

## 척추용 퓨전 디바이스의 개발 및 3차원 유한요소법을 이용한 역학적 해석

김현수<sup>1</sup> · 전병찬<sup>2</sup> · 손한철<sup>3</sup> · 최경호<sup>4</sup> · 박정호<sup>4</sup> · 최태원<sup>5</sup>

동아대학교 기계산업시스템공학부<sup>1</sup>, 고신대학교 의학부 신경외과<sup>2</sup>,  
부산대학교 의과대학 임상병리과<sup>3</sup>, 동아대학교 기계공학과 대학원<sup>4</sup>, 대우자동차<sup>5</sup>  
(2002년 7월 12일 접수, 2002년 10월 19일 채택)

## Development of a Vertebral Fusion Device and Its Mechanical Analysis using 3-D Finite Element Method

H.S. Kim<sup>1</sup>, B.C. Jeon<sup>2</sup>, H.C. Son<sup>3</sup>, K.H. Choi<sup>4</sup>, J.H. Park<sup>4</sup>, T.W. Choi<sup>5</sup>

Division of Mechanical, Industrial & System Engineering, Donga University<sup>1</sup>,  
Department of Neurosurgery, Kosin University<sup>2</sup>, Department of Clinical Pathology, Pusan University<sup>3</sup>,  
Department of Mechanical Engineering, Donga University<sup>4</sup>, Daewoo Motors<sup>5</sup>  
(Received July 21, 2002. Accepted October 19, 2002)

**요약** : 오늘날 의료기기의 국산화 연구가 활발히 진행되고 있는 가운데 본 연구에서는 척추용 fusion device를 새롭게 개발하고자 시도하였다. 일반적으로 사용되고 있는 삽입형과 나선형을 기본 대상으로 하되 수술 시 뼈를 보다 적게 제거하여 삽입할 수 있게 하는 데 그 주안점을 두고 형상 개발을 시도하였다. 아직 그 실효성을 논하기는 어려우나 고안된 척추용 fusion device의 형상을 중심으로 소개하고자 한다. 본 연구에서 경첩형과 분리삽입형을 고안하게 되었다. 그러나 경첩형은 기존 형상의 절반 크기로 삽입되는 장점은 있으나 핀의 강도해석과 안정된 잠금 장치의 개발에 더 연구가 요구되어 일단 본 연구에서는 분리삽입형을 중심으로 시제품과 3차원 유한요소 모델을 제작하여 그 역학적 해석을 행하였다. 그 결과 척추에 작용하는 기본 하중에 대한 역학적 안전성은 인정되나 아직 실용화되기까지는 보조 수술장비의 개발이 필요하다고 사료된다.

**Abstract** : Nowadays, there are many attempts to develop domestic medical-equipments. In this study, it is performed to develop a new vertebral fusion device. The basic models are a rectangular-frame type and a screw type which are generally used for the patients. The main purpose of the development of a new device is to reduce the amount of bone taken out for the insertion of a device to vertebral disc and this paper is focused on the concept of a new device shape. In the results, two types are devised. One is a folding type and the other is a separate-push-in type device both are in primitive stage. However, in a folding type there are mechanical pins and the analysis of pins and the lock system is still in study and needs some time. Therefore a separate-push-in type is introduced in this study mainly and a prototype and 3-D finite element model are made and experimented and stress analyzed. From the results it is considered that it is stable for the basic loading condition of vertebra, however, it is required to develop a supporting operational equipment for the convenience of the operation in practice.

**Key words** : Fusion device, Folding type, Separate push-in type, Finite analysis method

## 서 론

### <속보논문>

이 논문은 한국과학재단의 핵심전문연구(KOSEF 961-1007-064-2) 지원으로 수행되었음

통신저자 : 김현수, (604-714) 부산시 사하구 하단동 840번지  
동아대학교 기계산업시스템공학부

Tel. (051)200-7651, Fax. (051)200-7656

E-mail. kimhsa@daunet.donga.ac.kr

척추 수술에 있어서 수핵 탈출증에 의한 신경근의 압박이나, 퇴행성 척추증 등으로 유발되는 척추강 협착증 등은 단순한 수핵 제거술이나 후궁절제술 등의 방법만으로도 만족할 만한 결과를 얻을 수 있다. 그러나, 고질적인 만성 요통을 호소하는

대부분의 환자들은 추간반 자체의 퇴행성 변화와 이에 동반되는 척추 후궁절의 이차적인 변형 등으로 인하여 일반적인 척추 후궁 수술이나 수핵 제거 수술만으로는 그 결과가 별로 좋지 않다.[1-2] 그러므로, 만성 디스크 탈출증이나 척추 전반 전위증 등의 경우에 있어서는 그 수술의 적용이 매우 제한되었으며, 충분한 감압과 동시에 척추를 완전하게 고정할 수 있는 수술적 방법이 요구되어 왔다. 이러한 문제점들을 해결하는 방안으로 요추체 후방 융합술 (Posterior Lumber Interbody Fusion : PLIF)이 오래 전부터 여러 저자들에 의하여 소개되어 왔다.[3-6]

요추체 후방 융합술은 다른 경로를 통한 수술에 비하여 익숙한 수술 시야의 제공 및 최소한의 수술적 침윤과 더불어 충분한 신경근의 감압 등을 해결할 수 있다는 장점은 있으나, 수술 후 이식 골편이 빠질 위험 등의 부작용으로 인하여 제한된 범위 내에서만 시술되어 왔으며, 수술 직후의 안정성을 얻기가 힘들었다.[7-9]

이러한 단점을 보완하기 위하여 여러 종류의 transpedicular screw 등이 개발되어 이것을 사용한 고정술이 이용되었지만, 이러한 기기들은 수술적 침윤이 크고, 디스크 자체의 병소를 고정하는 것이 아니라는 문제점이 남아 있다.[10] 그리하여, 이러한 단점을 고려하여 최근에 threaded fusion cage(TFC)가 개발되어 소개되었다.

TFC는 기존의 후궁절제술의 범위 내에서 threaded metal tube를 통하여 디스크의 간격을 충분히 유지 고정시키면서 그 사이의 공간을 통하여 안정된 골융합이 가능하도록 설계되어 있다. 골편 이식 방법을 기초로하여 고안된 TFC는 나선형의 홈이 척추체와 연결되는 융합부는 열려 있어, 이를 통한 골이식이 용이하도록 되어있다. 또한 디스크 공간 내에서는 좌우벽이 막혀 있기 때문에 수핵 조직들이 이식된 골편 내로 들어오는 것이 방지되고, 파여진 홈을 따라 끼우는 것이므로 수술 조

작시 위험성이 적다.

현재 수입되어 사용되고 있는 fusion device는 Fig.1에 보인 바와 같이 크게 두 가지로 분류할 수 있다.

TFC와 같은 나선형과 그냥 밀어 넣는 삽입형이다. 두 가지 모두 척추 디스크의 간격을 유지하면서 골 융합이 용이하도록 하고 있다.

본 연구의 목적은 수술 시 fusion device를 삽입하기 위하여 깎아내는 뼈의 양을 줄이고자 하는 데 있다. 그리하여 삽입 전에는 작은 크기로 들어가되 디스크에 도달해서는 원래 크기 상태로 들어갈 수 있는 fusion device를 고안하고자 한다. 그리고 고안 된 fusion device에 대한 3차원 유한 요소 모델을 만들어 유한 요소 해석을 행하고 압축 시험을 통하여 역학적 안정성을 검토하여 fusion device의 국산화를 위해 도움이 되는 기초 연구 자료를 확보하고자 한다.

## 연구 방법

### 1. 새로운 fusion device의 고안

본 연구에서 가장 핵심적인 부분은 새로운 형상의 fusion device의 고안이라고 할 수 있다. 현재 주로 많이 사용되고 있는 것은 미국산 나선형(screw type)의 TFC(Threaded Fusion Cage)와 유럽산 삽입형(push-in type)이 수입되어 사용되고 있다. 새로운 fusion device는 종래의 device를 검토하여 크기를 우리 체형에 맞도록 조절하고, 형상도 보다 효율적으로 고안하고자 한다. 척추 주변의 복잡한 신경 다발과 많은 ligament들에 의하여 수술 시 작업의 까다로운 점이 있으므로, device가 처음에는 작은 형태로서 좁은 공간을 통과하여 자리를 잡고, 그 자리에서 다시 원래 크기의 형상을 찾을 수 있는 그러한 device를 고안하고자 한다.

#### 1.1 fusion device의 설계조건

일반적으로 시판되고 있는 fusion device는 크게 나선형(screw type)과 삽입형(push-in type)이 있는 데, 특히 침해를 피하기 위하여 여러 가지 형상을 시도하였다. 그리고, fusion device의 설계함에 있어서 다음과 같은 내용이 만족되도록 하였다.

- 1) 수술 시 삽입할 때 시중의 제품보다 크기가 작아야 한다.
- 2) 결합 후에는 반드시 요구하는 치수를 가져야 한다.
- 3) 결합된 형상은 충분한 안정성 및 강도를 가져야 한다.
- 4) 일단 결합되면 분리되지 않도록 한다.
- 5) 기존 특허를 피하여 독창성을 유지하여야 한다.

#### 1.2 fusion device의 고안

본 연구의 가장 핵심이며 연구의 출발이라고 할 수 있는 새로운 fusion device의 모델로서 먼저 크기가 종래의 절반 크기로 접어서 삽입되는 경첩형(folding type)을 시도해 보았으며 이를 Fig. 2에 나타내었다. 이 제품은 수술 시의 간편한 점은 부각되나, 역학적으로 핀의 강도가 중요하게 고려되어야 한다.

그리고 또 다른 고안된 device는 분리 삽입형(separate push-

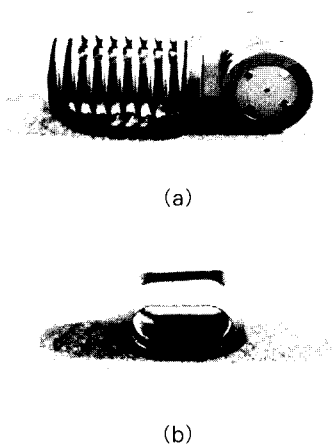


그림 1. 현재 사용중인 fusion device.

(a) 나선형, (b) 삽입형

Fig. 1. Popularly used fusion device.

(a) Screw type (b) Push-in type



그림 2. 경첩형 fusion device  
Fig. 2. Folding type fusion device

in type)으로서, 윗 부분과 아랫 부분 두 부분으로 나누어 각각 삽입되고, 목표 지점 입구에서 재결합되어 완전한 형상으로 디스크 안으로 들어가게 되는 것이다. 이것을 두 type으로 제작하여 Fig. 3, Fig. 4에 보였다. Fig. 3(모델 1)의 것은 일종의 책상서랍 형태로서 아랫부분이 먼저 삽입되고, 그 guide를 따라 윗부분이 결합되어 한 몸체를 이루게 되며, Fig. 4(모델 2)의 것은 Fig. 3의 것에서 조금 변형하여 guide를 없애고 그 폭만큼 더 크기를 줄일 수 있도록 시도한 type이다.

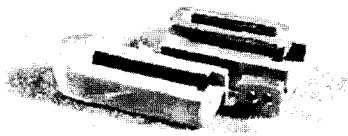


그림 3. 분리 삽입형 모델 1  
Fig. 3. Separate push-in type model 1



그림 4. 분리 삽입형 모델 2  
Fig. 4. Separate push-in type model 2

Fig. 5에는 결합된 최종 형상을 보였다.

시제품의 재질은 생체적합재료인 316L stainless steel로써 제작하였으며, 본 연구에서는 모델 1과 모델 2가 유사한 형태인 관계로 Fig. 3의 모델 1을 대상으로 연구하였다. 모델 1은 윗 부분과 아랫 부분 그리고 뼈조각을 집어넣고 난 후 막는 마개로 구성되며, 이 마개는 두 부분이 분리되지 않도록 방지하는 역할도 겸해서 하게 된다.



그림 5. 분리 삽입형의 결합된 형상 1,2  
Fig. 5. Combined shape in separate push-in type model 1, 2

## 2. 3차원 유한 요소 모델의 제작

fusion device의 역학적 안전성 및 설계 체계를 갖추기 위하여 Fig. 3의 분리 삽입형 고안품에 대한 3차원 유한 요소 모델을 제작하였다. 윗 부품의 3차원 유한 요소 모델은 절점 9988개, 요소 7553개로써 구성되며 아랫 부품은 절점 8428개, 요소 6741개로 구성되며 Fig. 6과 Fig. 7에 나타내었다. 요소 type은 3차원 solid type element를 사용하였으며, 유한 요소 전용 package인 ANSYS를 이용하여 제작하였다. 유한 요소 모델의 재질로서는 의용기기에 많이 사용되는 생체 적합 재료인 316L stainless steel과 titanium alloy(Ti6Al4V) 두 가지 재료에 대하여 행하였으며, 이들의 기계적 성질은 Table 1에 나타내었다.[11-12]

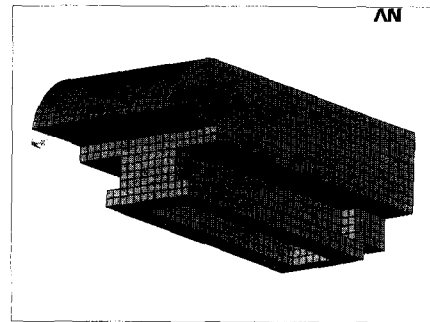


그림 6. 모델 1 상부의 유한요소모델  
Fig. 6. FE model of upper parts of model 1

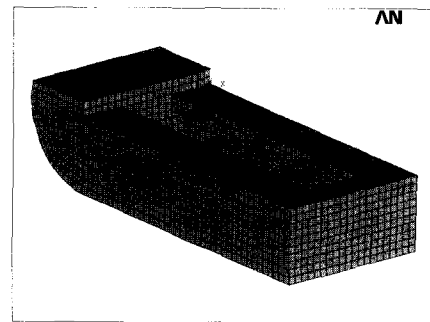


그림 7. 모델 1 하부의 유한요소모델  
Fig. 7. FE model of lower parts of model 1

표 1. 각 재료의 물성치

Table 1. Material properties

property	material	316L	Titanium alloy
	Stainless steel		
E (Young's modulus:GPa)		193	110~120
G (Shear modulus:GPa)		74	39~44
$\nu$ (Poisson's ratio)		0.3	0.33
$\sigma_y$ (Yield stress:MPa)		294	760~900

3. 하중조건에 따른 simulation

일상 생활에서의 척추가 받는 하중은 압축 하중으로서 대체로 1000 N 미만에서 3000 N을 조금 증가하는 값을 받게 된다.[13] 이것을 보다 구체적인 상황에 따른 하중 조건으로 분류하여 Table 2와 같이 정리하였다. 이러한 4 가지 하중 조건에 대하여 응력 해석을 행하며, 경계 조건으로는 두 개의 부분이 따로 결합되는 관계로 한 몸체로 보기는 어렵다고 생각되어 윗 부분과 아랫 부분에 대하여 별도로 적용하였다. 그래서,

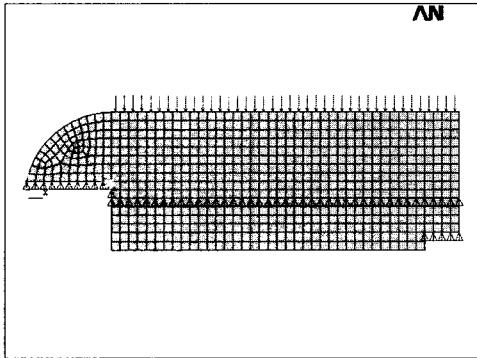


그림 8. 상부의 하중 및 경계조건  
Fig. 8. Loading and boundary conditions of upper parts

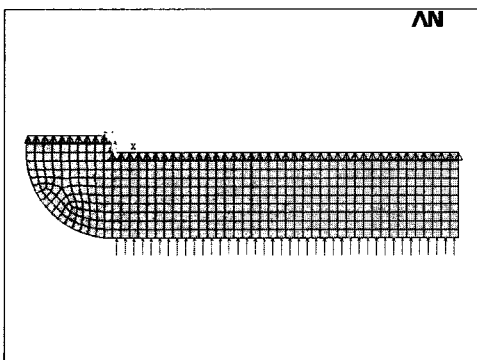


그림 9. 하부의 하중 및 경계조건  
Fig. 9. Loading and boundary conditions of lower parts

표 2. 다양한 하중 조건

Table 2. Various loading conditions

case	standing	sitting	weight lifting	heavy lifting
load(N)	500	700	1900	9000

압축 하중은 디스크와 접촉하는 면적에 작용하게 하고 경계 조건은 두 부품의 결합면에 적용하였다. 그리하여 윗 부분에 대한 4 가지 경우와 아랫 부분에 대한 4 가지 경우에 대하여 각각 ANSYS를 이용하여 simulation을 행하였으며 경계 조건과 하중조건은 Fig. 8과 Fig. 9에 보였다.

4. 압축 시험

모델 1의 시제품에 대한 압축 특성을 파악하기 위하여 압축 시험을 행하였다. 시험에 사용된 fusion device의 소재는 316L stainless steel이며, 압축 시험에 사용된 시험기는 만능시험기(UTM,Shimadzu)를 사용하였다. 시험에 있어서의 하중은 cross head의 이동 속도를 0.1 mm/min으로 하여 소재에 압축을 가하였다.

결 과

1. 유한요소법에 의한 simulation 결과

stainless steel 316L로 구성된 모델 1의 윗 부분과 아랫 부분에 대하여 4 가지 하중 조건을 적용하여 simulation을 행하였다. 이 때 발생한 최대 변위와 최대 상당 응력을 Table 3에 나타내었으며, titanium alloy(Ti6Al4V)로 구성된 모델에 대한 simulation의 결과를 Table 4에 나타내었다.

또한 fusion device의 응력 분포 상태를 파악하기 위하여 응력 분포도를 살펴보았다. 여러 가지 하중 상태에 대한 경향을 살펴보았으나 대체로 그 경향이 비슷하여 최대 하중이 작용하였을 경우에 대한, 즉 heavy lifting 상황에서 작용하는 9000 N인 경우에 대하여 살펴보기로 한다. 이 하중은 일반적인 상황에서 작용하는 하중의 약 3 배 가량 큰 경우에 해당된다. 316L 모델의 윗 부분과 아랫 부분에 대한 응력 분포도를 Fig. 10과 Fig. 11에 보였고 전체 응력 분포는 대칭 형상으로 발생하고 있음을 알 수 있다. titanium alloy에 대한 응력 분포 역시 같은 경향을 보였다.

표 3. 316L형의 상,하부에서 발생하는 변위와 상당 응력

Table 3. Displacement and equivalent stress of upper and lower part of 316L model

		Load (N)			
Maximum value		500	700	1900	9000
Upper parts	Displacement (mm)	0.0021	0.0030	0.0099	0.0386
	Stress(MPa)	9.009	12.613	34.234	177.508
Lower parts	Displacement (mm)	0.00023	0.00032	0.00087	0.00394
	Stress(MPa)	6.707	9.390	25.488	122.343

표 4. Ti6Al4V형의 상,하부에서 발생하는 변위와 상당 응력  
Table 4. Displacement and equivalent stress of upper and lower part of Ti6Al4V model

Load (N)		Maximum value			
		500	700	1900	9000
Upper parts	Displacement (mm)	0.0039	0.0055	0.0149	0.0704
	Stress(MPa)	9.119	12.767	34.652	179.142
Lower parts	Displacement (mm)	0.00043	0.00060	0.00162	0.00766
	Stress(MPa)	6.674	9.344	25.363	120.139

2. 압축 시험 결과

Fig. 12는 fusion device를 압축 시험한 결과이다. 압축 하중 8 ton(78000 N)정도까지는 채결된 형상이 그대로 유지되고 그 이후는 형체가 찌부러들기 시작함을 볼 수 있었다. 시험한 결과 곡선상에서는 3 단계의 굴곡점을 가지고 있음을 나타내었으나, 본 시험에 있어서는 1 단계 구간에서의 결과만을 data로 정리하였다. 이와 같이 1 단계 구간만을 정한 이유는, fusion device가 3개의 부품(윗 부품, 아랫 부품, 마개)으로 조립된 상태이므로 초기의 압축 하중 부하 시 소재의 기계적 특성과 조립에 따른 취약 부품의 소성변형이 가장 잘 나타나는 구간이기 때문이다. 그러나 2단계와 3단계의 경우는 가압 하중의 강제성에 의한 fusion device의 완전 압착으로 이미 소재의 기계적 성질을 상실한 단계이기 때문에 data로서의 의미를 상실한 것이라 판단된다.

고 찰

1. 3차원 유한요소법에 의한 응력해석

등가 응력에 있어서 316L 모델의 윗 부품에 대해서 발생하는 최대 응력은 최대 하중 9000N이 작용하는 경우 항복응력의 약 55% 정도의 값을 나타내며, 아랫 부품은 약 41% 정도의 값을 나타냄을 알 수 있다. 그리고 titanium alloy에 대해서는 최대 하중이 작용할 경우 윗 부품이 항복 응력의 약 21%, 아랫 부품이 약 16% 정도의 값을 갖게 된다. 그래서 titanium alloy로 할 경우 전체적으로 안전도 5를 확보하고 있으므로 316L 재질의 경우보다 더 안정된 역학적 결과를 보인다고 사료된다.

2. 압축 시험 결과 해석

Fig. 12에서 보는 바와 같이 전체적으로는 30% 정도의 연신율을 나타내고 있으며, 인장강도 또한 143 kgf/mm<sup>2</sup> 정도임을 알 수 있다. 그러나 항복강도에 있어서는 약 60 kgf/mm<sup>2</sup> 정도로서 본 시험에 사용한 316L stainless steel의 항복강도보다 약 2배정도 높은 값을 나타낸다. 이는 압축에 의한 압축 강도의 상승과 조립에 따른 부품간의 결합력이 상승적으로 작용한 결과라고 판단된다. 또한 탄성계수에 있어서도 높은 값을

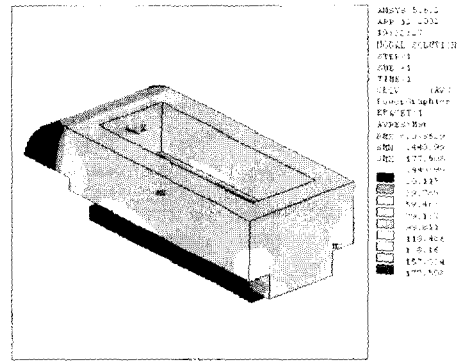


그림 10. 상부의 응력 분포  
Fig. 10. Stress distribution of upper parts

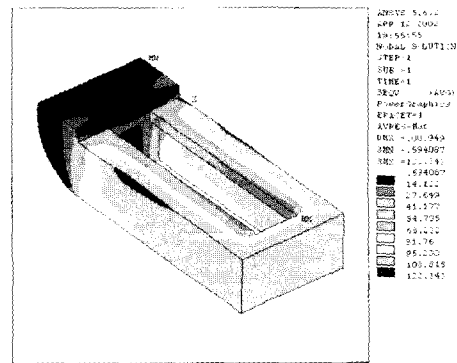


그림 11. 하부의 응력 분포  
Fig. 11. Stress distribution of lower parts

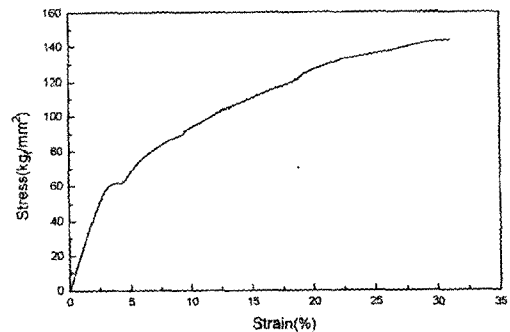


그림 12. 모델 1의 응력-변형률 선도  
Fig. 12. Stress-Strain curve of model 1

나타내고 있으며, 경화구간에 있어서의 굴곡현상은 조립부의 취약에 따른 파단 현상이라고 사료된다.

3. 분석

본 연구를 통하여 새로운 fusion device를 고안하고 그것에 대한 3차원 유한 요소 모델을 제작하여 응력 해석을 행하였다. 아울러 시제품을 제작하여 그것에 대한 압축 시험을 행하여 그 변위와 하중의 관계도 살펴보았다. 고안 단계에서 현재 시

판되고 있는 제품의 특허를 피하기 위하여 여러 가지 형상을 시도해 보았고 이 단계에서 많은 시행 착오를 겪게 되었다. 수술 시 제품의 크기를 작게 하여 디스크에 도달하기 위해서 분리 삽입형을 고안하게 되었는데, Fig. 3의 모델 1은 전체의 두께가 10 mm인 제품을 가정할 때 아랫 부품은 두께가 절반인 5 mm의 크기로 들어가고 윗 부품은 8 mm의 크기로 들어가게 됨으로써 약 2 mm에 해당하는 크기의 감소를 가져오게 된다. 그리하여 이것을 기반으로 더 크기를 줄여본 것이 Fig. 4의 모델 2인데, 이것은 아래, 윗 부품이 다 절반의 크기로 들어가게 되어 수술 시 공간을 더 활용할 수 있으며 역학적 내용은 모델 1과 상이하다고 판단되고, 앞의 결과로부터 본 모델의 역학적 안전성은 확보된다고 사료된다. 이 모델에서는 디스크 앞에서 체결의 보장성을 줄 수 있는 고안이 보완되어야 할 것으로 본다.

본 연구에서 처음에 시도해 본 경첩형 모델은 분리 삽입형 모델보다 수술의 간편함은 있으나 원래의 형상으로 복귀할 때 잠금 장치 개발이 약간 미흡하여 일단 미루게 되었으며, 편이 사용되는 관계로 이것의 역학적 문제가 해결된다면 이것 또한 효율적인 fusion device가 될 것으로 생각된다.

모델 1과 2에 대해서는 수술 시에 보다 간편하게 시술할 수 있도록 하는 데 약간의 문제점이 있다고 본다. 보통 한 몸체로 삽입하게 되는 데, 2 개로 분리 삽입하므로 디스크 입구에서 결합하는 데 종래의 것에 비하여 약간의 번거로움이 발생한다고 생각된다. 이러한 문제점은 본 제품에 맞는 시술 도구를 별도로 개발함으로써 보완될 수 있을 것으로 보며 차후에 이 점이 만족된다면 상품으로서도 손색이 없으리라고 전망한다.

## 결 론

새로운 fusion device를 고안하고 그것에 대한 역학적 분석을 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 분리 삽입형 fusion device의 윗 부품에 대한 3차원 유한요소법을 통한 응력 해석 결과는 재질 316L의 경우 평상시의 생활 하중(1000 N~3000 N)을 기준으로 하였을 때 항복 응력 대비 최대 상당응력의 비율이 18.4% 정도이므로 안전성이 있다고 사료된다. heavy lifting하중의 경우는 약 55%이므로 안전율 2정도 보장을 보이고 있다. 이 경향은 아랫 부품의 경우와 흡사하다.
2. 재질을 titanium alloy로 하였을 경우 윗 부품에 대한 응력 해석 결과는 평상시의 생활 하중(1000 N~3000 N)을 기준으로 하였을 때 항복 응력 대비 최대 상당 응력의 비율이 7.2% 정도이므로 안전성이 충분하다고 사료된다. heavy lifting 하중의 경우는 약 21.5%이므로 안전율 4.6정도 보장을 보이고 있다. 아랫 부품에 대해서는 윗 부품보다 더 안전성을 보이고 있다.

3. 316L stainless steel 시제품에 대한 압축 시험 결과 항복 강도가 약 60kgf/mm<sup>2</sup> 으로서 316L stainless steel의 항복 강도보다 약 2배 정도 높은 값을 보인다.
4. 316L stainless steel 시제품에 대한 압축 시험 결과 전체적으로 30%정도의 연신율을 나타내며, 인장 강도는 약 143kgf/mm<sup>2</sup> 정도의 값을 갖는다.

## 참 고 문 헌

71. Murphy, R.W., "Nerve roots and spinal nerves in degenerative disc disease", Clin. Orthop 129, pp 46-60, 1977
2. Nachemson, A.L., "Advances in Low-back pain", Clin. Orthop 200, pp 266-278, 1985
3. Blume, H.G., "Unilateral posterior lumbar interbody fusion", Clin. Orthop 193, pp 75-84, 1985
4. Cloward, R.B., "The treatment of ruptured lumbar intervertebral discs by vertebral body fusion Indications", operative techniques after care J. Neurosurg 10, pp 154-167, 1953
5. Cloward, R.B., "Posterior lumbar interbody fusion updated", Clin. Orthop 193, pp 16-19, 1985
6. Collis, J.S., "Total disc replacement : A modified posterior lumbar interbody fusion : report 750 cases", Clin. Orthop 193, pp 64-67, 1985
7. Lin, P.M., "Posterior lumbar interbody fusion technique : complications and pitfalls", Clin. Orthop 193, pp 90-102, 1985
8. Lin, P.M., Cautilli, R.A., Joyce, M.F., "Posterior lumbar interbody fusion", Clin. Orthop 180, pp 154-168, 1983
9. Ray, C.D., "The threaded fusion cage. A new method for posterior lumbar interbody fusions", The spine surgeon, pp 12-15, 1991
10. Evans, J.H., "Biomechanics of lumbar fusion", Clin. Orthop 193, pp 38-46, 1985
11. 신태진, 이성재, 신경욱, 장 한, "콜밀도에 따른 전방 내고정 장치 시술 후 경추부의 생체역학적 거동에 대한 분석", 대한의용생체공학회지, Vol 22, No 1, 69-80, 2001
12. 김 용, "Lumbar spine의 뼈와 interbody cage의 접 촉면에서 기계공학적 민감성 고찰", 대한의용생체 공학회지, Vol 21, No 3, 295-301, 2000
13. Antonius Rohlmann, Georg Bergmann, "Loads on an internal spinal fixation device during waking", J. Biomechanics, Vol 30, No 1, pp 41-47, 1997