대한척추외과학회지 제 9 권 제 2 호
Journal of Korean Spine Surg.
Vol. 9, No. 2, pp 59~69, 2002

요추 4-5번 분절의 원주적 굴곡검사와 전방 Cage 고정술 및 부가적 후방고정술에 따른 생역학적 안정성의 변화

안기찬 · 최장석 · 김영창 · 신동렬 · 신정욱* · 김재도 · R.M. Puno*****

인제대학교 의과대학 부산백병원 정형외과학교실, 인제대학교 의용공학과*,
고신대학교 의과대학 정형외과학교실**, Spine Institute, Louisville, KY***

Circumferential Bending Test of Lumbar 4-5 Segment and Biomechanical Investigation of Stability for Anterior Lumbar Interbody Cages and Supplemental Posterior Instrumentation

Ki Chan An, M.D., Jang Seok Choi, M.D.,Young Chang Kim, M.D., Dong Reol Shin, M.D., Jung Woog Shin, M.D.*, Jae Do Kim, M.D., R.M. Puno*****

Department of Orthopedic Surgery, Inje University Pusan Paik Hospital
*Department of Biomechanical Engineering, Inje University**
*Department of Orthopaedic Surgery, Ko Sin University***
*Spine Institute, Louisville, KY****

– Abstract –

Study Design : Compare the effectiveness of three types of cages used in each case separately with that of cages supplemented by posterior fixation such as transfacet screws and transpedicular screws.

Objectives : To determine whether any important information could be obtained when anterolateral and/or posterolateral bending is imposed.

Summary of Literature Review : Most lumbar spine biomechanical bending tests have been performed on flexion-extension and lateral bending only.

Materials and Methods : Flexibility was tested through the unconstrained eccentric compression-bending of isolated L4-L5 motion segments. A total of sixteen fresh frozen human cadaveric lumbosacral spine specimens(range of ages : 42±13 years 12 males and 4 females) were tested in this investigation. In each case bending load was applied in flexion(0 degree direction), then in 30 degree increments around the transverse plane until flexion was repeated at the 360 degree loading direction. Specimens underwent anterior interbody instrumentation with three different types of cage at L4-5 in three groups, respectively. After testing the interbody fusion constructs, the L4-L5 segments were first stabilized posteriorly using transfacet screws and then retested using transpedicular screw instrumentation.

Results : In the intact model, the increase in deflection angle was twice compared with that of the previous point starting from 120 degree up to 150 degree. The pure extensional motion showed the largest deflection angles which are 3.5 times higher than those in pure flexion in average. All three types of cages showed the similar results that were obtained from the intact model.

Address reprint requests to
Ki-Chan An, M.D.
Department of Orthopedics, College of Medicine, Inje University
Gaegum-dong, Pusanjin-gu, Pusan 633-165, Korea
Tel : 82-51-890-6256, Fax : 82-51-892-6619, E-mail : osahnkc@ijnc.inje.ac.kr

* 본 논문의 요지는 2002년도 대한척추외과학회 춘계학술대회에서 구연되었음.
* 본 논문은 2001년도 인제대학교 학술연구비 지원에 의해 이루어 졌음.

When two kinds of supplementary instrumentations were implanted, the average deflection angle was decreased by 30% in flexion compared with that in the model with cages only. Furthermore, more than 50% decrease in deflection angles was observed in extension. However, no significant difference was found between two types of posterior instrumentations.
Conclusions :
1. There was significant increase in deflection angles during extensional movement starting from 120 degree up to 180 degree in intact lumbar 4-5 segment compared with those of flexional movement.
2. All cages significantly stabilized the spine in flexion to lateral movement while none of cages stabilized in extension movement.
3. All three cages included in this study provided the greatest stabilization in circumferential bending test when used with supplementary posterior instrumentations.
4. There were no significant differences in spine stiffness between posterior transfacet screw fixation and transpedicular fixation.

Key Words : Biomechanics, Lumbar Spine Stability, Anterior and Posterior Instrumentation

서 론

퇴행성 요추 질환의 치료에 있어 척추 유합술 및 기구의 삽입은 그 방법이 척추 유합술에 따라 후방, 후외방 척추체간 유합술, 척추 전방 혹은 전·후방 동시 유합술 등이 있으며, 이는 단독적 또는 복합적으로 시술되면서 우수한 결과를 보고하고 있다.

척추분절에서의 기구삽입은 그 방법이 매우 다양한 수술 적응증에서 사용되고 있는데 이러한 기구의 삽입 목적은 이식된 골이 충분히 치유 될 때까지 생리적인 기계적 부하를 극복할 수 있는 기계적 안정성을 얻기 위함이다. 안정성은 지지대처럼 부목(splint) 효과 또는 다양한 기구들에 의해 얻어지는 공간 기능(space function)에 의해 획득된다.

1998년 M. Deguchi[7]은 한 개의 요추 분절에서 후궁을 통한 후관절 나사못 고정술과 척추경 나사못 고정술과의 생역학적 비교 분석 결과 서로 의미있는 차이가 없음을 보고하였으나 이 결과는 단순 굴곡-신전 검사를 통해서만 얻은 결과로 다양한 각도에서의 반복 검사가 필요하다고 하였다.

척추체간 유합술은 일반적으로 후외방 유합술에 비해 생체역학적으로 강한 구조물을 제공함과 아울러 유합 정도가 우수하여 널리 사용되고 있다[9,10]. 척추체간 유합술은 전주(anterior column)를 통한 힘의 전달, 섬유륜의 인장(tension), 그리고 수술시 필요한 골 이식량의 감소에서도 유리한 점을 가지고 있는 것으로 보고되고 있다[10]. 성공적인 척추체간 구조물은 골 이식의 함몰을 예방하기 위하여 적절한 강도를 유지하여야 하며 이식된 골의 유합을 위해서 수술 후 척추체의 유동성을 감소시켜야 한다[23]. 궁극적으로 성공적인 골 유합을 위해서는 축방향의 강도뿐만 아니라 수술 후 3차원적인 생체역학적 안정성이 요구된다[1].

일반적으로 척추체간 유합을 위해서 전방 요추체간 유합술(anterior lumbar interbody fusion))과 후방 요추체간 유합술(posterior lumbar interbody fusion)이 널리 시술되고 있으며, 후방 요추체간 유합술은 척추경 나사못 고정술과 병행하여 사용되기도 한다[9]. 전방 요추체간 유합술은 전방으로 접근하여 후방의 척추 주변의 근육이나 인대에 외상을 입히지 않으면서도 추간판을 충분히 제거할 수 있는 장점이 있을 뿐 아니라 수술시간, 혈액 손실 그리고 입원 기간 등에서도 후방 요추체간 유합술에 비해 유리하다[11,15].

후방 요추체간 유합술은 Cloward[5]가 요추간 유합과 신경 감압[16]을 위해 처음으로 시술하였다. 한번의 피부 절개로 전후방 유합 및 신경 감압술을 시행할 수 있는 장점도 있지만 자가 피질망상골 이식 또는 이인자형골 이식은 기계적 강도가 약하여 때로는 함몰과 변형, 나아가 삽입위치에서 이식골이 튀어나오는(extrude) 단점이 있다[17,24,26]. 최근 이러한 단점을 보안하기위해 금속이나 카본(carbon) 섬유가 주성분인 케이지가 개발되었다. 케이지 혹은 골이식을 이용하여 후방 요추체간 유합술의 3차원 생체역학적 안정성에 대한 많은 논문이[2-4,13,14,19,25,27] 보고되고 있고, 그 중 일부는 calf 모델을 사용하였는 바 이는 인체와의 해부학적 차이로 인해 그 결과의 임상적 응용에는 한계가 있다[4,6,25,27].

이와 같이 척추간 유합을 위해 전방 케이지 혹은 후방 수술법등에 관한 생체역학적 연구는 많이 진행되었으나, 대부분의 경우 비록 사체(human cadaver)를 사용하였어도 순수 전방굴곡, 후방굴곡, 혹은 압축력의 실험에 국한되어있어 삼차원적인 완전한 생체 안정성은 없었다.

따라서 저자는 사체를 이용하여 정상 요추 분절과 전방 케이지를 삽입한 경우, 부가적 후관절 나사못 또는 척추경 나사못 고정술시 고정력의 변화등에 관한 생체역학적 안정성을 검토하고자 하였다. 이와 더불어 순수

전방굴곡 및 후방굴곡 뿐 아니라 후외방 및 전외방등을 기준으로 각 30도 간격으로 굴곡검사를 실시함으로써 원주적 개념의 생체역학적 안정성을 평가하여 하부요통의 발생기전 및 척추 수술후 재활에 기준을 삼고자 하였다.

연구대상 및 방법

1. 시편의 선택 및 수술방법

과거력상 특이한 척추병변이 없는 16개의 요추(요추2번-천추1번 ; 평균 연령 42세±13, 남자12명 여자4명)를 검시(autopsy)를 통해 채취하여 모든 근육과 지방물질들을 제거한 반면, 척추 주변의 인대와 관절낭, 추간판 및 골 구조물들은 완전히 보존하여 실험 전까지 -70℃로 냉동 보관하였다. 냉동 보관된 시편은 실험 전 약 36시간 동안 상온에서 서서히 녹인 후 Fig. 1과 같이 요추 3번과 요추 4번의 상부 1/2 및 천추와 요추 5번의 하부 1/2을 단단하게 원통형 그릇에 고정시키고 MTS Load Frame(858 Bionix, Material Test System CO., MN, USA)에 장착하였다. 연구에서는 1) 전방 추체간 케이지 만을 사용한 것, 2) 전방 추체간 케이지와 후관절을 통한 나사못 고정(transfacet screw)을 병용한 것, 그리고 3) 전방 추체간 케이지와 척추경 나사못 고정(transpedicular screw system)을 병용한 것 등의 3가지를 시행하여 0도부터 30도 간격으로 330도까지 굴곡에 따른 굴곡 각도를 측정하였으며, 이에 선행하여 수술 전 온전한(intact) 요추 모델에서도 같은 지점에서 굴곡각도를 측정하였다.

전방 추체간 케이지로는 cylindrical threaded 케이지(type A : Sofamor-Danek, Memphis, TN, USA), contact fusion 케이지(type B : Synergy, Irvine, CA, USA), contact fusion 케이지 with spike(type C : Synergy, Irvine, CA, USA)이 사용되었다(Fig. 2). 수술은 전방 도달법을 통한 요추 4-5번간 전방 종인대를 부분절개후 추간판을 제거하고 각 type별로 해당하는 케이지를 이용해 전방 요추

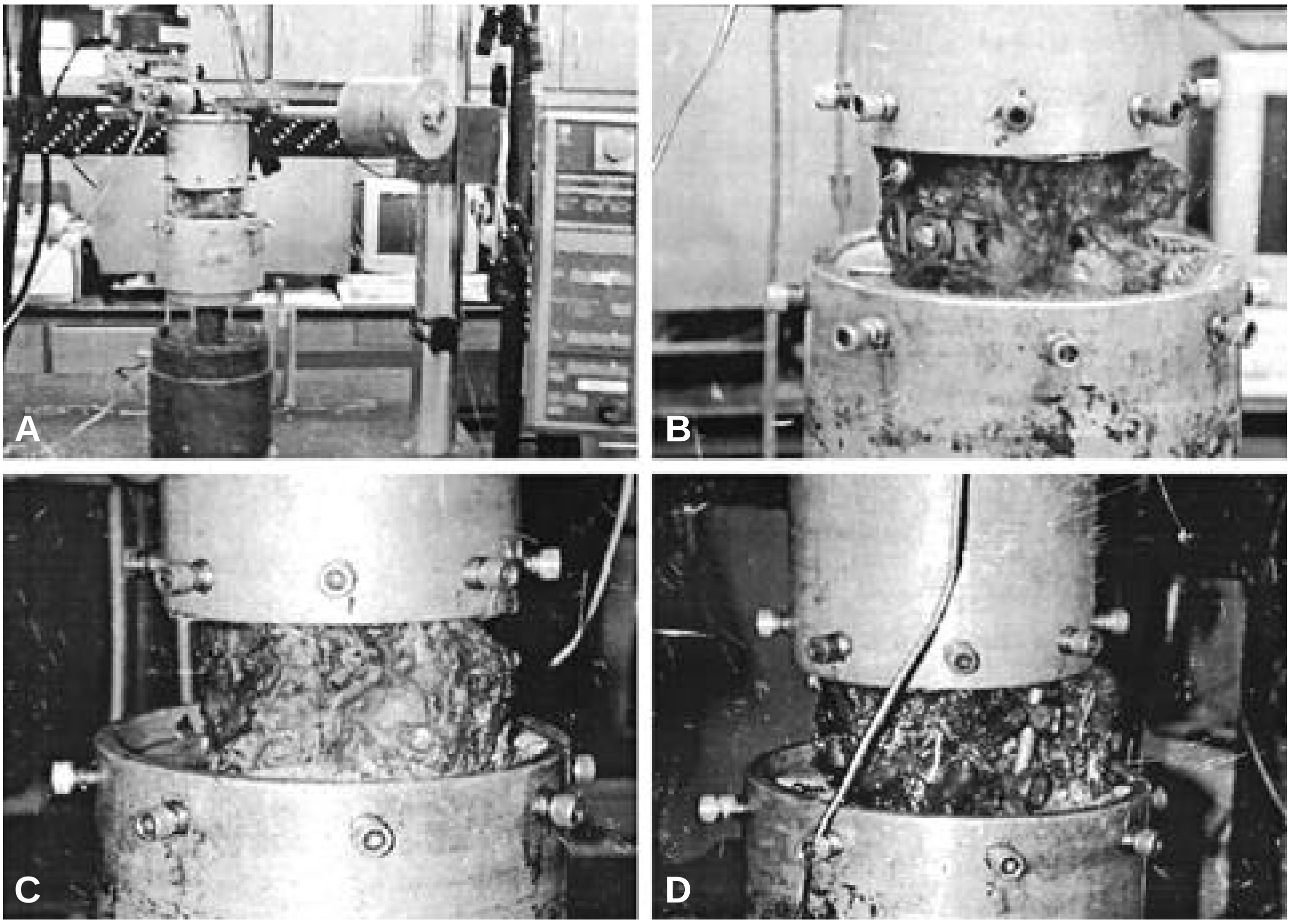

Fig. 1. Specimen mounting(**A.** specimen with bending moment, **B.** specimen with the cage, **C.** specimen with anterior interbody cage and transfacet screws, **D.** specimen with anterior interbody cage and transpedicular screw with rods).

체간 고정을 시행한 후 같은 시험을 반복하였다. 각 케이지를 이용해 전방 요추체간을 고정한 후 후관절을 통한 나사못 고정(직경 4.5 mm 피질골 나사못) 혹은 척추경 나사못 고정(직경 5.0 mm, 길이 50 mm의 타이타늄 나사못과 직경 6 mm의 타이타늄 정 : Synergy, Irvine, CA, USA)을 장착하였다. 이와 같은 수술방법을 정리하여 각 실험모델에 이름을 부여하였다(Table 1).

2. 생체역학적 하중의 부과 및 측정

0도에서 330도 까지 30도 간격으로 2.5, 5.0 그리고 7.5N-m의 굴곡하중을 부가하였다. 하중을 부가한 후 약 40초를 기다려 평형상태에 이른 후 굴곡각도를 측정하였다. 요추 4-5번 분절에 superimposed body weight를 구현하기 위해 235N의 전부하(preload)를 걸고 수직전위를 가할 때 복합적인 압박 굴곡력이 생기도록 활주 축(gliding hinge)을 축에서 12cm 떨어지게 한 후 각변형을 분압기를 이용하여 측정하였다.

Table 1. Classification of the models studied

Cage Type	Instruments Used	Model Name
Type A	Intact	AI
	Cage Only	AO
	Cage + TransFacet Screw	AF
	Cage + TransPedicular Screw	AP
Type B	Intact	BI
	Cage Only	BO
	Cage + TransFacet Screw	BF
	Cage + TransPedicular Screw	BP
Type C	Intact	CI
	Cage Only	CO
	Cage + TransFacet Screw	CF
	Cage + TransPedicular Screw	CP

3. 자료 수집 및 분석

수집된 자료는 시상면을 기준으로 좌우 대칭이라는 가정하에 좌우 결과를 통합하였다. 즉, 30도 위치에서의 결과와 330도에서의 결과를 합하여 2로 나누었다. 따라서 나타낸 결과는 0, 30, 60, 90, 120, 150, 180도 7곳의 결과이다. 이와 같이 하여 수집된 결과는 각 하중에서 같은 지점에서 4가지의 경우, 즉 intact와 3가지 수술기법상에서 유의한 차이가 있는지를 ANOVA test를 통하여 검증하였다. 이와 더불어 케이지만을 사용하였을 때의 유의한 차이의 여부를 알기 위해 모델 AO, BO, CO 3 그룹간의 차이도 역시 각 측정위치에서 같은 방법으로 분석하였다. 통계적 유의성 판정은 유의수준 0.05와 0.1 두 가지의 경우를 시행하였다 . 통계분석을 위하여 SPSS(ver. 10.0)을 이용하였다.

결 과

온전한 모델과 각 수술방법, 그리고 3가지의 굴곡하중을 가하여 매 30도 마다 좌우 대칭을 가정하여 측정한 굴곡 각도를 모듈별로 정리하여, SPSS(Ver. 10.0)을 사용하여 검증하였다. 유의수준은 0.05와 0.1 두 가지를 기준으로 하였다.

1. 온전한 모델에서 각 굴곡하중에 따른 각 부위의 굴곡각도

0도에서 180도까지 좌우 대칭을 가정하여 7부위에서 측정한 결과, 3가지 굴곡하중에서 공히 전방굴곡에서 측방굴곡까지는 현저한 변화를 보이지 않으나 측방굴곡을 지나면서 굴곡량의 현저한 증가를 보여주었다(Fig. 3).

Fig. 2. Three kinds of cages used in this study (**A.** type A, **B.** type B, **C.** type C).

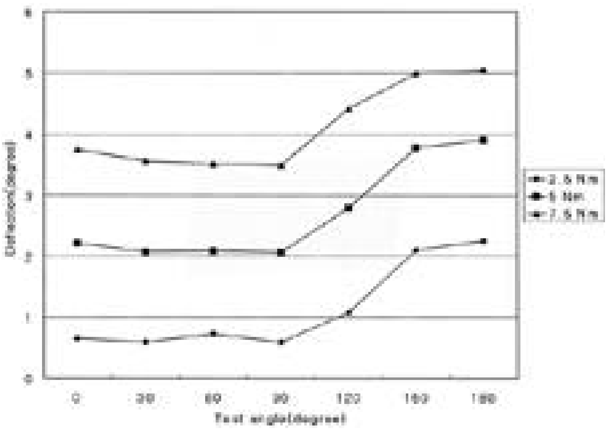

Fig. 3. Deflection angles measured at various points under bending moments.

2. 케이지의 종류에 따른 변화

케이지의 종류에 따른 굴곡량의 변화를 고찰하기 위하여 각 굴곡하중에서 측정된 굴곡각도에서 전반적으로 온전한 모델과 유사한 경향을 보여 주었다(Fig. 4). 즉, 전방굴곡 내에서는 변화가 작았으나, 측방굴곡 부위를 지나 후방굴곡으로 이동하면서 굴곡 각도가 증가하였다. 한편 각 케이지간의 유의성을 고찰하기 위하여 각 지점에서의 굴곡각도에 대한 유의한 차이를 통계적으로 분석하였다(Table 2). 이후의 모든 통계 분석표에서 유의수준을 나타내는 값이 0.05이하인 경우 “ ○ ”로 표시하였고,“ △ ”는 0.05〈 ≤ 0.1, 그리고 > 0.1 인 경우에는 ‘ × ’로 나타내었다.

3. 각 케이지의 경우 부가적 후방 고정술에 따른 변화

굴곡하중의 변화에 따라 각 부위에서의 수술기법간의 차이와(Fig. 5) 일정한 굴곡하중 하에서 측정부위에 따른 굴곡각도(Fig. 6)에서 온전한 모델의 경우 전방굴곡보다 후방굴곡으로 이동하면서 굴곡각도가 증가함을 알 수 있었다. 케이지와 더불어 후방장치를 부가한 경우 전방 및 후방굴곡 공히 굴곡각도가 현저히 줄어 들었다. 한편 통계적 검증에서 얻은 결과를 Table 3에 요약하였으며 케이지만을 사용한 경우 전방굴곡에서는 온전한 모델과 유의한 차이를 보이는 경향이 있으나, 후방굴곡으로 이동하면서 유의한 차이가 현저히 감소하였다. 케이지를 장착한 후 시행한 두 가지 수술의 경우, 즉 후관절을 통한 나사못 고정과 척추경 나사못 고정간에는 전반적으로 유의한 차이를 발견할 수 없었다.

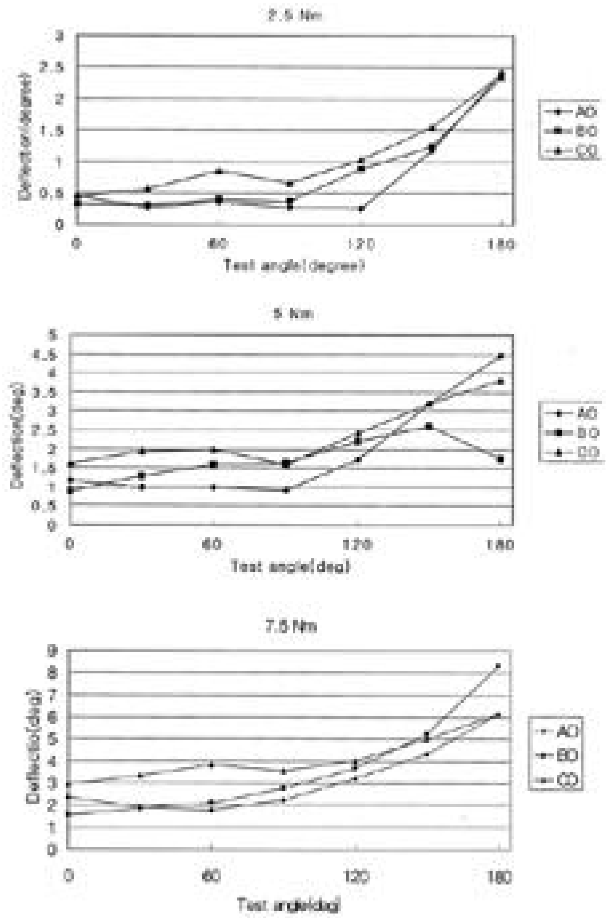

Fig. 4. Comparison of deflection angles among the cages.

고 찰

본 연구의 중요성은 온전한 사체를 이용하여 온전한 상태와 각기 다른 척추 고정물을 이용한 생체역학적 검사를 실시한 것이라 하겠다. 많은 연구들이 인간과 형태학적 특성, 특히 부하실험에서 중요한 후관절을 달리한 동물 특히 소나 돼지를 이용했으며 또한 이들은 성장판이 아직 닫히지 않은 어린것들을 사용한다는 것은 골단판 가까이서 시술되는 척추체간 고정 또는 유합술 실험에서는 많은 문제를 안고 있다.

척추체간 고정의 하나로 케이지만의 삽입은 신전을 제외한 굴곡이나 좌우 측굴시 척추의 강성도(stiffness)에 영향을 준다는 보고가 일반적이나 Dimar[8]의 10례의 사체 실험보고에 의하면 이 자체는 척추 강성도에 의미있는 안정성을 부여하지는 못하고 부가적인 후관절을 통한 나사못 고정이나 척추경 나사못 고정으로 굴곡부하실험을 실시한 모든 방향에서 강성도의 상당한 증가

Table 2. Statistical analysis of the significant difference among the cages only
(O : p≤0.05, Δ: 0.05<p≤ 0.1, X : p>0.1)

θ		2.5 Nm			5 Nm			7.5 Nm		
		AO	BO	CO	AO	BO	CO	AO	BO	CO
0˚	AO	–	X	X	–	Δ	O	–	X	X
	BO	–	–	X	–	–	Δ	–	–	O
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
30˚	AO	–	X	O	–	X	O	–	X	O
	BO	–	–	O	–	–	O	–	–	O
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
60˚	AO	–	X	O	–	X	O	–	X	O
	BO	–	–	O	–	–	X	–	–	O
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
90˚	AO	–	X	X	–	O	O	–	X	O
	BO	–	–	X	–	–	X	–	–	X
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
120˚	AO	–	O	O	–	X	O	–	X	X
	BO	–	–	X	–	–	X	–	–	X
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
150˚	AO	–	X	X	–	X	X	–	X	X
	BO	–	–	X	–	–	X	–	–	X
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–
180˚	AO	–	X	X	–	O	X	–	X	X
	BO	–	–	X	–	–	Δ	–	–	X
	CO	–	–	–	–	–	–	–	–	–

를 보였다. 이는 광범위 감압술 후의 척추 안정성을 부여할 뿐 아니라 정상 척추 분절에 비해서도 확연한 강성도의 증가를 보여주었다[12,21]. 본 실험에서도 Dimar의 연구와 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

케이지만 사용한 경우 척추 분절에서의 신전시 안정성을 충분히 주지 못하는 것은 후관절면에서의 신연에 기인한다고 추측하고 있다. 후관절면의 접촉에 의해 관절은 신전시에 저항할 수 있다고 알려져 있는데[18,28], 추간판이 신연되는 동안 후관절 역시 신연이 일어나고 그래서 신전하는 동안 후방 구조물의 저항이 감소한다. 또한 전방 케이지 삽입시 전방 종인대의 손상이 신전시 안정성에 저해요소가 될 수 있겠으나 후방 요추체간 유합술 즉, 후방 종인대를 통한 시술 후의 비교연구에서 전방 종인대가 보존된 상태에서 역시 신전시 안정성의 결여가 나타난다[20]. 이 결과로 보아 신전시 안정성 결여는 후관절의 신연이 그 원인일 수 있다는 것이 타당하리라 사료된다. 본 실험에서는 순수 신전에서의 경우 케이지만을 사용한 경우 통계학적 유의성은 없으나 정상에서보다 굴곡각도가 증가되는 경향을 보인 바 이는 기구 삽입시 전방 종인대의 손상에 기인한 것으로 사료된다.

정상 요추분절에서의 원주적 굴곡검사에서 세 종류의 굴곡하중(2.5 Nm, 5.0 Nm, 7.5 Nm) 공히 전방 굴곡(0 ˚)부터 측방굴곡(90 ˚)까지는 굴곡각도(deflection angle)의 차이는 보이지 않았으나 신전에 해당되는 120도부터는 굴곡각도의 차이를 보이기 시작해 완전 신전에 해당하는 180도의 경우에는 그 정도가 가장 심하였다. 이는 신전시 같은 양의 하중에 의해서 척추의 안정성이 가장 많이 감소됨을 알 수 있고 척추 구조물의 손상에 신전이 중요한 작용을 한다고 추측할 수 있고 술후 초기 골 유합이 알어나기 전에 철저한 신전 제한이 요구된다 할 것이며 부가적인 후방 또는 후외방 고정술이 필요할 것으로 사료된다. 또한 본 시험의 경우 정상적인 복근이나 후배부 근육의 요소를 배제시킨 바 임상적으로 물건을 들어 올린다든지 할 경우 일정량의 힘을 유지하기 위해 척추 자체의 안정성보다 척추안정성에 중요한 역할을 하는 또 다른 요소인 척추 주변의 근육 특히 신전근의 강화가 필수적일 것으로 사료된다. 또한 향후 실험에서는 척추 자체의 구조물 뿐 아니라 복근과 후배근의 요소를 포함한 유한 모델을 통한 실험으로 결과 분석이 필요하리라 여겨진다.

Nibu등은 케이지 삽입시 좋은 임상결과를 얻기 위해서 반드시 모든 추간판을 제거할 필요는 없다고 하였다. Oxland 등[22]은 전방 요추체간 유합술시 중심형(central)과 양측형(bilateral) 형태의 케이지에 대한 생체역학적

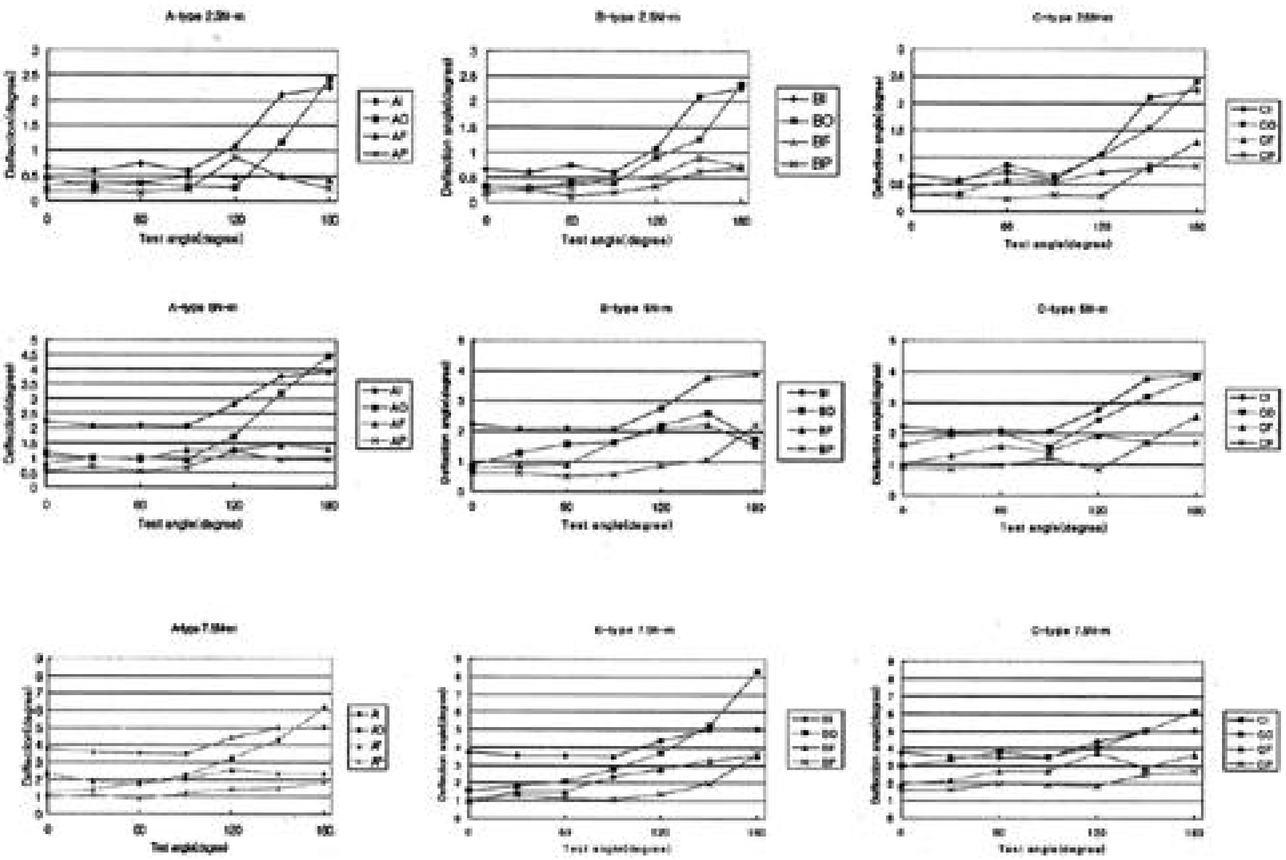

Fig. 5. Comparison of deflection angles among the surgical techniques at the same measuring point.

연구에서 디자인 형태에 따른 안정성의 변화는 별 차이가 없으며 케이지만 삽입한 경우 후방 굴곡에서의 안정성은 반드시 부가적인 후방고정술을 병행함을 권장하였다. 본 실험에서 세 가지 종류의 케이지를 사용하였으며 종류(편측성과 양측성)와 디자인에 따른 통계학적 유의한 차이는 없었다.

후방구조물의 고정시 후관절을 통한 나사못 고정과 척추경 나사못 고정을 사용한 경우를 비교 분석한 결과 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았으나 수치상으로는 척추경을 통한 술기가 초기 안정성에는 우위를 보였다. 척추체간 케이지의 사용과 병행된 후방 척추경 나사못 고정술의 효과는 초기 술후 척추 안정성에 중요한 것으로 사료되며 후관절을 통한 나사못 고정술은 케이지만 사용했을 때의 문제점인 신전시 안정성 부여에 효과적일 수 있으며 모든 방향에서 척추경을 통한 고정술에서와 같이 적절한 강성도를 제공하였다. 따라서 현재 널리 사용되고 있는 척추경 나사못 고정에 따르는 비용, 수술시간 위험성이나 합병증을 줄일 수 있고 척추기기 주변의 뼈의 융합이 술후 골 유합을 통한 안정성 부여에 중요한 바 골 유합술과 더불어 대체방법으로 추천할 수 있다.

결　　론

1. 정상 요추 4-5번 분절에서의 굴곡검사 결과 측방굴곡 이상의 신전에 해당되는 120도부터 측정된 굴곡각도가 급격히 증가하기 시작하여 180도에서 최대치를 나타내었다.

2. 세가지 종류의 케이지만을 사용한 경우 전방 척추간 고정력은 모든 방향에서 생역학적 안정성에서 의미있는 차이는 없었다. 그러나 모든 케이지는 전방굴곡과 측방굴곡에서의 안정성은 우수하였으나 신전에서는 효과를 기대하기 어려웠다.

3. 세가지 종류의 케이지는 디자인등과 무관하게 후방기구 삽입과 병행하였을 경우에만 모든 방향에서 우수한 안정성을 제공하였다.

4. 척추경을 통한 고정술과 후관절을 통한 고정술의 비교에서 모든 방향에서 우수한 안정성을 보여 주었으나, 두 기법간의 유의한 차이는 없었다.

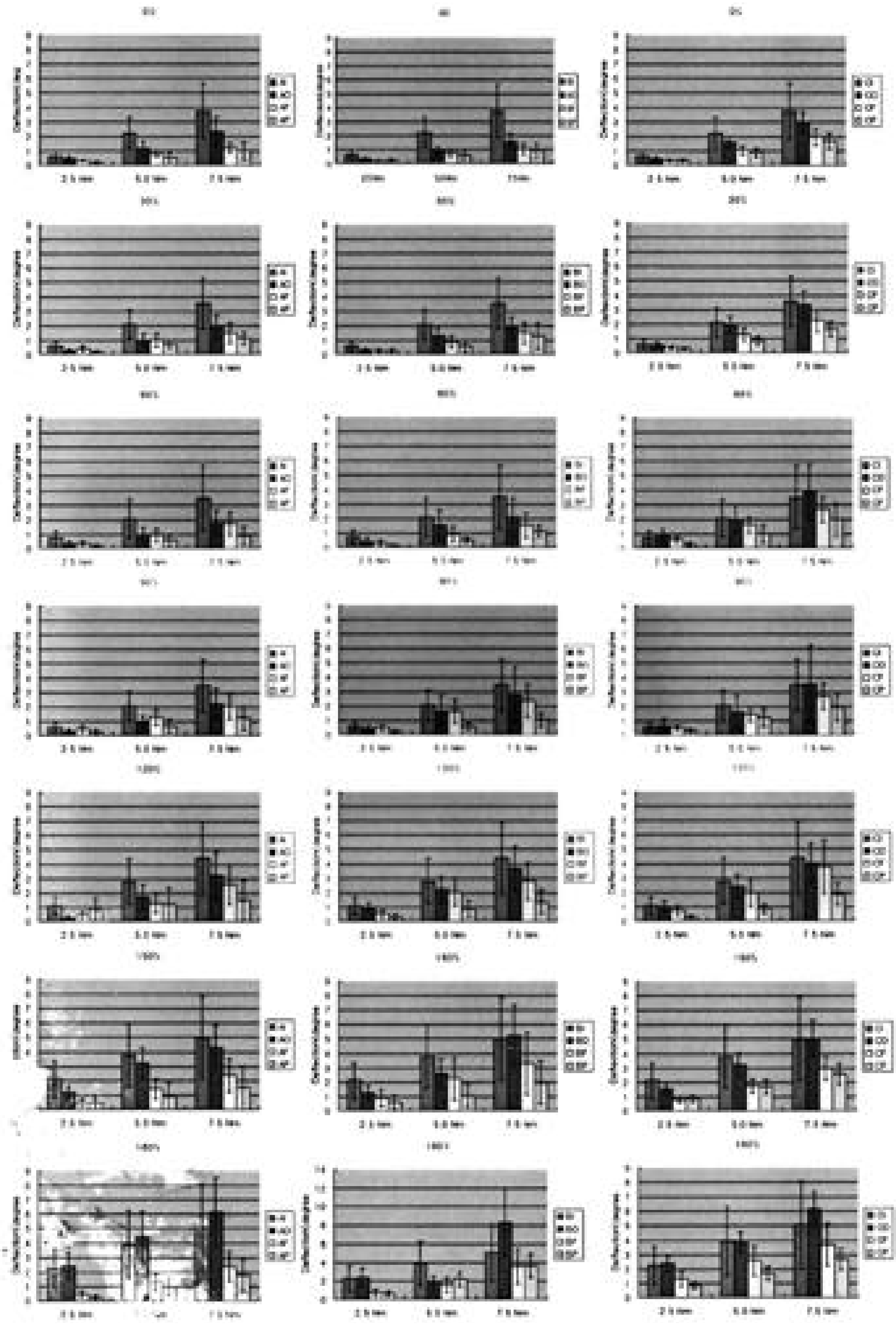

Fig. 6. The changes in deflection angles among the bending moment along the measuring point.

Table 3. Statistical analysis of the significant difference in three type cages
(I : 2.5 Nm II : 5 Nm III : 7.5 Nm)

θ		AI			AO			AF			AP		
		I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
0°	AI	–	–	–	X	O	O	O	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	X	O	Δ	O	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
30°	AI	–	–	–	O	O	O	Δ	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	X	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
60°	AI	–	–	–	O	O	O	O	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	X	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	Δ
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
90°	AI	–	–	–	O	O	O	Δ	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	X	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	Δ	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
120°	AI	–	–	–	O	O	O	O	O	O	X	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	X	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
150°	AI	–	–	–	O	X	X	O	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	X	O	O	X	O	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
180°	AI	–	–	–	X	X	X	O	O	O	O	O	O
	AO	–	–	–	–	–	–	O	O	O	O	O	O
	AF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	AP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–

θ		BI			BO			BF			BP		
		I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
0°	BI	–	–	–	O	O	O	O	O	O	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	X	X
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	FP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
30°	BI	–	–	–	O	O	O	O	O	O	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	Δ	X
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
60°	BI	–	–	–	Δ	X	O	O	O	O	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	Δ	X	X	O	Δ
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
90°	BI	–	–	–	X	X	Δ	X	X	O	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	O	O
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	O	O
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
120°	BI	–	–	–	X	X	X	O	Δ	O	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	Δ	O	O
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	Δ	Δ
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
150°	BI	–	–	–	Δ	Δ	X	O	O	Δ	O	O	O
	BO	–	–	–	–	–	–	X	X	O	X	O	O
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
180°	BI	–	–	–	X	Δ	Δ	O	O	X	O	Δ	X
	BO	–	–	–	–	–	–		X	O	Δ	X	O
	BF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	BP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–

θ		CI			CO			CF			CP		
		I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
0°	CI	–	–	–	Δ	O	Δ	O	O	O	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	Δ	O	X	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
30°	CI	–	–	–	X	X	Δ	O	O	O	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	O	O	Δ	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
60°	CI	–	–	–	X	X	X	X	Δ	Δ	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	X	Δ	O	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
90°	CI	–	–	–	X	X	X	X	O	Δ	Δ	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	Δ	X	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
120°	CI	–	–	–	X	X	X	X	O	X	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	Δ	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	Δ	O
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
150°	CI	–	–	–	X	X	X	O	O	O	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	Δ	O	O	X	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
180°	CI	–	–	–	X	X	X	X	X	X	O	O	O
	CO	–	–	–	–	–	–	X	X	X	X	O	O
	CF	–	–	–	–	–	–	–	–	–	X	X	X
	CP	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–

REFERENCES

1) **Boden SD and Sumner DR** : *Biologic factors affecting spinal fusion and bone regeneration. Spine, 20:102S-112S, 1995.*

2) **Brantigan JW and Steffee AD** : *A carbon fiber implant to aid interbody lumbar fusion. two-year clinical results in the first 2 patients. Spine, 18:2106-7, 1993.*

3) **Bratigan JW, Cunningham BW, Warden K, McAfee PC and Steffee AD** : *Compression strength of donor bone for posterior lumbar interbody fusion. Spine, 18:1213-1221, 1993.*

4) **Brodke DS, Dick JC, Kunz DN,KcCabe R and Zdeblick TA** : *Posterior lumbar interbody fusion. Spine, 22: 26-31, 1997.*

5) **Cloward R** : *The treatment of ruptured intervertebral disc by vertebral body fusion. Indication, operation technique after care. J Neurosurg, 10:154-168, 1953.*

6) **Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR and Maki BE** : *An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. J Orthop Res, 4:298-303, 1986.*

7) **Deguchi M** : *Biomechanical evaluation of translaminar facet joint fixation. Acomparative study of poly-L-lactide pins, screws, and pedicle fixation. Spine, 23:1307-1313, 1998.*

8) **Dimar JR, Wang M, Beck DJ, Glassman SD and Voor MJ** : *Posterior Lumbar Intebody Cages Do Not Agument Segmental Biomechanical Stability. Spine(in-Press)*

9) **Enker P and Steffee AD** : *Interbody fusion and instrumentation. Clin Orthop, 300:90-101, 1994.*

10) **Evans JH** : *Biomechanics of lumbar fusion. Clin Orthop Vol 193:38-46, 1985.*

11) **Fraser RD** : *Interbody, posterior, and combine lumbar fusion. Spine, 20:167-177, 1995.*

12) **Glazer PA, Colliou O, Lotz JC and Bradford DS** : *Biomechanical analysis of lumboscral fixation. Spine, 21:1211-1222, 1996.*

13) **Hoshijima K, Nightingale RW, Yu JR, Richardson WJ, Harper KD, Yamamoto H and Myers BS** : *Strength and stability of posterior lumbar interbody fusion. Comparison of titanium fiber mesh implant and tricortical bone graft. Spine, 22:1181-8, 1997.*

14) **Jost B, Cripton PA and Lund T** : *Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine. The effect of cage shape, posterior instrumentation, and bone density. Eur spine J, 7: 132-141, 1998.*

15) **Kozak JA, Heilman AE and O'Brien JP** : *Anterior lumbar fusion options, Technique and graft materials. Clin Orthop, 300:45-51, 1994.*

16) **Lin PM, Cautilli RA and Joyce MF** : *Posterior lumbar interbody fusion. Clin Orthop, 180:154-168, 1983.*

17) **Loguidice VA, Johnson RG and Guyer RD** : *Anterior lumbar interbody fusion. Spine, 13:166-9,1988.*

18) **Lorentz M, Patwardhan A and Vanderby R Jr** : *Load-bearing characteristics of lumbar facet in normal and surgically altered spinal segments. Spine, 8:122-130, 1983.*

19) **Lund T, Oxland TR, Jost B, et al** : *Interbody cage stabilization in the lumbar spine: Evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. J Bone Joint Surg, 90B:351-9, 1998.*

20) **Lund T, Oxland TR, Jost B, Cripton P, Glassmann S, Etter C and Nolte LP** : *Interbody cage stabilization in the lumbar spine-biomechnical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. J Bone Joint Surg, 80-B(2):351-359, 1998.*

21) **NibuK, Panjabi MM and Oxland T** : *Multi-directional stabilizing potential of BAKinterbody fusion system for anterior surgery. J Spinal Disord, 10:357-362, 1997.*

22) **Oxland TR, Zoltan F and Thomas N** : *A comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages-central and bilateral approaches. J Bone Joint Surg(Am), 82-A:383-393, 2000.*

23) **Panjabi MM** : *Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. I. A conceptual framework. Spine, 13:1129-1134, 1998.*

24) **Pfeiffer M, Griss P and Haake M** : *Standardized evaluation of long term results after anterior lumbar interbody fusion. Eur spine J, 5:299-307, 1996.*

25) **Rapoff AJ, Ghanayem AJ and Zdeblick TA** : *Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody cages. Spine, 22:2375-2379, 1997.*

26) **Soini J** : *Lumbar disc space heights after external fixation and anterior interbody fusion: A prospective 2-year follow-up of clinical and radiographic results. J Spinal Disord, 7:487-94, 1994.*

27) **Tencer AF, Hampton D and Eddy S** : *Biomechanical properties of threadeed inserts for lumbar interbody fusion. Spine, 20:2408-2414, 1995.*

28) **Yang KH and King AI** : *Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low back pain. Spine, 9:557-565, 1984.*

국 문 초 록

연구목적 : 요추 4-5 분절의 횡단면에서 원주적 생역학적 굴곡시험을 통한 전방 요척추체간 고정시와 이에 보강된 후방 척추경 고정시 초기 고정력을 비교 분석하고자 한다.

대상 및 방법 : 16례의 Fresh Frozen Human Cadaver의 분리된 요추 4-5번 분절간 Unconstrained Eccentric Compression Bending 검사를 사용하였다. 굴곡검사는 0도 방향에서 굴곡을 시작으로 30도씩 각도를 증가시키며 330도 방향까지 반복적으로 실시한 후 케이지(cage)를 이용해 전방 요추체간 고정을 시행하고 상기시험을 반복한 후 다시 후방 척추경 고정을 보강한 후 반복적인 시험을 실시하였다.

결과 : 정상 요추 4-5번 분절에서 굴곡각도는 0도부터 90도까지 큰 변화가 없었던 반면, 120도, 150도에서 이전보다 평균 2배의 증가를 보이다 180도에서서는 0도에 비해 평균 3.5배의 증가를 보여 최대치를 보여주었다. 이러한 경향은 세 종류의 케이지 공히 케이지만을 삽입한 경우에도 같은 경향을 보여주었다. 두 가지 종류의 후방기구를 부가적으로 시술하였을 경우 전방굴곡의 경우 케이지만을 삽입하였을 경우보다 평균 30% 정도의 굴곡각도의 감소를 보이나, 신전의 경우 평균 50% 이상의 굴곡각도의 감소를 보여주었으며, 후방기구간의 차이는 발견할 수 없었다.

결론 :

1. 정상 요추 4-5번 분절에서의 굴곡검사 결과 측방굴곡 이상의 신전에 해당되는 120도부터 측정된 굴곡각도가 급격히 증가하기 시작하여 180도에서 최대치를 나타내었다.
2. 세가지 종류의 케이지만을 사용한 경우 전방 척추간 고정력은 모든 방향에서 생역학적 안정성에서 의미있는 차이는 없었다. 그러나 모든 케이지는 전방굴곡과 측방굴곡에서의 안정성은 우수하였으나 신전에서는 효과를 기대하기 어려웠다.
3. 세가지 종류의 케이지는 디자인등과 무관하게 후방 기구 삽입과 병행하였을 경우에만 모든 방향에서 우수한 안정성을 제공하였다.
4. 척추경을 통한 고정술과 후관절을 통한 고정술의 비교에서 모든 방향에서 우수한 안정성을 보여 주었으나, 두 기법간의 유의한 차이는 없었다.

색인단어 : 생체역학, 요추 안정성, 전방 후방기구 삽입술, 사체 굴곡실험

※ 통신저자 : 안 기 찬
부산광역시 부산진구 개금동 633-165번지
인제대학교 의과대학 부산 백병원 정형외과
Tel : 82-51-890-6256. Fax : 82-51-892-6619, E-mail : osahnkc@ijnc.inje.ac.kr