

척추체간 유합케이지의 스파이크형상 변화에 따른 척추체의 응력분포 및 케이지의 안정성에 대한 수치적 해석

심해영¹, 김철생^{2,3}, 오재윤⁴

¹전북대학교 대학원 메카트로닉스공학과, ²바이오나노시스템공학과

³전북대학교 공과대학 전자정보공학부

⁴전북대학교 공과대학 기계항공시스템공학부

(2004년 3월 5일 접수, 2004년 10월 22일 채택)

Numerical Analysis on Stress Distribution of Vertebra and Stability of Intervertebral Fusion Cage with Change of Spike Shape

H. Y. Sim¹, C. S. Kim^{2,3}, C. Y. Oh⁴

¹Dept. of Mechatronics Engineering, ²Dept. of Bionanosystem Engineering, Graduate School, Chonbuk National University

³Division of Electronics and Information Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University

⁴Division of Mechanical and Aerospace System Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University

(Received March 5, 2004. Accepted October 22, 2004)

요약 : 척추체간 유합케이지의 성능평가에 있어서 압축강도와 상대적인 3차원적 안정성 그리고 골유도를 촉진시킬 수 있는 형상은 성공적인 골유합의 정도를 판가름 할 수 있는 중요한 척도이다. 새로 고안된 박스형 유합케이지 스파이크의 형상변화에 따른 척추체의 골단판에 미치는 응력분포 양상과 케이지의 안정성을 비교하기 위하여 압축하중 작용 초기에 스파이크 끝단과 골단판이 접촉하는 경우와 스파이크가 골단판에 삽입되었을 경우를 구분하여 스파이크의 높이, 폭 및 각도를 변화시켜 가면서 유한요소 해석을 실시하여 고찰하였다. 유합케이지 2개가 척추체간에 삽입되어 있는 상태에서 수직하중 1700N이 가해질 때 척추체 골단판에 전달되는 응력분포를 조사하였으며, 전,후방향으로 케이지 하나에 100N의 pull out 하중을 부과하여 케이지의 스파이크 형상변화에 따른 미세이동 정도를 비교 평가하였다. 그 결과, 척추체 골단판의 응력집중 정도에 가장 큰 영향을 미치는 요인은 케이지 스파이크 끝단 폭의 크기이며, 케이지 스파이크의 높이 및 각도의 변화는 스파이크 끝단과 접촉하는 척추체 골단판에 미치는 응력 정도에 큰 영향을 미치지 않았다. 스파이크 경사면 각도조절 및 양방향 혼합형의 대칭 배열을 통하여 전후방향 pull-out 하중에 대한 변위량을 저감시킬 수 있었다. 본 연구의 결과를 통하여 척추체에서의 응력집중을 피할 수 있고 케이지의 초기 접촉시 골단판의 파괴를 방지하고 골유합에 유리한 케이지 스파이크 형상을 설계하였고, 케이지 치환술 후 운동시 전후방향으로 이동을 최소화 하여 기계적 안정성을 높일 수 있는 새로운 척추체간 유합 케이지의 최적 형상을 제안하였다.

Abstract : The axial compressive strength, relative 3-D stability and osteoconductive shape design of an intervertebral fusion cage are important biomechanical factors for successful intervertebral fusion. Changes in the stress distribution of the vertebral end plate and in cage stability due to changes in the spike shape of a newly contrived box-shaped fusion cage are investigated. In this investigation, the initial contact of the cage's spikes with the end plate and the penetration of the cage's spikes into the end plate are considered. The finite element analysis is conducted to study the effects of the cage's spike height, tip width and angle on the stress distribution of the vertebral end plate, and the micromigration of the cage in the A-P direction. The stress distribution in the end plate is examined when a normal load of 1700N is applied to the vertebra after inserting 2 cages. The micromigration of the cage is examined when a pull out load of 100N is applied in the A-P direction. The analysis results reveal that the spike tip width significantly influences the stress concentration in the end plate, but the spike height and angle do not significantly influence the stress distribution in the end plate touching the cage's spikes. In addition, the analysis results show that the micromigration of the cage can be reduced by adjusting the spike angle and spike arrangement in the A-P direction. This study proposes the optimal shape of an intervertebral fusion cage, which promotes bone fusion, reduces the stress concentration in a vertebral end plate, and increases mechanical stability.

Key words : Intervertebral fusion cage, Cage design, Finite element method (FEM), Cage stability, Stress concentration

본 연구는 산업자원부의 신기술실용화 기술개발사업의 지원에 의하여 수행되었음.(과제번호A1A-135)

통신저자 : 김철생, (561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학 전자정보공학부

Tel : 063-270-4284, Fax : 063-270-4284

E-mail : chskim@chonbuk.ac.kr

서 론

척추체간 유합술이 1930년대부터 시도된 이래로 1970년대 중반 Bagby[1]에 의하여 처음 소개된 척추체간 유합케이지 (intervertebral fusion cage)는 두 척추체의 유합과 안정성을

높이기 위하여 척추경 나사못과 함께 널리 사용하고 있는 척추 내고정장치 중의 하나이다[2]. 추간판의 손상이나 퇴행, 후관절의 퇴행성 변화, 추체간의 불안정성 등이 요통의 원인이고 척추의 운동 중심점이 추체간에 있다는 역학적인 면을 고려한다면 케이지를 이용한 추체간 유합술이 척추경 나사못이나 후외측 유합술 보다 더욱 학술적인 합리성을 가진다고 말할 수 있다[3-5]. 유합케이지를 사용한 척추체간 유합술은 생체역학적 측면에서 안정적으로 전주(anterior column)로의 하중전달을 도울 뿐만 아니라 척추체의 높이 및 전만곡과 인대의 장력을 유지시켜 주고[6], 더 높은 골유합 성공률을 보이기 때문에 선호되고 있다[7]. 또한 케이지 시술은 구조적인 안정성을 확보해 주기 때문에 미량의 골편(bone graft)만을 필요로 하게 되고, 이로 인해 골편을 획득하기 위한 시술이 훨씬 비침습적(noninvasive)이라는 장점이 있다[8]. 지금까지 다양한 척추체간 유합케이지들이 개발되어 어느 정도 성공적으로 사용하고 있으나 케이지의 구조적 결함에 척추체간에 불안정한 고정을 유발시켜 골유합에 실패와 밀접한 관계가 있다고 알려져 있다[9-12].

뼈대용 매식체의 해리(loosening) 및 불유합의 주된 원인인 매식체 주위에서의 골흡수(bone resorption)를 일으키는 큰 원인은 다음과 같이 나눌 수 있다: 1)호르몬의 영향(hormonal influences), 2)뼈 속에 매식된 고정물에 의한 혈액 공급의 차단(vascular interruption), 3)생체재료의 탄성계수 또는 뼈에 가해지는 하중전달 메카니즘을 포함한 생체역학적 영향(biomechanical effects), 4)생체재료의 조직과의 반응에 의한 생화학적 영향(biochemical effects). 이러한 여러 요소들을 고려하여 매식체가 가져야 할 물리적, 생물학적 성질들은 무독성, 내마모성 및 내충격성, 우수한 기계적 강도, 생물학적 친화성, 뼈와 유사한 탄성계수, 골형성을 용이하게 하는 표면구조 및 골 고정력을 최대화할 수 있는 최적설계 등 매식체의 기능에 따라 다양하다.

이 중 생체역학적 측면에서 케이지의 설계 및 성능평가에 있어서 고려해야 할 중요한 세 가지 요소는 케이지의 기계적 강도, 안정성 그리고 골유합을 용이하게 하는 형상설계이다[9,10]. 척추체 또는 케이지의 구조적인 결함에 의해 척추체의 함몰, 추체간 간격의 재협소화 또는 케이지의 파괴를 일으킬 수 있으며[11,12], 시술 후 후방으로의 과도한 이동이 척추신경 압박을 유발할 수 있고 케이지의 상대적 미세운동(relative micromotion)의 크기가 0.15mm 이상 되면 케이지의 다공성 표면(porous surface) 내부로의 뼈의 성장이 방해받는다[13,14].

현재 임상에서 시술되고 있는 다양한 케이지를 형상별로 구분해 보면 나선형(threaded cage), 박스형(box-shaped or rectangular cage), 개방형(open frame cage) 등으로 구분할 수 있으며, 형상에 따라 각각의 장단점을 비교[15-17]하거나 성능을 비교평가[18,19]하는 많은 연구가 수행되어 왔다. 케이지에 대한 대부분의 연구는 다양한 케이지에 대한 생체역학적 특성 분석이나 이미 출시된 케이지의 성능에 대한 비교평가가 주를 이루고 있다. 케이지의 설계시 국부적인 형상변화가 척추체의 함몰, 척추체에 미치는 응력전달 양상 또는 전후방으로의 미세이동에 미치는 영향에 대한 체계적인 연구는 미흡한 실정이다.

본 연구에서는 새로 고안된 박스형의 유합케이지의 최적설계를 위하여 케이지가 삽입된 척추체(L2-L3)의 유한요소해석을 통하여 케이지의 국부적인 형상변화가 척추체에 미치는 응력분포 양상과 케이지의 안정성에 대하여 고찰하였다. 척추체

의 골단판(bony endplate)과 접촉하는 케이지의 스파이크 형상변화에 따른 응력분포를 조사하고, 다양한 케이지 모델에 대하여 척추체 전후방향으로 작용하는 pullout 하중에 대한 상대적 변위량을 비교 평가하였다. 따라서 본 연구의 목적은 이러한 수치해석을 통하여 케이지의 안정성이 높고 척추체간 골유합을 방해하지 않는 케이지 최적 형상설계에 응용하고자 함에 있다.

연구 방법

유한요소 모델의 구성에 있어서 실 형상을 그대로 모사하는 데는 많은 어려움이 있을 뿐 아니라 분석에 큰 영향을 미치지 않는 부분을 모델링 하는데 많은 시간과 경비가 소요되기도 한다. 따라서 척추체의 스파이크 형상 변화에 따른 응력전달 양상과 케이지의 미세이동을 고찰하여 설계에 적용하려는 본 연구 목적에 부합하는 척추체와 케이지의 단순화된 모형을 모델링하였다. 척추체의 기하학적 형상을 실측하여 2차원 평면상에 14개의 reference point를 결정한 후 spline기법을 이용하여 그림 1과 같이 3차원 척추체 모델을 구성하였다.

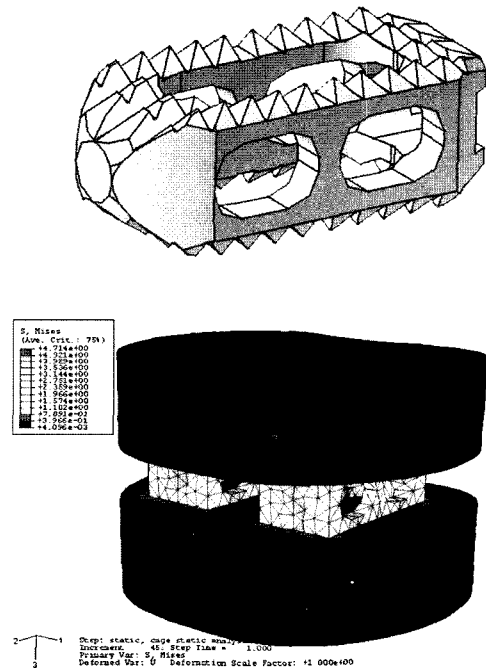


그림 1. 단순화된 3차원 유합케이지 형상 및 척추체 모델링

Fig. 1. Simplified 3-D model of the designed intervertebral cages and vertebra

척추체는 외부의 피질골(cortical bone)과 내부의 해면골(cancellous bone)로 구성되어 있다. 이 두 조직은 서로 다른 물성을 가지고 있기 때문에 해석 모델링 작업시 partition기법을 이용하여 표면으로부터 1mm 두께의 피질골과 내부 해면골로 구분하였다. 새로 고안된 케이지의 경우 티타늄소재로 그림 2와 같이 모델링 하였고, 케이지 스파이크(cage spike)의 높이(h), 폭(b) 및 각도(θ) 등에 변화를 주면서 유한요소 해석을 실시하였다. 척추체와 케이지의 유한요소 모델링과 해석은 상용

프로그램인 ABAQUS 6.2-1(Hibbit, Karlsson & Sorenson, Inc.)를 사용하였다.

척추체 및 케이지모델은 총 16580개의 4-node linear tetrahedron element(C3D34H)를 사용하였으며 척추체와 케이지사이의 접촉부위는 surface to surface contact 조건을 이용하였는데 케이지가 뼈에 비해 상대적으로 강한 재료로 구성되어 있기 때문에 척추체가 케이지를 뚫지 못하도록 케이지의 접촉면을 master surface, 그리고 척추체의 접촉면을 slave surface로 정의 하였다. 유한요소해석에 사용된 물성은 피질골, 해면골, 티타늄소재 케이지의 탄성계수는 각각 12GPa, 100MPa, 110GPa 이었고, 프와송비는 각각 0.3, 0.2, 0.3으로 하였다. 척추체와 케이지간의 마찰계수는 0.2로 하였다.

스파이크가 접촉하는 척추체의 끝단판은 박스형 케이지의 시술시 조건과 동일한 조건으로 평면으로 가정하였다. 신체 하중에 대한 척추체의 응력분포 양상에 대한 실험의 경우, 케이지와 접촉하고 있는 척추체는 상하방향의 변위를 제외한 모든 방향의 변위에 대해 고정되어있는 것으로 경계조건을 설정하였으며, 케이지에 작용하는 압축하중은 1700N으로 하였다.

케이지 스파이크의 형상변화에 따른 척추체의 응력분포 양상을 비교하기 위하여 압축하중 작용 초기의 스파이크 끝단과 끝단판이 접촉하는 경우와 압축하중이 완전히 가해진 후 스파이크가 끝단판에 삽입되었을 경우를 구분하여 스파이크의 높이, 폭 및 각도를 다음과 같이 변화시켜 가면서 유한요소 해석을 실시하였다(그림 2). 스파이크의 높이 0.5mm, 0.9mm, 1.3mm (스파이크 끝단의 폭: 0.1mm, 밑단의 폭: 1.8mm, 각도: 73°), 스파이크 끝단의 폭 0.1mm, 0.3mm, 0.5mm (스파이크 밑단의 폭: 1.8mm, 각도: 73°, 높이: 1.3mm), 스파이크 각도 57°, 73°, 90° (스파이크 끝단의 폭: 0.1mm, 밑단의 폭: 1.8mm, 높이: 1.3mm)의 경우에 대하여 척추체에 미치는 응력전달 양상을 조사하였다.

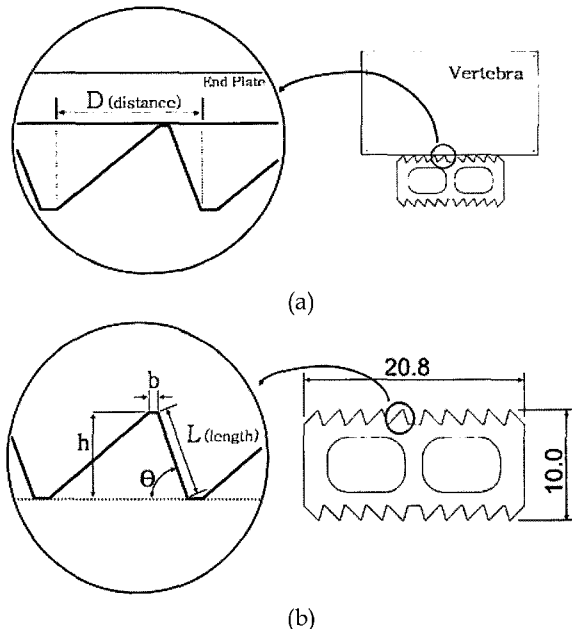


그림 2. 새롭게 고안된 척추체 유합케이지의 A-P 측면도 형상
Fig. 2. A-P side view of a newly designed intervertebral fusion cage

케이지의 시술 후 안정성 평가를 위하여, 그림 3과 같이 스

파이크형상과 조합을 달리한 6가지 형태의 케이지 형상에 대한 pull out test를 실시하여 케이지의 미세이동 정도를 해석하였다 : A) spike angle 90°(그림2), 양방향 혼합, B) spike angle 57°, 양방향 혼합, C) spike angle 73°, 양방향 혼합, D) spike angle 45°, 양방향 혼합, E) spike angle 상단: 73°, 하단: 45°, 단일방향, F) spike angle 상단: 45°, 하단: 73°, 단일방향. 케이지 pull out test시 척추체에 수직하중 1700N이 가해진 상태에서 전,후방향으로 케이지 하나에 100N의 pull out 하중을 부과하여 케이지의 스파이크 형상변화에 따른 변위량을 비교 평가하였다.

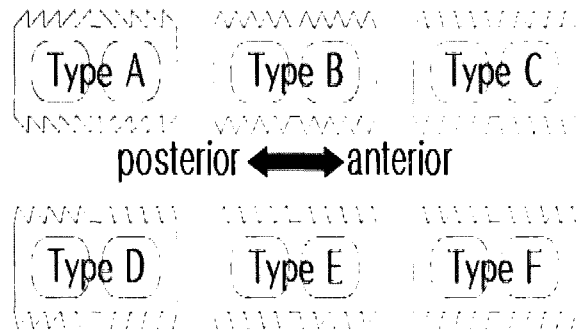


그림 3. 전후방향 Pull out test에 사용된 척추체 유합케이지 형상들(A-F 측면도)
Fig. 3. Various shapes of intervertebral fusion cages(A-F side view) used for A-P pull out test

결과 및 고찰

그림 4는 설계된 케이지 스파이크 끝단 부분이 척추체의 끝단판에 초기 접촉되었을 때 스파이크 높이(그림 2-b)의 h) 변화에 대하여 스파이크 끝단과 평행한 척추체 부위(그림 2-a)의 D)에 미치는 응력분포 변화를 나타내고, 그림 5는 케이지 스파이크가 끝단판에 삽입된 상태에서의 그 응력분포 변화를 보여주고 있다. 케이지 중앙부위에 위치한 스파이크(그림 2-b)의 확대부분의 스파이크)의 높이(h)변화에 따른 척추체의 응력분포 양상을 비교한 결과 스파이크가 끝단판 내부로 삽입되기 전의 접촉상태에서는 높이 1.3mm, 0.9mm, 0.5mm의 순서로 응력집중 정도가 감소하는 것으로 나타났으나(그림 4), 삽입된 상태에서 척추체에 미치는 응력집중 정도는 높이 0.9mm, 1.3mm, 0.5mm의 순서로 나타났다(그림 5). 그림 5의 경우 스파이크 끝단과 접촉하는 척추체 부분에 미치는 응력집중이 스파이크 높이 1.3mm의 경우 보다 높이 0.9mm의 경우가 높은 것은 높이 1.3mm의 스파이크가 척추체와의 접촉 면적이 크고, 두께를 1mm로 가정한 피질골을 통과하여 응력 측정부위가 골밀도가 낮은 끝단판 안쪽 해면골 부위이기 때문으로 판단된다.

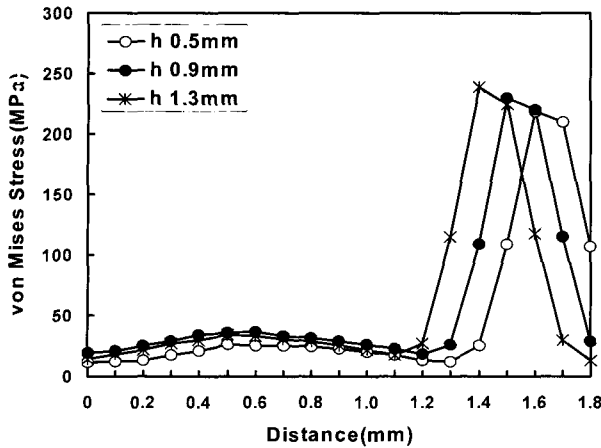


그림 4. 케이지스피크가 골단판에 접촉되었을 때 스파이크 높이변화에 대한 골단판에서의 응력 분포
 Fig. 4. Stress distribution on end plate with spike height change when the cage spike contacts the end plate

방향 이동이 용이한 구조가 되는 문제점이 있다. 따라서 유합 케이지 삽입 후 스파이크 끝단의 폭의 변화에 대한 척추체에 걸리는 응력 집중도가 크지 않은 범위에서 골단판 내부로의 초기 스파이크 삽입이 용이한 구조가 유리하다고 생각된다.

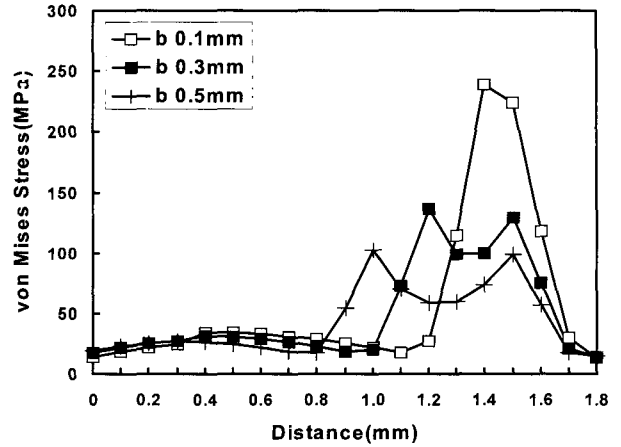


그림 6. 케이지스피크가 골단판에 접촉되었을 때 스파이크 끝단 폭 변화에 따른 응력 분포
 Fig. 6. Stress distribution on end plate with change of the spike end width when the cage spike contacts the end plate

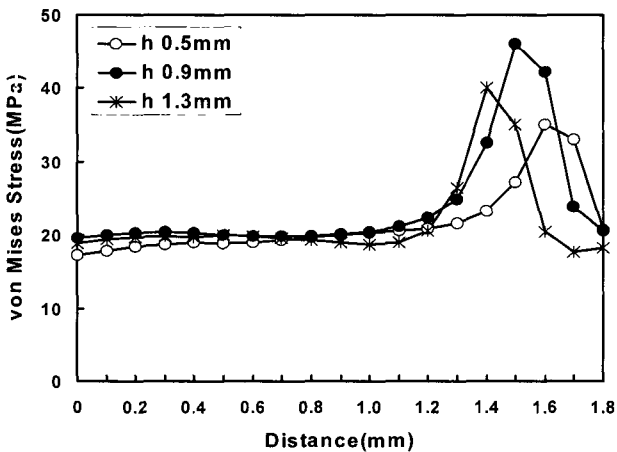


그림 5. 케이지스피크가 골단판에 삽입되었을 때 스파이크 높이변화에 대한 골단판에서의 응력 분포
 Fig. 5. Stress distribution on end plate with spike height change when the cage spike is inserted into the end plate

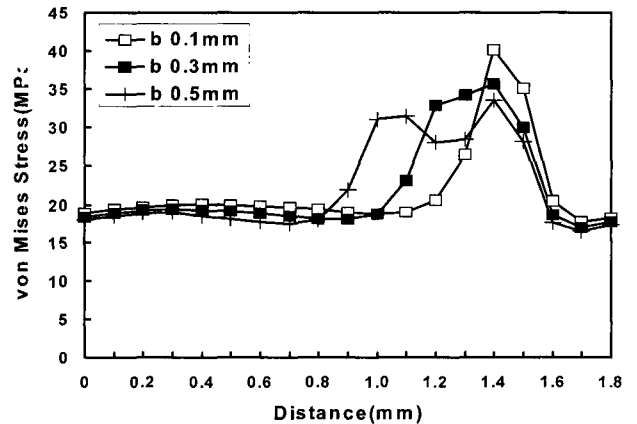


그림 7. 케이지스피크가 골단판에 삽입되었을 때 스파이크 끝단 폭 변화에 따른 응력 분포
 Fig. 7. Stress distribution on end plate with change of the spike end width when the cage spike is inserted into the end plate

스파이크 높이 1.3mm, 스파이크각도 73°인 경우 끝단의 폭(그림 2-b)의 b)이 척추체에 미치는 응력분포 양상을 고찰한 결과, 초기 접촉상태에서 폭이 좁을수록 응력이 집중되는 특성이 뚜렷이 나타났다. 폭 0.1mm의 경우 스파이크 중앙부의 척추체에 걸리는 최대 응력은 238.65MPa로 폭 0.3mm 경우보다 2배 이상의 응력집중도를 보여 주었다(그림 6). 스파이크 삽입 후에도 동일한 양상을 보이거나 응력집중 차이가 초기 접촉상태보다 훨씬 감소하였다(그림 7).

스파이크 끝단의 폭이 너무 작을 경우 케이지 삽입 후 초기 접촉상태의 응력집중도는 증가하지만 스파이크가 골단판 내부에 삽입되어 고정화되면 전후방향 이동에 대한 안정성은 높아지고, 그 폭이 클 경우 스파이크 끝단 주위의 척추체에 미치는 응력집중은 줄일 수 있으나 스파이크가 삽입되는 초기 시점에 골단판에 접촉하는 면적이 커짐으로써 골단판 내부로 삽입되어 고정화되는 동안 골단판의 파괴를 유발할 수 있고 전후

그림 8은 스파이크 높이 1.3mm, 스파이크의 각도 57°, 73°, 90°에 대하여 스파이크 경사면(그림 2-b)의 L)과 접촉하는 척추체에서의 응력분포 변화를 보여주고 있다. 스파이크 각도가 수직으로 접근할수록 그 계면에서의 조합응력이 급격하게 변화하는 양상을 보여 주었다. 하지만 각도변화에 따른 골단판에서의 수직응력분포는 그 위치만 변화할 뿐 최대응력의 크기는 큰 차이가 없고, 특히 케이지 스파이크가 골단판에 삽입된 후 각도 변화에 따른 골단판에서의 최대응력은 변화가 없었다(그림 9, 그림 10).

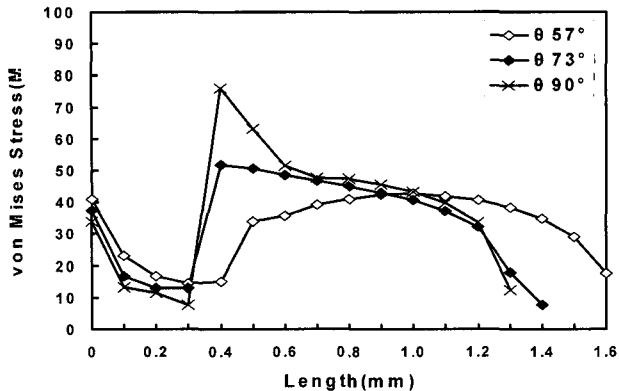


그림 8. 케이지 스파이크의 각도변화에 따른 스파이크 경사면에서의 골단판에 미치는 응력 분포
 Fig. 8. Stress distribution on end plate during contact with the spike slope with the change of cage spike angle

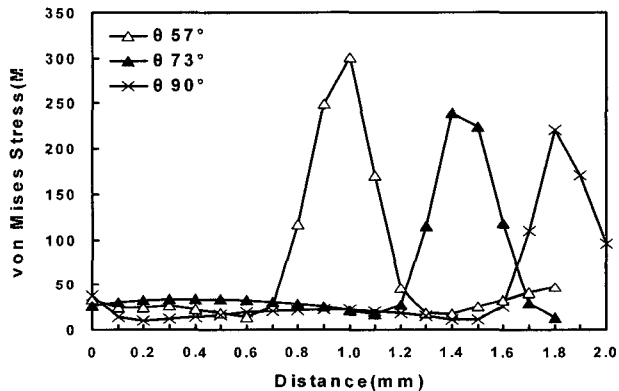


그림 9. 케이지 스파이크가 골단판에 접촉되었을 때 스파이크 각도변화에 따라 골단판에 미치는 응력분포
 Fig. 9. Stress distribution on end plate with change of spike angle when the cage spike contacts the end plate

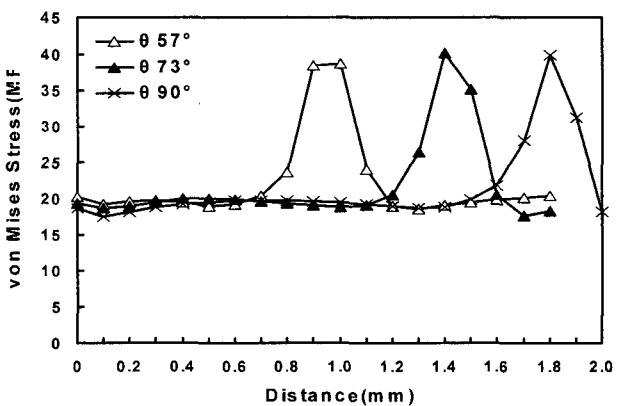


그림 10. 케이지 스파이크가 골단판에 삽입된 후 각도변화에 따른 골단판에 미치는 응력분포
 Fig. 10. Stress distribution on end plate with change of spike angle when the cage spike is inserted in the end plate

표 1은 스파이크의 각도 90°, 57°, 73°인 케이지(A, B, C type)와 스파이크 높이 1.3mm, 끝단의 폭 0.1mm, 스파이크 각도 73°인 케이지(D, E, F type)에 대하여 그림 3에 설명된 각각의 스파이크 형상 변화시 전,후방향으로 pull out 하중을 가한 경우 미세이동 변위를 보여주고 있다. 그 결과 스파이크의 배열패턴은 동일하되 각도만 다르게 한 A, B, C type의 경우 예측한 바와 같이 A type(90°)이 가장 적은 변위를 보였으나 C type(73°)의 경우와 큰 차이를 보이지는 않았다. D, E, F type의 케이지는 C type 케이지와 같은 형태의 스파이크에 대하여 배열을 달리한 형상이며, pull out test 결과 type D는 type C보다 변위량이 더 커졌고, type E, F의 경우 그 변위량이 전후방향으로 비대칭적인 양상을 보여 주었다.

표 1. 다양한 케이지의 pullout 하중에 대한 전후방향으로의 미세이동 변위(mm)

Table 1. Micromigration of the cages toward the A-P direction(mm)

Cage type	Pull out 방향	
	posterior	anterior
A	0.056	0.055
B	0.077	0.076
C	0.061	0.620
D	0.077	0.076
E	0.097	0.193
F	0.082	0.049

이러한 케이지의 국부적인 수치해석 결과를 통하여 척추체에 미치는 응력집중 및 전단응력을 최소화할 수 있고 동시에 케이지의 안정성 높일 수 있는 형상을 고려할 때 type C를 가장 유효한 형상으로 결정할 수 있었다. 특히 스파이크 각도를 양방향 혼합형으로 설계함으로써 수술 후 유합될 때 까지 척추체 전후 양쪽방향(A-P direction)에 대하여 안정성을 확보할 수 있었다.

그림 11은 type C 케이지의 경우 케이지 면 전체에 걸친 골단판에서의 스파이크 접촉상태와 삽입상태의 응력분포를 보여주고 있다. 초기 접촉시 케이지 양 끝단에 과도한 응력이 집중되는 현상이 있기는 하지만 케이지가 골단판 내부로 삽입된 후에는 케이지 전반에 걸쳐 큰 응력집중 양상을 보이지는 않았다.

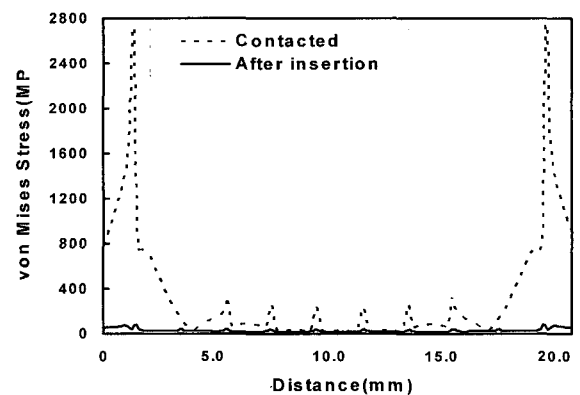


그림 11. 케이지 스파이크와 골단판의 초기접촉시와 삽입 후 골단판에 미치는 응력분포 비교
 Fig. 11. Comparison of stress distribution on the end plate during contact and insertion of cage spike

추체간 유합술의 결과에 가장 나쁜 영향을 미치는 주된 요인이 응력집중, 과도한 전단응력 및 응력차폐현상(stress shielding effect)에 의한 골흡수와 함께 불유합의 가장 큰 원인이 수술 직후 케이지의 불안정성으로 알려져 있다[20]. 많은 연구자들이 척추경나사못 시스템보다 유합케이지를 사용함으로써 추체간의 안정성이 더욱 높아지고 그 임상결과도 우수함을 보고하였다[21-23]. 특히 케이지 삽입 후 이탈을 막기 위하여 케이지와 뼈와의 접촉면에 나사산이나 스파이크의 형상이 중요한 설계인자로 고려하여 왔다[12].

스파이크가 있는 박스형 케이지의 경우 케이지의 내부 공간의 크기와 형상이 골유합도의 주요 설계요소로 고려될 뿐만 아니라 스파이크 형상 및 배열방법이 골유합과 안정성을 결정짓는 중요한 인자이다. 스파이크의 높이, 끝단의 폭의 변화에 따른 척추체에 미치는 수직응력의 변화와 스파이크 경사각의 변화에 따른 전단응력의 차이는 케이지 표면에서의 골유합과 밀접한 관계가 있고, 케이지의 전,후방향으로의 이동과 같은 케이지 안정성에 크게 영향을 미친다. 이상과 같은 스파이크 형상 변화에 따른 척추체의 응력분포에 관한 특성을 비교 고찰함으로써 척추체 표면 또는 척추체 내부로의 골유합이 용이하고 유합케이지 시술 후 케이지의 안정성을 확보할 수 있는 형상을 설계하는데 중요한 변수로 활용할 수 있다. 따라서 충분한 추간판의 간격을 유지하면서 수술 직후의 케이지 안정성을 확보함으로써 케이지의 이탈을 방지하여 척추체간 골유합을 촉진하며, 척추체의 골단판의 파괴를 방지할 수 있고 수술 후 추간판의 재협착화를 막기 위한 케이지의 최적설계를 하는데에 척추체 유합케이지의 기본골격 구조와 함께 스파이크 형상 구조가 중요한 요소로 작용할 수 있음을 보여준다.

결 론

새로 고안된 척추체간 유합케이지의 스파이크의 높이, 끝단의 폭 및 경사각의 변화에 따른 척추체에 미치는 응력전달 양상과 케이지의 안정성에 대하여 유한요소해석을 실시하여 다음과 같은 결과를 얻었으며, 골단판의 파괴를 방지할 수 있고 케이지 접촉면과의 골유합이 유리하며 케이지 치환술 후 운동성 전,후 방향으로의 이동이 최소화 될 수 있는 새로운 박스형 케이지의 최적 설계 지표로 이용하였다. 본 연구 결과의 타당성 검증에 위하여 제작된 티타늄 소재의 박스형 케이지에 대한 생체역학적 실험이 수행 중에 있다.

- 1) 케이지 스파이크의 높이 및 각도의 변화는 스파이크 끝단과 접촉하는 척추체 골단판에 미치는 응력 정도에 큰 영향을 미치지 않는다.
- 2) 케이지 스파이크의 높이를 피질골의 두께보다 약간 크게 함으로써 응력집중 정도를 감소시키고, 전후방향 pullout 하중에 대하여 안정성을 확보할 수 있다.
- 3) 척추체 골단판의 응력집중 정도에 가장 큰 영향을 미치는 요인은 케이지 스파이크 끝단 폭의 크기이며, 하중작용 초기에 척추체 골단판에 가해지는 응력집중은 케이지 스파이크가 골단판에 쉽게 삽입이 가능하게 하여 전체적인 골단판 파괴를 방지할 수 있다.
- 4) 양방향 혼합형의 스파이크 경사면 각도조절 및 배열을 통하여 전후방향 pull-out 하중에 대한 변위량을 저감시킬 수 있고, 스파이크-골 접촉면에서의 응력집중도는 큰 차이가 났다.

- 5) 척추체 골단판과 케이지의 접촉초기에 케이지 양 끝단에 과도한 응력이 집중되는 현상이 있기는 하지만 케이지가 골단판 내부로 삽입된 후에는 케이지 전반에 분산되어 큰 응력집중 양상을 보이지는 않았다.

참 고 문 헌

1. G.W. Bagby, "Arthrodesis by distraction - compression method using a stainless steel implant", *Orthopedics*, Vol. 11, pp. 931-934, 1988
2. P. Enker and A.D. Steffee, "Interbody fusion and instrumentation", *Clin Orthop.*, Vol. 300, pp. 90-101, 1994
3. R.B. Cloward, "Posterior lumbar interbody fusion update", *Clin Orthop.*, Vol. 193, pp. 16-19, 1985
4. B.W. Cunningham, C.J. Haggerty and P.C. McAfee, "A quantitative densitometric study investigating the stress-shielding effects of interbody spinal fusion device-emphasis in long term fusion in thoroughbred racehorses", Annual meeting of the Orthopedic Society, New Orleans, Louisiana, March 9, 1988
5. E.N. Henley and S.M. David, "Current concept review Lumbar arthrodesis for the treatment of back pain", *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 81-A, pp. 716-730, 1999
6. J.H. Evans, "Biomechanics of lumbar fusion", *Clin Orthop*, Vol. 193, pp. 38-46, 1985
7. P. Enker and A.D. Steffee, "Interbody fusion and instrumentation", *Clin Orthop*, Vol. 13, pp. 21-26, 1994
8. T. Steffen, P. Downer, B. Steiner, M. Hebli and M. Aebi, "Minimally invasive bone harvesting tools", *Eur Spine J.*, Vol. 9, pp. 114-118, 2000
9. M.M. Panjabi, "Biomechanical evaluation of spinal fixation devices I. A conceptual framework", *Spine*. Vol. 13, pp. 1129-1134, 1988
10. S.D. Boden, D.R. Sumner, "Biologic factors affecting spinal fusion and bone regeneration", *Spine*, Vol. 20, pp. 102-112, 1995
11. A. Brown, P. Slosar, J. Reynolds, J. Schofferman and M. Koestler, "Paired BAK proximity cages versus standard BAK: subsidence and clinical failures", Read at the annual meeting of the North American Spine Society, Chicago, October 20-24, 1999
12. T. Tullberg, "Failure of a carbon fiber implant", *Spine*, Vol. 23, pp. 1804-1806, 1998
13. P.C. McAfee, B.W. Cunningham, G.A. Lee et al., "Revision strategies for salvaging or improving failed cylindrical cages", *Spine*, Vol. 24, pp. 2147-2153, 1999
14. R.M. Pillar, H.U. Cameron, R.P. Welsh and A.G. Binnington, "Radiographic and Morphologic Studies of Load-bearing Porous surfaced Structured Implants", *Clinical Orthopedics and Related Research*, Vol. 156, pp. 249-247, 1981
15. T. Steffen, A. Tsantrizos, I. Fruth and M. Aebi, "Cages: designs and concepts", *Eur Spine J.*, Vol. 9, pp. 89-94, 2000
16. A. Tsantrizos, A. Andreou, M. Aebi and T. Steffen, "Biomechanical stability of five stand-alone anterior lumbar

- interbody fusion constructs*", Eur Spine J., Vol. 9, pp. 14-22, 2000
17. P. Tobias, H. Fred. Geisler, M. Dieter, M. Hans and W. I. Steudel, "Motion of threaded cages in posterior lumbar interbody fusion", Eur Spine J., Vol. 9, pp. 571-576, 2000
 18. R. O. Thomas and L. Teija, "Biomechanics of stand-alone cages and cages in combination with posterior fixation: a literature review", Eur Spine J., Vol. 9, pp. 95-101, 2000
 19. Y. Kim, "The mechanical sensitivity at interfaces between bone and interbody cage of lumbar spine segments", J. Biomed. Eng. Res. Vol. 21, No. 3, pp. 295-301, 2000
 20. K. T. Kim, "Lumbar interbody fusion using the cage", J. of Korean Spine Surg., Vol. 7, No. 1, pp. 183-190, 2000
 21. J.W. Brantigan, A.D. Steffee and J.M. Geiger, "A carbon fiber implant to aid interbody fusion", Spine, Vol. 16, pp. 277-288, 1991
 22. S.D. Kuslich, C.L. Ulstrom, S.L. Griffith, J.W. Ahern and J.D. Dodle, "The Bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion. History, techniques and 2-years follow-up results of a United States prospective, multicenter trial", Spine, Vol. 23, pp. 1267-1279, 1998
 23. C.D. Ray, "Threaded fusion cage for lumbar interbody fusion. An economic comparasion with 360 degrees fusion", Spine, Vol. 22, pp. 681-685, 1997