

유한요소법을 이용한 척추 삽입형 경추판 시스템에 대한 생체역학적 피로해석

김성민#, 양인철*, 조성윤**

Biomechanical Fatigue Analysis of Cervical Plate Systems by using a Computer Simulation Based on Finite Element Method

Sung Min Kim#, In Chul Yang* and Sung Youn Cho**

ABSTRACT

In this study, we performed the biomechanical analysis of cervical plate systems by using a computer simulation based on finite element method to derive reliable model by analysis of design variables and fatigue behavior. To simulate the cervical spine movement in-vivo state by surgery, we modeled the cervical plate system which consisted of screws, rings, rivets, and plate and Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) Block. The experiment of cervical plate system followed the ASTM F1717 standards that covered the materials and methods for the static and fatigue testing. The result of computer simulation is compared with experimented test. We expected this study is to derive reliable results by analysis of design variables and fatigue behavior for developing a new model.

Key Words : Finite element method (유한요소법), Cervical plate system (척추판 시스템), Static compressive bending test (정적 압축 굽힘 시험), Fatigue test (피로시험), Available life (수명)

기호설명

- σ_y = yield stress
- σ_u = ultimate stress
- σ_f = true fracture stress
- σ_e = effective alternating stress

1. 서론

척추 고정술은 1891 년 Hadra 가 처음으로 경추

골절에 강선을 극 돌기에 묶어 사용하였으나 이후 적용기술의 증가와 기술발달로 많은 방법들이 연구되고 시행되어 왔다. 현재는 경추 고정술에는 다양한 방법이 있으며 체외 고정장치, 강선, 나사못, 금속판, hook system 등이 사용되고 골절탈구 및 인대손상으로 인한 불안정, 경성 디스크, 종양 등에 적용된다. 이러한 척추 고정술은 일상 생활하면서 뜻하지 않은 교통사고나 추락사고시 경추나 요추가 골절되거나 인대의 심한 손상으로 척수신경 이나 신경근이 손상되는

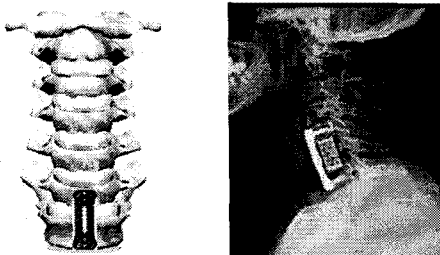
접수일: 2007 년 11 월 27 일, 게재승인일: 2008 년 4 월 20 일
 # 교신저자: 건국대학교 의료생명대학 의학공학부
 E-mail: smkim@kku.ac.kr Tel. (043) 825-7205
 * 건국대학교 일반대학원 신기술융합학과
 ** 유엔아이㈜ 기술연구소

경우가 발생하였을 때 시술하게 된다. 또한 급속한 노령화 사회로 접어들면서 노년층의 요추부뿐만 아니라 척추체 각 부위의 퇴행성 변화가 많이 발생하고 있다. 이러한 질환들에 대한 적절하고 빠른 조치가 없으면 증상이 악화되어 영구히 불구가 될 수 있다. 따라서 약물치료, 물리치료, 주사요법 등 비교적 간단한 시술이나 작은 규모의 수술들의 적용이 소용이 없다고 판단 될 때 척추 고정술이 고려된다. 척추 고정술은 하나의 관절을 형성하는 척추 사이에 뼈를 이식하여 붙임으로써 움직임을 없애고 배열을 유지하며 안전성을 획득하도록 하는 목적이 있다.²

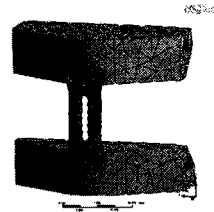
따라서 본 연구에서는 척추 고정체 중 경추판 시스템에 대한 내구연한을 예측하기 위한 피로해석의 실험적 연구결과와 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 유한요소해석 결과를 비교하여 컴퓨터 시뮬레이션에 대한 신뢰성을 확보하여 유한요소해석에 대한 유용성 검증을 통해 실험에 의한 경제적, 시간적 소비를 줄여 보다 빠르게 시장의 요구에 대응할 수 있는 연구 개발여건을 마련하는데 그 목적이 있다.

2. 유한요소 모델링

본 연구에서는 in-vivo 상태에서 경추의 움직임을 프로그램 상에서 실현하기 위하여 삽입형 경추판 시스템 (MAXIMA cervical plate system, U&I Corporation, Korea)에 대한 유한요소 모델을 개발하여 유한요소 해석에 이용하였다. 삽입형 경추판 시스템 모델은 인공 척추뼈의 역할을 하는 Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) Block 에 Plate, Screws, Rings, Rivets 등으로 이루어진 각각의 부품들을 체결하여 구성하였으며 삽입형 경추판 시스템은 Fig. 1 과 같다.



(a) Implanted system



(b) The mesh of FE model

Fig. 1 Finite element model of implanted cervical plate system

Table 1 The number of mesh elements

Part name	Number of nodes	Number of elements
Cervical Plate System	37,406	21,378
UHMWPE block	10,436	6,514

2.1 경추판시스템의 모델링

경추판시스템은 Fig. 2 에서 보는 바와 같이 척추골에 직접 삽입되는 4 개의 Screw 와 Screw 의 이탈을 방지하기 위한 Ring, Rivet 과 척추체의 고정을 지지하는 Plate 로 구성된다.

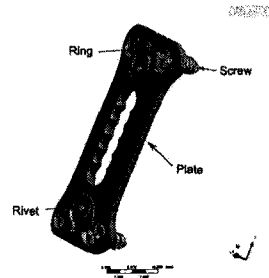


Fig. 2 The cervical plate system

2.2 Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) 의 모델링

Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) test block 은 $40 \pm 3 \text{MPa}$ 과 같은 인장 파괴 강도를 버티는 재료로 변하기 쉬운 뼈의 특성과 성질을 잘 유지하여 오랜 시간 동안 동일한 상태로 시험을 가능하게 해 준다. 따라서 Fig. 3 과 같이 ASTM F1717 에서 제시하는 규격에 의거하여 UHMWPE test block 의 유한요소 모델을 개발하였다.

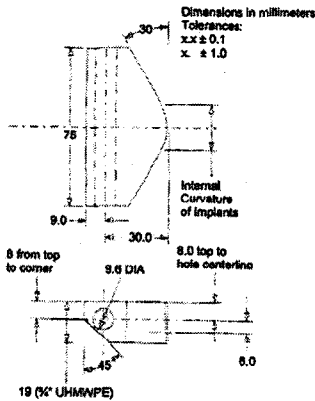


Fig. 3 Cervical unilateral UHMWPE block of ASTM F1717-01

3. 연구방법

본 연구에서 실시한 척추 삽입형 경추판 시스템의 시험은 ASTM F1717 에서 제시하는 시험방법에 의거한 기계적 시험연구와 컴퓨터 시뮬레이션 연구로 크게 나눌 수 있다. 기계적 시험에서 실시한 정적 압축 굽힘 시험 (Static compressive bending test)와 피로시험(Compressive fatigue test)의 하중조건 및 구속조건을 컴퓨터 시뮬레이션 연구에서도 똑같이 적용하여 그 결과를 비교하였으며 압축 굽힘 시험(Compressive bending test) 결과를 통해 시뮬레이션의 하중조건 및 구속조건의 신뢰성을 확보한 후 피로해석을 실시하였다. 이는 압축 굽힘 시험의 기계적 시험과 시뮬레이션 결과가 똑같아야 유한요소모델의 유효성을 입증할 수 있기 때문이다.

3.1 구속조건과 하중조건

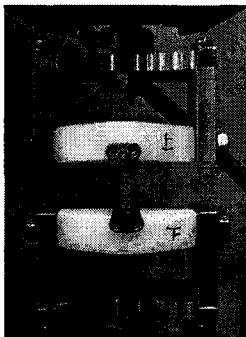


Fig. 4 Test set-up for Compression bending test

기계적 시험의 정적 압축 굽힘 시험 (Static compression bending test)는 Fig. 4 에서 보여지는 것과 같이 Hinge pin 으로 Jig 에 고정시켜 MTS 858 Mini bionix II 에 의한 하중인가 시 Z 축으로의 변위만 허용할 수 있도록 구속하여 수직방향으로만 하중을 인가할 수 있도록 하였다. 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 유한요소 해석의 정적 압축 굽힘 시험 (Static compression bending test)는 기계적 시험 결과 값과의 비교를 통해 유한요소모델의 구속조건과 접촉조건 등에 대한 유효성을 검증하여 피로해석을 위한 모델을 완성하는 과정이다. 시뮬레이션은 정적 시험법과 같은 규정에 따라 진행하였으며 압축 굽힘 시험과 피로시험을 위하여 Fig. 5 와 같이 Hinge pin 을 기준 축으로 하는 X 축에 관하여 자유로운 회전이 가능하게 하였다. UHMWPE Block 은 Screw 에 의해 Hinge pin 과 Jig 에 체결되게 구속하였다. 따라서 유한요소해석 시 체결되는 부분은 Bonded 조건으로 구속하여 Screw 로 체결된 상태를 재현하였으며 회전운동이 발생하는 Hinge pin 과 UHMWPE block, UHMWPE block 과 Jig 부분은 No separation 조건을 인가하여 슬립이 발생할 수 있도록 하였다. 여기서 접촉조건 중 No separation 은 접촉면에 조건을 부여하는 방법으로 접촉면에서의 미끄러짐은 허용하지만 떨어짐은 허용하지 않는 조건으로 미끄러짐과 떨어짐을 모두 구속하는 Bonded 의 상태와는 조금의 차이가 있는 조건이다.

컴퓨터 시뮬레이션을 위한 구속조건과 하중조건을 MTS 858 Mini bionix II 에 기계적 시험의 구속조건과 하중조건을 재현하였으며 수평방향의 변위는 구속하고 수직방향의 변위만 갖도록 하였다.

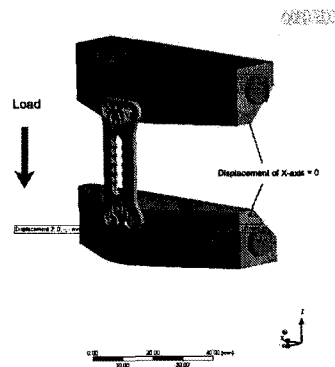


Fig. 5 Boundary Conditions of FE Model

3.2 물성치 적용

인체에 삽입되는 재료의 재료는 탄성률이나 강성은 접촉하는 뼈 조직에 가까울수록 좋다. 그 차이가 적으면 뼈가 받는 역학적 스트레스도 낮기 때문이다. 재료의 탄성률이 접촉하는 뼈의 탄성률보다 훨씬 높으면 뼈 조직의 흡수와 과잉 형성이 생길 수 있으므로 탄성률을 낮게 하여 뼈가 약해지는 효과나 골 흡수를 최소화 하는 것이 좋다. 따라서 표면에 형성되는 산화피막이 치밀하여 내식성이 우수하고, 탄성계수가 100~110 GPa 정도인 티타늄 합금이 Cervical plate system 의 재료로 사용된다.¹

Table 2 Chemical components of Ti6Al4V-ELI

Part	Material	Regulation			Use
		Element	Composition	Reference	
Plate system -ELI	Ti6Al4V	Nitrogen	<0.05	ASTM F136	Medical device
		Carbon	<0.08		
		Hydrogen	<0.012		
		Iron	<0.25		
		Oxygen	<0.13		
		Aluminum	5.5~6.5		
		Vanadium	3.5~4.5		
		Titanium	Balance		

컴퓨터 시뮬레이션을 위한 물성치는 ASTM F136-02a 과 ASTM D638-00 에 의거하여 Table 3 과 같이 Cervical plate system 과 UHMWPE block 에 각각 정의하였다.

Table 3 Material properties of cervical plate system and UHMWPE block

Part	Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Yield Strength (MPa)
Block	UHMWPE	1.11e+3	0.42	-
Cervical Plate System	Ti6Al4VELI	1.1e+5	0.33	795

3.3 정적 압축 굽힘 시험

기계적 시험의 정적 압축 굽힘 시험 (Static

compression bending test)은 ASTM F1717 에서 권장하는 바와 같이 UHMWPE block 에 Screw 를 1.0 N-m 의 잠금 강도로 결합하였으며 MTS 858 Mini bionix II 를 이용하여 수직 방향으로 하중을 9mm/min 의 속도로 인가하여 힘에 따른 변위 그래프를 완성하였다. 컴퓨터 시뮬레이션에서는 하중을 시간에 의한 변위 값으로 인가할 수 없어서 20N 씩 하중을 증가시켜 나가면서 힘에 따른 변위 그래프를 완성하여 기계적 시험 결과와 시뮬레이션에 의한 결과값을 비교하였다.

3.4 피로해석

피로해석에서의 구속조건은 기계적 시험과 시뮬레이션 시험에 모두 정적 압축 굽힘 시험의 구속조건과 동일한 조건을 적용하였으며 6 회에 걸친 기계적 시험에서의 하중 인가는 사인파형으로 ASTM F1717 에서 요구하는 하중비율인 10 보다 큰 평균 13.7 배의 하중비율로 Fig. 6 과 같이 5 cycle/sec 의 속도로 정적 압축 굽힘 시험시의 최대 하중을 기준으로 한 하중을 인가하여 실시하였다.

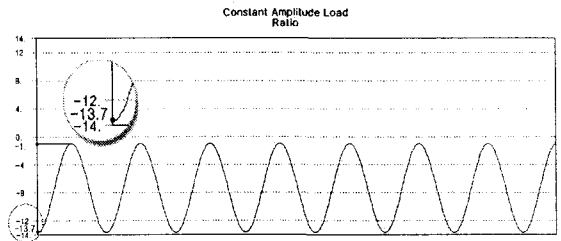


Fig. 6 Constant sinusoidal load amplitude

$$Loadratio(R) = \frac{Minimumload}{Maximumload} \geq 10 \quad (1)$$

컴퓨터 시뮬레이션의 경추판 시스템의 수명을 예측하기 위한 피로해석은 Ti6Al-4V 의 S-N curve 는 ASTM STP 1425⁹ 에서 제시하는 데이터를 Ansys workbench 10.0 에 입력하여 강성재료에 대한 피로 해석으로 가장 가혹한 조건인 Goodman Theory 을 적용하여 삽입형 척추판 시스템에 대한 피로해석을 통해 유한요소해석 결과의 효용성을 높였다. 일반적으로 피로시험을 할 때에는 Goodman theory 와 Soderberg theory 를 사용하는데 Goodman theory 는 깨지기 쉬운 강성 재료에 사용되고 Soderberg

theory 는 연성의 재료에 사용된다. 아래에 Goodman theory 에 대한 식(2)와 피로곡선을 제시하였다.

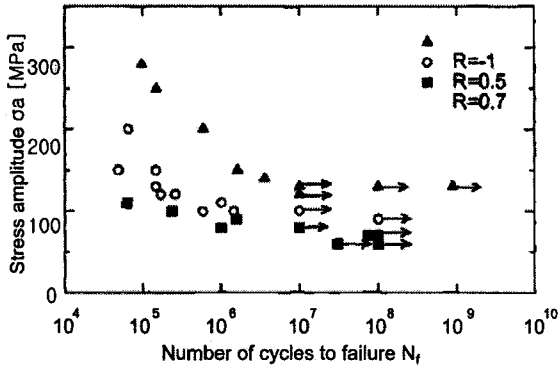


Fig. 7 S-N curve of Ti-6Al-4V95

$$\frac{\sigma_a}{\sigma_e} + \frac{\sigma_m}{\sigma_u} = 1 \quad (2)$$

- σ_y = yield stress
- σ_u = ultimate stress
- σ_f = true fracture stress
- σ_e = effective alternating stress

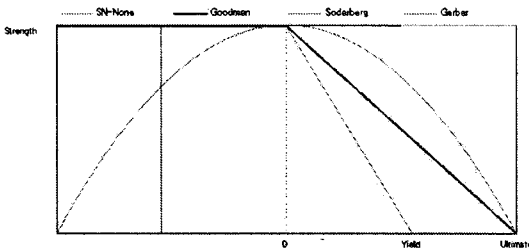


Fig. 8 The diagram of the Goodman theory

4. 연구결과

본 연구는 두 가지 부분에 대하여 논하였다. 하나는 기계적 시험결과이며 다른 하나는 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 유한요소해석을 이용한 삽입형 척추판 시스템의 생체역학적 거동을 해석하는 것이었다. 따라서 두 가지 결과를 비교하여 최종 결론을 도출하였다.

4.1 정적 압축 굽힘 시험

압축 굽힘 시험은 모두 6 개 동일한 시편으로 실시하였다. Fig. 9 에서 기계적 시험 결과를 확인할 수 있는 것과 같이 최대 변위 값의 평균은 23.5mm 이고 최대하중의 평균값은 145.3N 이었다.

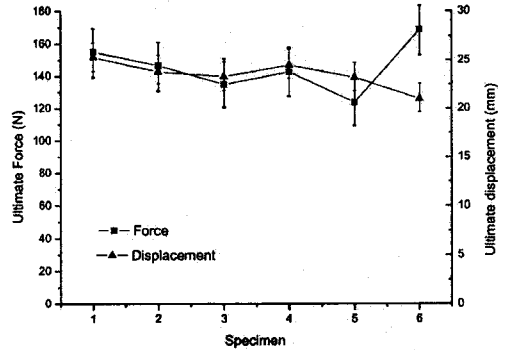
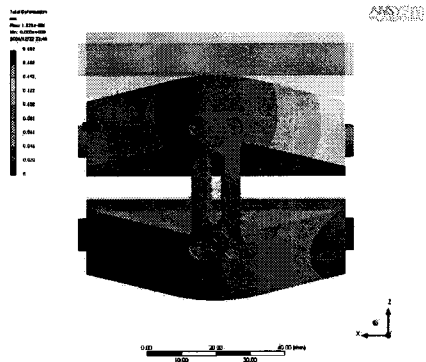
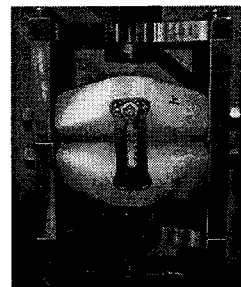


Fig. 9 The diagram of Compressive bending test



(a) Deformation of simulation



(b) Deformation of compression bending test

Fig. 10 Compare with deformation of simulation and deformation of compression bending test

컴퓨터 시뮬레이션을 통한 해석 결과는 Fig. 11 과 같이 기계적 시험 결과에서 최대하중이 146.7N 일 경우 23.8mm 의 변위가 측정되었으며 시뮬레이션 결과 130N 의 최대하중일 경우 25 mm 의 변위 값을 보였다.

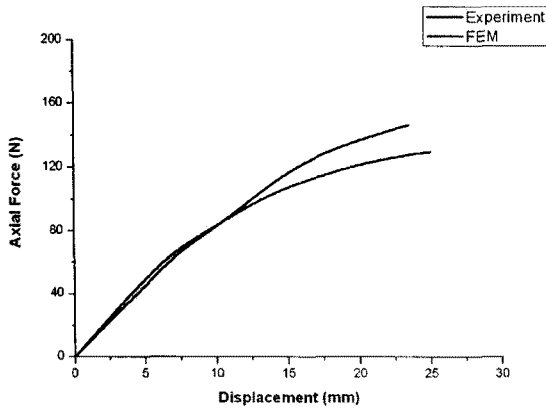


Fig. 11 Result of the compression bending test

두 가지 방법의 시험 결과 서로 근소한 차이를 보이는 결과가 도출되었으나 최대하중과 변위값에 대한 유사한 경향 Fig. 11 에서 확인 할 수 있었다. 이로서 본 연구에서 채택한 컴퓨터 시뮬레이션을 위한 유한요소 모델과 모델의 물성치, 하중조건과 구속조건 등이 유효성을 갖추고 있다고 판단할 수 있으며 피로해석 결과에 대한 신뢰성을 확보하였다고 판단하였다.

4.2 피로해석

ASTM F1717 에서는 피로시험 시 5,000,000 cycle 을 무한수명으로 규정하고 있으며 본 연구에서도 기계적 시험과 컴퓨터 시뮬레이션 해석 모두 5,000,000 cycle 을 무한 수명으로 규정하여 연구를 실시하였다. 기계적 피로시험 결과 59.6N 의 하중이 인가될 때 까지는 경추판 시스템에 대한 손상이 발생하지 않았으나 59.6N 보다 큰 하중이 인가되면서 Plate 에 Screw 가 삽입되는 부분에서 Fig. 11 에서 보이는 파와 같이 Crack 이 발생하기 시작하였으며 145.3N 에 도달하면서 1 cycle 의 수명을 보였다.

피로해석을 통해 수명, 피로감도 등의 결과를 도출하였다. 시뮬레이션을 통해 경추판의 위험한

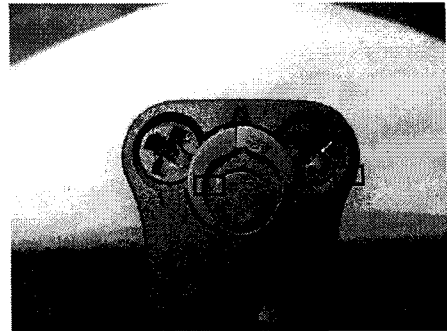


Fig. 12 Cracks at 118.666 cycles

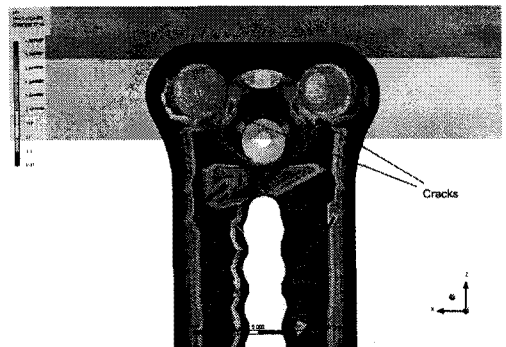


Fig. 13 The crack position of the simulation analysis

Table 4 Fatigue Simulation Data of the Plate

Loading History (N)	Available Life (cycle)
0	5.0e+6
20	5.0e+6
40	5.0e+6
60	5.0e+6
80	4.7e+6
100	1.0e+5
120	5.0e+3
140	0
160	0

부분이 시험적인 결과와 동일하게 예측 되었으며 수명을 보여주는 Fig. 13 에서와 같이 표시된 부분에서 Crack 이 발생할 것으로 예측되었다.

피로 감도는 유한요소모델의 수명을 보여주는 선도라 말 할 수 있는데 ASTM F1717 에서는 5e+6 cycles 를 무한 수명으로 정의하였으며 인가되는 하중이 증가할수록 그 수명은 감소하게 된다.

Fig. 14 에서 볼 수 있듯이 기계적 피로시험 결과 59.6N 부터 수명이 급격하게 감소하는 것을 확인할 수 있었으며 시뮬레이션에서는 80N 의 하중에서 4.7e+6 cycles 로 수명이 감소하기 시작하면서 급격한 수명 감소로 118N 의 하중 인가 시 5000cycles 의 수명을 나타내었다. 기계적 시험은 145.3N, 시뮬레이션 해석은 140N 의 하중 인가 시 피로 감도 선도에서의 0 cycle 에 도달하는 결과를 보였으며 이는 즉시 파괴로 이어짐을 의미하는 것이다.

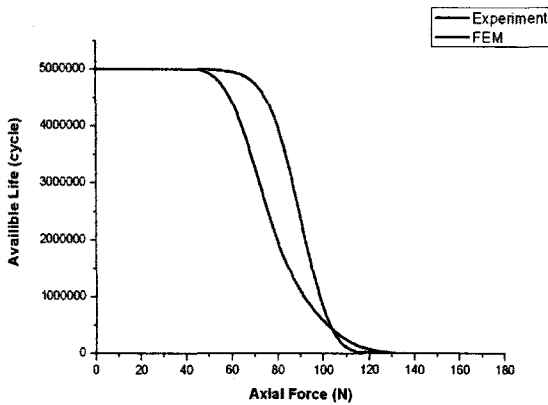


Fig. 14 Fatigue sensitivity curve of the plate

5. 결론

본 연구에서는 척추 고정술에 사용되는 삽입형 경추판 시스템에 대한 기계적 시험과 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 유한요소해석 결과의 비교 분석을 통해 신뢰성 있는 유한요소 모델을 개발하여 기계적 시험에 소요되는 물리적인 소비를 줄이고자 하는 목적에 의하여 출발하였다. 연구방법에 있어서 정적 압축 시험을 통해 유한요소 모델에 대한 유용성을 확보하여 인가한 하중조건과 구속조건에 대한 객관성을 확보하였으며 신뢰성 있는 모델을 통해 피로해석을 실시하였다.

정적 압축 시험에서는 최대하중에 대한 변위 값의 크기는 기계적 시험결과와 시뮬레이션에 의한 유한요소 해석 결과 큰 차이를 보이지 않았으나 인가한 하중은 약 16N 정도의 차이를 보이고 있으나 이는 6 번의 기계적 시험 값의 평균값이기 때문에 모델의 유용성을 평가하는데는 큰 무리가 없다고 판단하였다.

기계적 피로시험과 유한요소법을 이용한 피로 해석의 결과가 시뮬레이션 결과에서 보다 빠른 파괴 강도에 도달하는 결과를 얻었으며 이는 시뮬레이션상에서 가장 가혹한 Goodman theory 의 조건을 설정하였기 때문에 기계적 시험결과와 차이가 발생한 것으로 판단된다. 그러나 두 가지 방법의 시험결과 모두 미국식품의약품안전청(FDA)에서 제시하고 있는 인가하중까지 견디는 결과를 얻어 환자들에게 시술하는데 큰 문제가 없음을 확인할 수 있었다.

본 연구의 시험결과와 시뮬레이션 해석결과를 통해 기계적 시험을 실시 하기 전에 유한요소법을 통한 시뮬레이션 해석을 먼저 실시하여 기계적 시험에 드는 인력과 비용에 대한 기업체의 부담을 줄일 수 있는 연구 여건을 마련하였다고 평가할 수 있다.

후 기

이 논문은 2007 년도 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문입니다.

참고문헌

1. KFDA, "Guidance for performance assessment of metallic orthopedic implant," 2006.
2. Heo, S., Son, K., Park, J. H. and Lee, S. J., "Biomechanical analysis of lumbar interspinous process fixators," Journal of KSPE, Vol. 23, No. 3, pp. 195-202, 2006.
3. Chuang, H. C., Cho, D. Y., Chang, C. S., Lee, W. Y., Chen, J. C., Lee, H. C. and Chen, C. C., "Efficacy and safety of the use of titanium mesh cages and anterior cervical plates for interbody fusion after anterior cervical corpectomy," Surgical Eurology, Vol. 65, No. 5, pp. 464-471, 2006.
4. Hillard, V. H. and Apfelbaum, R. I., "Surgical management of cervical myelopathy: indications and techniques for multilevel cervical discectomy," The Spine Journal, Vol. 6, No. 6, pp. 242-251, 2006.
5. Shirai, S., Kumuthini, K., Mutoh, Y. and Nagata, K., "Fretting Fatigue Characteristics of Titanium Alloy Ti-6Al-4V in Ultra High Cycle Regime," ASTM Special Technical Publication, Vol. 1425, pp. 353-

368, 2003.

6. ASTM International, "Medical and Surgical Materials and Devices," Annual Book of ASTM Standard, Vol. 03.01, 2002.
7. ASTM International, "Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)1," ASTM, F 136-02a, pp. 1-4, 2002.
8. ASTM International, "Spinal Devices," Annual Book of ASTM Standard, Vol. 08.01, 2002.
9. ASTM International, "Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model¹," ASTM, F 1717-01, pp. 1-16, 2002.