었다.

색인단어: 척추고정술, 유한요소모델

※ 통신저자 : 김 윤 혁

경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지

경희대학교 테크노 공학대학

Tel: 82-31-201-2028 Fax: 82-31-202-8106 E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr