

척추경 나사못을 이용한 척추 유합술에서 고정범위에 따른 인접 추간판의 압축 거동 분석

영남대학교 의과대학 정형외과, 영남대학교 공과대학 기계공학부*, 영남대학교 협동과정 대학원 의공학과**
안면환 · 안종철 · 이수호 · 정일섭* · 이춘열* · 이장우**

Analysis of Compression Behavior on Intervertebral Disc L4-5 in Pedicle Screw System Instrumented Lumbar Spine under Follower Load

Myun-whan Ahn, M.D., Jong-chul Ahn, M.D., Su-ho Lee, M.D.,
Il-sub Chung, Ph.D.*, Choon-yeol Lee, Ph.D.*, Jang-woo Lee, M.S.**,

Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Yeungnam University
*School of Mechanical Engineering, Yeungnam University**
*Department of Biomedical Engineering, Yeungnam University***

—Abstract—

Background: Confirm the stability of intervertebral disc sustaining each fused lumbar spine cases, comparing vertical compression, A-P shear force and rotational moment on intervertebral disc of instrumented lumbar spine with simple vertical compression load and follower load using finite element analysis.

Materials and Methods: We analyze the stability of intervertebral disc L4-5 supporting fused lumbar spine segments. After performing finite element modelling about L1-L5 lumbar vertebral column and L1-L4 each fusion level pedicle screw system for fused lumbar spine fine element model. Intervertebral discs with complex structure and mechanical properties was modeled using spring element that compensate stiffness and tube-to-tube contact element was employed to give follower load. Performing geometrical non-linear analysis.

Results: The differences of intervertebral disc L4-5 behavior under the follower compression load in comparison with vertical compression load are as follows.

Conclusion: As a result of finite element interpretation of instrumented lumbar spine, the

stability of L4-5 sustaining fused lumbar segment, the long level fused lumbar spine observed hing stability under follower load. This research method can be the basis tool of effects prediction for instrumentation, a invention of a more precious finite element interpretation model which consider the role of muscle around the spine is loaded.

Key Words: Finite element method, Follower load, Fusion level, Lumbar spine, Stability

서 론

척추질환의 치료법 중 척추 기구고정술의 발달로 수술 후 환자들의 조기보행과 조기 생활복귀가 가능해지고 삶의 질 또한 향상되고 있다(1). 그러나, 척추의 유합술을 시행하고 나면 유합술 인접 부위에 퇴행성 변화가 촉진된다는 사실이 여러 논문에서 보고되고 있다(2,3). 이러한 보고들은 임상적인 추시에 의한 결과들이며, 이에 대한 실험적인 보고나 증명은 아직까지 미미한 실정이다. 이 연구에서는 단순화된 요추 모델에 척추경 나사못 시스템을 시술한 후 하중을 가하여 기구가 시술된 추체의 아랫부분 추간판에 작용하는 힘과 굽힘 모멘트를 계산하고자 하였다. 사람의 in-vitro 상태의 생리적 하중 부과 방법인 follower load 기법을 도입하여(4-6), 고정범위(fusion level)를 달리 한 유한요소 요추부 척추 모델 해석을 수행하고, 이를 통해 척추경 나사못 시스템의 고정범위에 따른 결과를 분석하고자 하였다. 이는 척추의 유합술을 시행하고 난 뒤 아랫부분의 추간판에 가해지는 힘에 대한 실험적 분석으로 유합술을 시행하고 난 뒤 발생하는 퇴행성 변화 촉진의 간접적인 증명이라 할 수 있다.

3차원 유한요소 모델을 이용하여, follower-load하에서 압축 하중을 가하여, follower-load의 실험적 의미를 확인하고, 고정 범위가 인접

분절 추간판에 미치는 생역학적 변화를 확인하고자 이 연구를 실시하였다.

대상 및 방법

후방 돌기를 포함한 척추체의 기하적 형상은 매우 복잡한 면들로 구성되므로 이를 유한요소화하는 작업은 많은 노력을 필요로 한다. ViewPointDataLabs의 3차원 상세형상 추체 모델을 이용하여 기존의 pre-processor에 비하여 복잡한 형상의 모델링에 적합한 TrueGrid를 사용하여 요추의 5개 척추체를 8절점 3차원 고체요소로 모델링하였다(7,8). 피질골(cortical bone)은 두께 1mm의 4절점 평판요소로 모델링하였으며, 이의 적절성은 언급된 바 있다(9). 기계적 물성치로는 Shirazi-Adl 등(10)을 따라 피질골의 탄성계수 및 포아송비를 12000MPa, 0.3, 망상골의 탄성계수 및 포아송비를 100MPa, 0.2로 하였다.

이 연구에서는 상세한 모델 대신에 스프링 요소를 사용함으로써 간단한 모델링 작업만으로 추간판의 강성(stiffness)을 적절히 구현할 수 있는 방법을 활용하였다(9). 동일한 변위 자유도에 해당되지만 강성의 크기가 상이한 인장 및 압축, 전방전단 및 후방전단, 굴곡 및 신전에 대하여는 비선형 스프링 요소를 사용하였다. 이들 총 6개의 스프링 요소는 동일한 절점

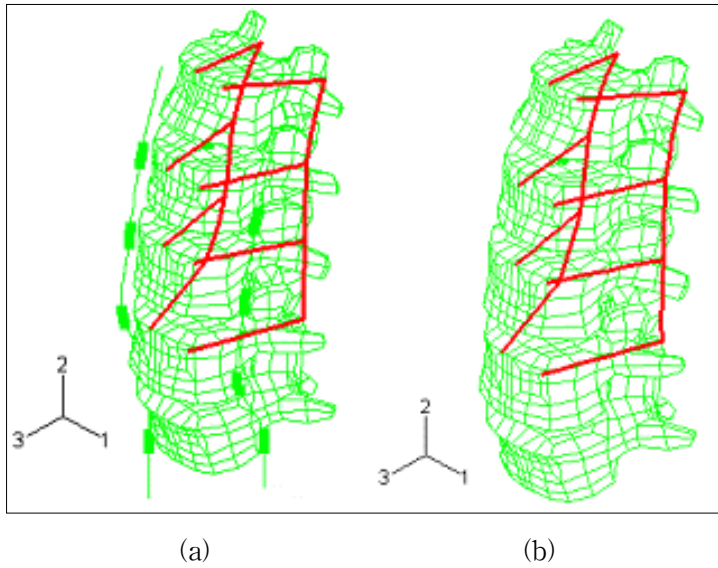


Fig. 1. Finite element model of 3-level fused lumbar spine under.

(a) follower load and (b) vertical compression load

을 공유하며, 공간상의 동일 위치에 구성하였다. 각 절점은 해당 종판(end-plate)의 도심(centroid)에 위치시켰고, 이들은 종판내 절점들과 강성보(rigid beam)로 연결됨으로써 상호

운동의 구속(kinematic constraint)이 이루어지도록 하였다.

여기에 follower load를 가하기 위하여 케이블 및 케이블 가이드를 모델링하였다. 케이블

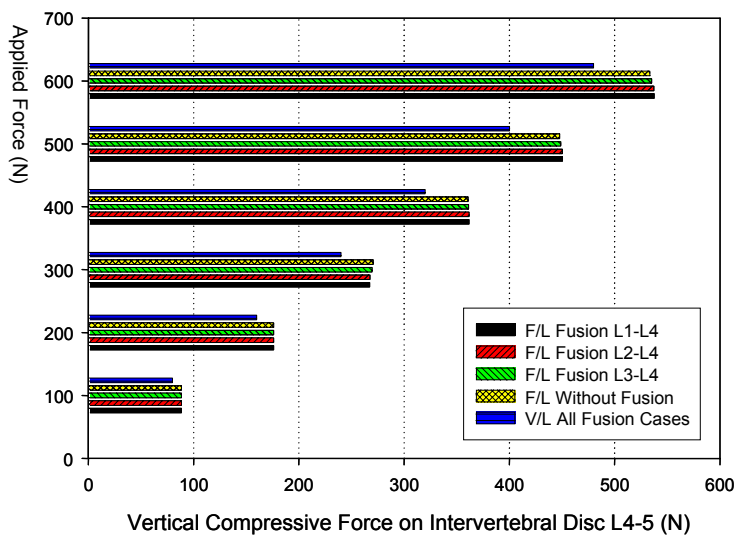


Fig. 2. Vertical compressive force on intervertebral disc L4-5.

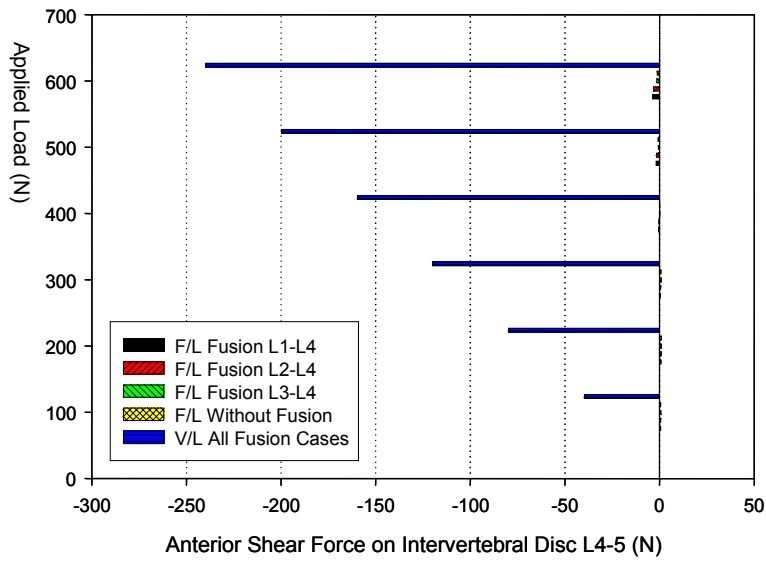


Fig. 3. Anterior shear force on intervertebral disc L4-5.

로는 강철의 특성을 가지는 보요소를 사용하였으며, 굽힘 강성을 최소화하기 위하여 그 지름은 0.2mm로 매우 작게 하였다. 케이블 가이드는 시상면으로부터 좌, 우 3cm에 위치시켰으

며, 가이드의 중심은 추체의 측면 중심부에 위치한 절점과 동일한 전, 후 방향 및 상, 하 방향의 좌표값을 가지도록 하였다. 그리고, 이들의 중심의 변위는 해당 측면 중심부 절점의 변위

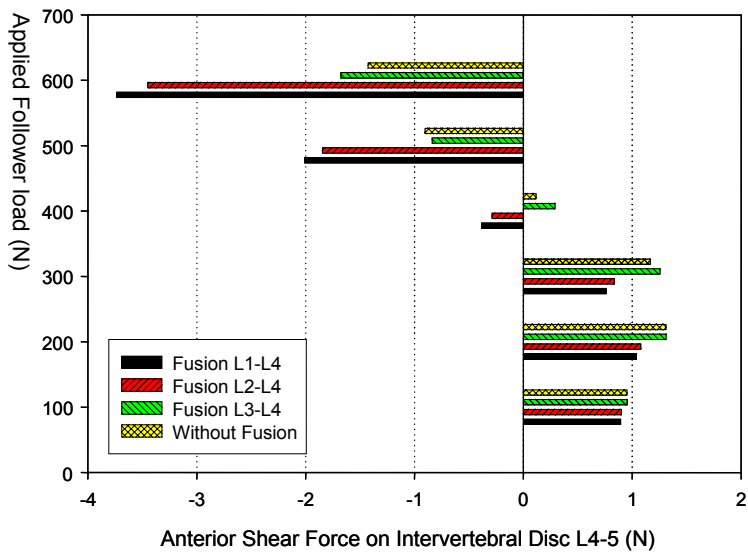


Fig. 4. Anterior shear force on intervertebral disc L4-5 under follower load.

와 같도록 상호 구속하였다. 가이드 역시 강철의 특성을 가지는 보요소로 모델링하였는데, 단면의 형상은 중공(hollow) 실린더로 하여 외경은 0.5mm, 내경은 케이블과 동일한 0.2mm로 하였다. 또한 가이드의 중공에서 케이블과 가이드가 접촉하며 이를 통하여 하중이 전달될 수 있도록 하기 위하여 tube-to-tube 접촉요소(contact element)를 사용하였다(6).

척추의 교정과 손상의 치료에 사용되는 기구인 척추경 나사못 시스템은 ASTM에 규정된 생체내 시술용 임플란트 소재인 Ti-4V-6AL ELI로써 탄성계수 110,000MPa과 포아송비 0.3의 물성치를 사용하였다(11). 6mm 척추

경 나사못과 5.5mm 지지대로 조합된 척추경 나사못 시스템을 유한요소 모델을 위하여 1차원 보요소로써 기구를 모사하였다(Fig. 1)(12). 보요소를 사용한 척추경 나사못 시스템 모델을 각 분절별로 조합하여 요추부 추체에 시술한 유한요소 모델에 대하여 수직 압축 하중은 L1의 윗 종관 도십에 가하였으며, follower 하중은 양쪽 케이블의 하단에 인장력으로 가하였다(6).

이 연구에서는 Pre/Post Processor로 TrueGrid 2.0과 PATRAN을 이용하고, ABAQUS 6.3을 사용하여 기하학적 비선형 해석을 수행하였다(8,14).

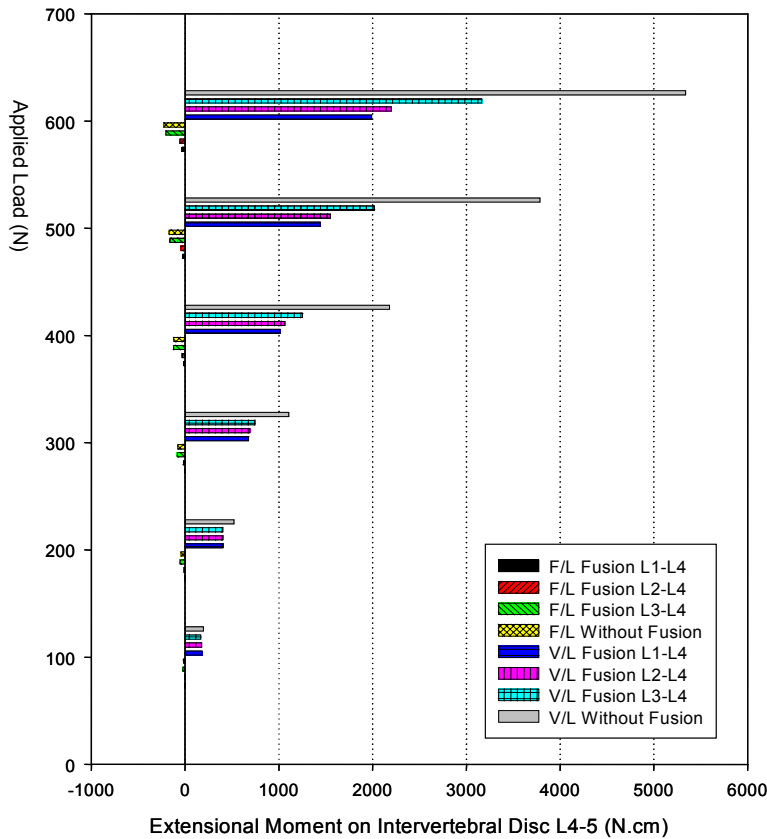


Fig. 5. Extensional moment on intervertebral disc L4-5.

결 과

이 연구에서는 추간판을 스프링 요소로 모델 하였음은 전술한 바 있다. 따라서, 이들 스프링 요소에 발생하는 하중은 실제 추간판에 작용하는 하중에 유사하다고 할 수 있을 것이다. Fig. 2와 같이 제 4-5 요추간판에 작용하는 수직방향 압축력은 수직하중인 경우 상대적으로 더 낮은 값으로 나타나는 반면, follower 하중에서는 더 큰 압축력이 가해지고 있었다. 또한 follower 하중이 증가함에 따라 고정범위의 길이가 길수록 가해지는 수직방향 압축력은 높아지는 경향이 있으나 각 고정범위별 그 값의 차이는 미미하다. 같은 상황에서 제 4-5 요추간판에 작용하는 전단력을 계산한 결과는 Fig. 3에 나타나며 follower 하중에서의 전단력은 Fig. 4에서 자세히 알 수 있다. 수직하중인 경우에는 고정범위에 관계없이 동일한 크기의 후방으로의 큰 전단력이 발생한다. follower 하

중인 경우에는 그 값의 크기는 미미하며 300N 이하의 범위에서는 고정범위의 길이가 길수록 약한 전방 전단력이 작용하나 400N에서 2, 3 분절의 고정범위 시술모델은 반대방향인 후방 전단력을 발생하며 이 때 시술하지 않았거나 1 분절 고정범위 경우 전방으로의 전단력이 미약하게 발생한다. 400N 이상의 하중에서는 각 시술모델 모두 후방으로의 전단력이 발생하며, 2분절이상 고정시에 전단력이 급격히 증가한다. 고정범위별 각 하중 상태에서 제 4-5 요추간판에 대한 굴곡방향 굽힘모멘트의 작용을 관찰한 결과 Fig. 5와 같이 수직하중에서는 신전 방향의 높은 굽힘 모멘트가 발생하며 고정범위의 길이가 길수록 높은 안정성이 높음을 알 수 있고 follower 하중인 경우 미미한 굴곡방향 굽힘모멘트가 발생한다. 이의 자세한 결과는 Fig. 6에 나타난 바와 같이 고정범위가 길수록 높은 안정성을 보임을 알 수 있고, follower 하중 하에서 더욱 안정적임을 보이고 있다. 이상

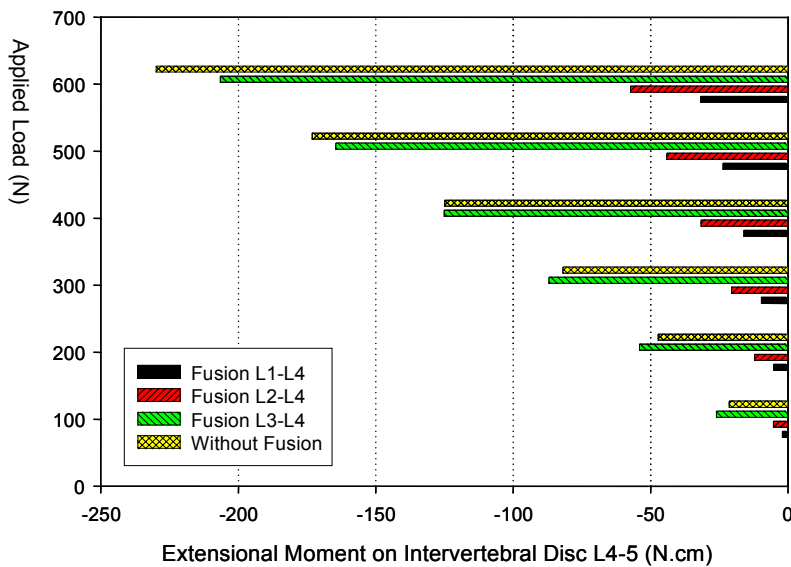


Fig. 6. Extensional moment on intervertebral disc L4-5 under follower load.

에서 요추부 척주에 시술한 척추경 나사못 시스템의 고정범위의 길이에 대하여 압축 하중 부가 방법에 따른 제 4-5 요추간판에 작용하는 힘과 모멘트를 단순화된 유한요소모델을 이용한 해석을 통하여 살펴 보았다. 수직 압축의 경우에 비하여 follower 압축시에 시술된 추체의 바로 하단 추간판의 수직방향 압축력이 높으며 낮은 전단력과 굽힘모멘트의 발생으로 척추의 불안정성을 억제함을 해석적으로 보였다. 이때 기구를 시술함에 있어 그 길이를 길게하면 더욱 안정성을 높일 수 있음을 알 수 있다.

고 찰

척추체 사이에 위치한 추간판은 구조와 기계적 특성이 매우 복잡하여 많은 연구의 대상이 되어 왔다. 그 중 Shirazi-Adl 등(10)은 윤상인대에 함유된 섬유(fiber)를 막대(rod) 요소로 나타내고, 수핵을 비압축성 유체요소로 나타낸 3차원 추간판 모델을 사용하여 압축하중하의 응력, 추간판 파열 및 이탈(prolapse), 수핵내 액상 함유량의 변화 효과, 동적 하중하의 추간판의 거동, 시간 의존적 거동 등을 해석한 바 있다. 또한 Goel 등(13)은 Shirzi-Adl과 유사하나 압축강성을 갖지 못하는 케이블 요소를 사용하여 윤상인대 섬유를 나타내고 Steffe plate가 시술된 3분절 모델을 해석하였다. 그러나 이처럼 추간판의 상세한 형상과 물성치를 모두 고려한 상세 모델들이 특정 조건에서는 만족스러운 결과를 보이지만, 비선형 영역이나 조합하중 등의 보다 복잡한 조건에서는 그 강성을 적절히 모사할 수는 없다는 단점이 있다. 이 연구에서는 스프링을 이용하여 간단히 추간판의 강성을 나타내었는데, 이 방법은 수핵내

의 압력이나 윤상인대의 위치별 응력 등의 상세한 정보는 제공하지 못하지만 거시적인 척추의 거동을 관찰한다는 측면에서는 매우 유용성이 있는 것으로 판단된다.

근육 역할을 단순히 모사한, 케이블 및 케이블 가이드를 사용하여 척추 곡선을 따라 하중을 전달하도록 하는 follower 압축 시험은 척추 기둥을 보다 안정화 시킴으로써 조기 좌골 파손을 방지할 수 있는 방법이다. Patwardhan 등(4)과 Rohlmann 등(5)은 인체 내의 하중 조건에 유사한 ex-vivo 실험을 수행하기 위하여 하중이 척추 곡선을 따라 가하여지도록 하는 소위 follower 하중 실험법을 통한 결과를 보고한 바 있다. Patwardhan은 이러한 장치를 이용하여 요천추 기둥에 불안정성(instability)이나 기계적 손상없이 1200N까지의 압축 하중을 가할 수 있었다.

한편, Chung 등(9)은 기하학적, 구조적으로 매우 복잡한 요추의 유한요소해석을 비교적 손쉽게 수행할 수 있는 방안을 제시하였으며, 이를 이용하여 요추에 시술된 척추경 나사못 시스템에 발생하는 내력(internal load)을 계산한 바 있고(9,10), 안 등(6)과 Lee(15)는 위의 연구를 사용하여 유한요소법으로 follower 하중에서의 척추경 나사못 시스템의 안전성을 해석하였다.

이 연구에서는 제 1 요추에서 제 5 요추에 이르는 요추 기둥과 제 1 요추에서 제 4 요추에 걸쳐 제 4 요추체를 기준한 각 분절별 척추경 나사못 시스템의 유한요소 복합체 모델에서 제 4-5 요추간판의 압축 하중에 따른 작용하중을 살펴보았다. 추체 및 후방요소의 기하적 형상은 최대한 유지하되, 추간판을 스프링 요소로써 단순 모델링하여 요추 기둥을 모델링하였다. 제 1 요추의 윗 종판에 수직 방향으로

가해지는 압축 하중과 케이블 및 케이블 가이드를 사용함으로써 척추 곡선을 따라 하중이 전달되도록 하는 follower load 압축 하중을 가하여 그 결과를 비교함에 있어 척추경 나사못 시스템의 시술길이를 변경하며 기하적 비선형 해석을 수행하였다. 주어진 조건에서의 제 4-5 요추간판에 작용하는 힘과 모멘트를 분석한 바, 수직하중에 비해 follower 하중에서의 안정성이 우수하며 시술 길이가 길수록 더욱 안정성이 높게 나타났다. 또 장분절의 유합일수록 제 4-5 요추간판에 작용하는 전단력이 증가함을 실험적으로 증명하였다. 실제 임상적 활용을 위해 환자의 척추의 기울어진 각도와 척추 주위 연부조직등이 중요한 조건이 되며, 장차 더 상세한 해석을 위하여 연부조직에 대한 엄격한 연구를 바탕으로 상세한 유한요소 모델링이 요구된다.

요 약

요추부 척추에 기구를 시술한 유한요소 복합체 모델을 이용하여 제 4-5 요추간판에 대한 해석을 수행한 결과, 근육의 작용을 케이블과 케이블 가이드로써 단순화 모사한 follower 하중에서 수직하중인 경우보다 높은 압축력을 나타내어 더욱 안정함을 보였고 불안정성의 원인이 되는 전단력과 굽힘모멘트의 발생은 미미하였다. 장분절 고정에 의한 인접 분절에 전단력이 증가됨을 실험적으로 보였는데, 이는 장분절 고정이 퇴행성 변화 촉진에 기여할 것으로 추정된다.

참 고 문 헌

1. Herkowitz HN: Lumbar spinal stenosis: indications for arthrodesis and spinal instrumentation. Instr Course Lect 43: 425-33, 1994.
2. Hanley EN Jr, Levy JA: Surgical treatment of isthmic lumbosacral spondylolisthesis. Analysis of variables influencing results. Spine 14: 48-50, 1989.
3. Boxall D, Bradford DS, Winter RB, Moe JH: Management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. J Bone Joint Surg Am 61: 479-95, 1979.
4. Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B: A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. Spine 15;24(10): 1003-1009, 1999.
5. Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ: Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. Spine 15;26(24): E557-561, 2001.
6. 안면환, 신규식, 이장우, 정일섭, 이춘열: 요추의 압축 거동 해석 -단순 수직 하중과 Follower Load에 대하여-, 대한척추외과학회지 9: 78-83, 2002.
7. Viewpoint DataLabs.: Worldwide Leader in 3D Digital Content, Creation and Publishing.
8. Rachel Urbanski: TrueGrid® Examples Manual, Ver 2.0, XYZ Scientific Applications Inc. 1999.
9. Chung I.S., Ahn M.W.: Simplified FE analysis for the design of pedicle screw

- system. J Biomed Eng Res 21: 559-566, 2000.
10. Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM: Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study. Spine 9: 120-134, 1984.
 11. ASTM Designation: F 136 - 98e1.
 12. 안면환: 경추 및 흉요추의 전방 내고정 시스템의 개발, HMP-98-G-2-046-A, 연차실적 보고서, 보건복지부, 2002.
 13. Goel VK, Kim YE, Lim TH, Weinstein JN: An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. Spine 13: 1003-1011, 1988.
 14. ABAQUS 6.3 manual.
 15. 이장우: Follower load 하의 요추 및 척추경 나사못 시스템의 유한요소 해석. 석사학위논문, 영남대학교 대학원, 2003, pp 1-70
-