

FEM 을 이용한 경추용 Cage 의 구조해석

정우철*(인하대 대학원 기계공학과), 최진화(인하대 대학원 기계공학과), 최길운(태연메디칼),
김성민(건국대 의학교육부), 조명우(인하대 기계공학과)

A Study about Cervical Cage Structural Analysis Using Finite Element Method

W. C. Jung(Mecha. Eng. Dept. INHA U), J. W. Choi(Mechanical Eng. Dept., INHA U),
G. W. Choi(T.Y. Medical), S. M. Kim(Biomedical Eng. Dept. KGU), M. W. Cho (Mecha. Eng. Dept. INHA U)

ABSTRACT

Intervertebral cages in the cervical spine have been advantage in spinal fusion to relieve low back pain. In this study the effects of an intervertebral cage insertion on a cervical spine functional spinal unit investigate and cage structural analysis using finite element method. Three-Dimensional finite element models to create computed tomography (CT) scan C3-C4, obtain healthy young male which 1-mm slice section.

Key Words : FEM(유한요소법), Cervical(경추), Cage(케이지), Structural Analysis(구조해석)

1. 서론

척추는 인체 신경계 중 가장 중요한 척수를 보호하고 있고, 인체 형상을 유지하고, 지탱하는 가장 기본적인 기관으로서, 복잡한 구조와 함께 운동특성 역시 복잡하다. 척추 중에서 특히 경추(Cervical)는 운동이나 교통사고로 인한 부상과 퇴행성 질환(Degenerative diseases)이 다른 영역에 비해 많은 곳이다.^[1] 이러한 부상과 질환에 대한 치료 방법은 경미한 경우, 약물 치료나 물리치료 등으로 호전되기도 하나 심한 경우에는 신경 차단치료법 및 경추 후궁 확장성 성형술(Cervical expansion Laminoplasty) 등의 수술적 방법도 있지만, 치료법 중 가장 진보되어 있고, 후유증으로 인한 환자의 고통이 가장 적은 치료법은 인체내에 보철물(implant)을 식립(fusion)하는 것이다.^[2]

최근 연구에 따르면 Cage 식립 후에 뼈와 보철물 사이 높은 골 융합률(fusion rate)을 보고하고 있지만, 이것의 판단기준이 각 연구마다 서로 상이하게 나타나고 있다.^{[3][4][5][6]} 또한, 이와 상반되는 연구 결과인 식립 후 침전 및 미세 이동으로 인한 식립 실패에 대해서도 보고 되어지고 있는 상황이다.^{[7][8]}

본 연구에서 사용된 해석 모델은 20 대 후반의 한국 남성의 경추를 CT 촬영하여 획득한 데이터를 이용하여 생성 하였으며, 물성치는 Isotropic, Homogeneous, Linear 으로 가정된 뒤, 유한요소법(FEM)을 이용한 구조해석을 통하여 경추 질환 환자 치료용으로 제작된 Cage 의 구조적 안정성 검토 및 식립된 Cage 주변 뼈의 파손 여부를 확인하여 식립 성공여부에 가장 중요한 초기 안정성 확보에 그 목적이 있다.

2. Cage 설계 및 경추 모델링

2.1 Cage 설계

본 연구에서 사용된 Cage 는 현재 양산되어지고 있는 타 제품에 비하여 조금은 복잡한 형상을 나타내고 있지만, 기존 플레이트(Plate)형태와는 달리, 플레이트의 수를 최소화 할 수 있는 스크류(Screw)를 이용하여 고정함으로써 환자의 부담감소와 함께, 시술자의 편의성을 고려하였다. 또한 다음과 같은 조건을 고려하여 Cage 를 설계 하였다.

○뼈와 융합이 유리한 구조.

- 시술이 용이한 구조로서 여러 개의 플레이트로 확장 하여 고정이 가능.
- 동적 특성을 고려한 설계로서 응력의 집중으로 인한 뼈의 손상 방지.
- 부품 수 및 크기를 줄여 경추의 고정을 간단하고 용이하게 하여 시술 시간 단축.

위의 조건을 고려하여 설계된, Cage 는 티타늄(Ti-6Al-4V, Grade5)으로 제작된 Plate 형태이며, 생체역학적 특성을 고려하여, Screw, Cage Body 및 Cap 파트로 공학적인 측면에서 설계 되었다.

2.2 경추 모델링

해석을 위한 모델은 20 대 후반의 한국 남성의 경추를 1mm 간격으로 CT 촬영 하여 획득한 의료영상 표준 형식인 DICOM 파일을 적층시켜 CAD 중립 데이터인 IGS 형식으로 변환 하였다. 생성된 경추 모델은 해면골(Cancellous Bone)과 피질골(Cortical Bone)로 구성되어 있고, 식립시 제거되는 Endplate 와 Disc 는 모델링에서 제외 되었다. 또한 유한요소 해석을 수행하기 위해 모델링된 C3, C4 와 Cage 사이의 어셈블리(Assembly)작업시 각 파트의 간섭영역은 뼈기 연산을 통해 제거 한 뒤 해석을 위한 모델을 생성 하였다.



Fig. 1 CT Scan for FEA Model

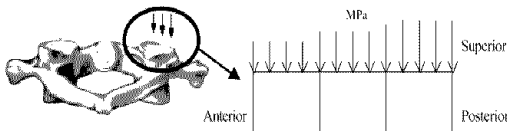


Fig. 2 Loading Condition

3. 해석조건

3.1 경계조건(Boundary Condition)

본 연구에서는 C3-C4 사이에 식립 되었을 상태를 해석 하였으며, 해석을 위한 경계조건은 C4 가장 하단면(Bottom Surface)의 자유도를 모두 구속^[10]하였다.

3.2 하중조건(Loading Condition)

하중조건은 E. C. Teo 의 연구^[10]를 기준으로 하여, Neutral, Flexion, Extension, Bending 등 4 가지 경우로 분류하여 해석을 수행 하였다. 하중은 C3 의 양쪽 Superior articular facet 에 수직으로 작용하는 두 부의 무게에 해당하는 압력을 부여하였으며, Superior articular facet 의 면적을 1 : 2 : 1 로 나누어 각 면적의 압력크기에 따라 위의 4 가지 상태를 구현하였다.

Table 1 Loading Conditions

Description	Superior facet surface pressure (MPa)		
	Anterior	Middle	Posterior
Neutral	0.167	0.167	0.167
Flexion	0.267	0.167	0.067
Extension	0.067	0.167	0.267
Bending	0.334	0.334	0.334

3.3 물성치

해석 모델을 위해 사용된 파트는 피질골, 해면골, 티타늄등 3 가지이며, 각각의 물성치는 Table 2 와 같다.

Table 2 Material Property^{[10][11][12]}

Material	Elastic Modulus (Mpa)	Poisson Ratio
Ti-6Al-4V	113.8	0.34
Cortical Bone	12	0.2
Cancellous Bone	0.1	0.3

Table 3 Number of Node & Element

Part	Material	Nodes	Elements
C3-Cor	Cortical	66414	42148
C3-Can	Cancellous	47689	29060
Cage	Ti-6Al-4V	31174	20123
C4-Cor	Cortical	68633	43269
C4-Can	Cancellous	34596	22541

3.4 MESH

해석은 ANSYS 8.0 에서 수행하였으며, 사용된 요소는 Solid Mesh 타입의 고밀도 방식으로서 4 개

의 Conner Node, 6 개의 Mid-Side Node 와 6 개의 Edge 로 이루어진 Parabolic Tetrahedral 를 사용하였으며, 각각의 Node 는 X, Y, Z 변위에 대한 자유도를 갖는다. 또한 연구의 주 목적이 Cage 의 구조해석에 있으므로, Cage 요소 사이즈는 Mapped Mesh 를 이용하여, 다른 파트보다 조밀하게 분할 하였다. 각 파트의 Mesh 결과는 Table.3 과 같다.

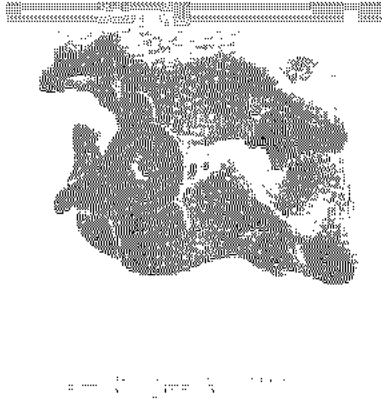


Fig. 3 MESH

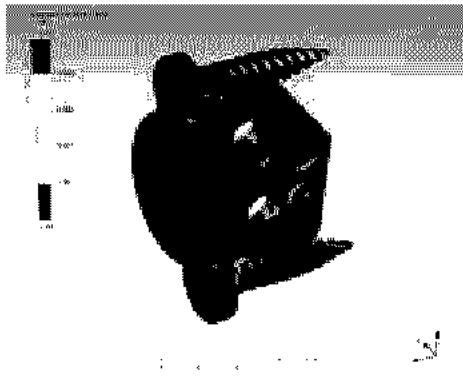


Fig. 4 Von-Mises Stress(Neutral)

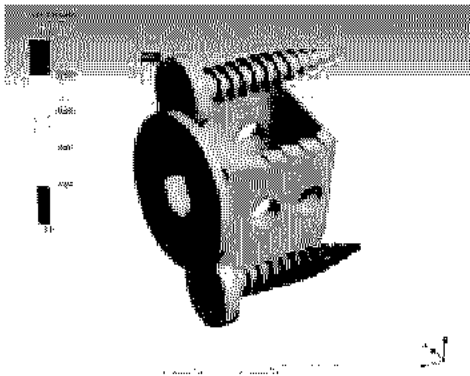


Fig. 5 Deformation (Neutral)

4. 해석결과

해석 결과는 최대 Von-Mises Stress 와 Deformation 을 통하여, 각 파트의 파손과 변형량을 예측 하였다. 스크류 부분은 C3 와 C4 에 각각 하나씩 고정되어 있으며, 모든 하중조건에서 최대 Von-Mises Stress 는 C4 에 고정된 스크류의 끝단에서 발생 하였다. 또한 디스크를 제거 한 뒤 시술하기 때문에 식립된 Cage 의 바디(Body)부에 일정한 압력을 받아 일부 응력의 변화가 발생 하였으나, 디스크를 대신하기에는 충분한 허용응력 범위 이므로 구조상으로는 문제점은 없는 것을 확인 할 수 있다.

또한, Cage 의 식립에 의한 피질골과 해면골에서의 최대 Von-Mises Stress 는 각 파트의 항복응력 보다 작은 값으로 계산 되었다. 이것은 Cage 식립에 따른 사람의 움직임과 체중에 의해 일어나는 하중으로 인해 뼈가 파손되어 케이지의 뽑힘 현상이나 침전등이 없는 것을 의미하고, 장기적인 Cage 식립의 성공을 위한 필수 조건인 초기 안정성 (Initial Stability)이 확보 되었다고 볼 수 있다.

Table 4 Analysis Result(Max.Von-Mises Stress & Max. Deformation)

	Max.Von-Mises Stress (MPa)	Max. Deformation(mm)
Neutral	9.803	0.0127
Flexion	10.133	0.0155
Extension	12.842	0.0281
Bending	18.352	0.0344

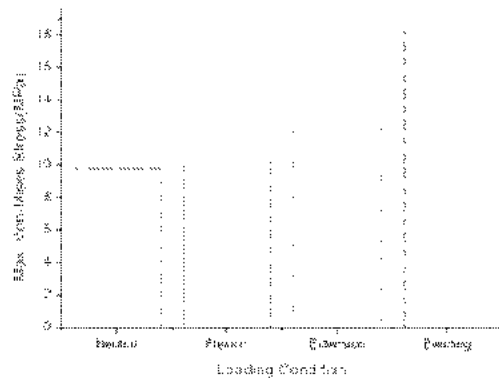


Fig. 6 Max. Von-Mises Stress

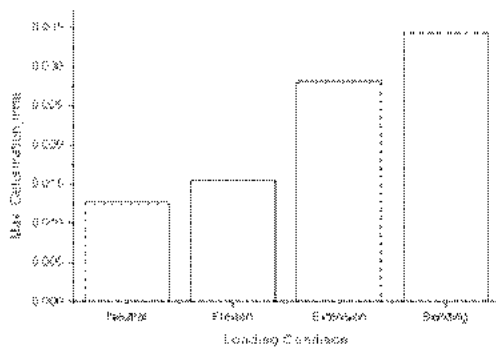


Fig. 7 Max. Deformation

4. 결론

본 연구는 경추 질환 환자를 위한 Cage 를 생체역학적 특성과, 형태학적 특성을 고려하여 설계를 하였으며, 이것을 구조해석을 통하여 구조적 안정성과 식립 성공에 가장 중요한 요소인 초기 식립 안정성^[13]을 파악하였다. 구조해석은 사람 두부의 움직임에 따라 Neutral, Flexion, Extension, Bending 등 4 가지 경우로 하여 해석 하였고, 실제와 같은 경추 형상을 이용하여 해석을 수행 하기 위해 해석 모델은 20 대 후반의 한국 남성의 경추를 CT 촬영하여 획득한 데이터를 이용하여 생성하였다.

해석결과는 Von-Mises Stress 를 이용하여 구조적 안정성을 검증 하였으며, 최대 응력은 모든 하중 조건에서 동일한 위치인 C4 에 식립된 스크류의 끝단에서 발생하였다. 이는 티타늄의 항복강도 보다 작으며, 최대응력이 발생한 주위의 뼈의 응력상태 또한 뼈의 항복강도 보다 작은 값으로 계산 되었다. 이는 일반적인 경우 사람의 움직임과 체중에 의해 일어나는 하중에 의해 스크류 및 Cage 의 파손이 일어나지 않으며, 반대로 식립된 주변의 뼈에서도 Cage 에 의해서 발생한 응력으로 인한 뼈의 파손도 없어 식립 초기 안정성이 확보됨을 확인 할 수 있다.

참고문헌

1. H. W. Hg, E. C. Teo, V. S. Lee, "Statistical Factorial Analysis on the Material Property Sensitivity of the Mechanical Regions of the C4-C6 under Compression anterior and Posterior Shear", Journal of Biomechanics, Vol.37, May 2004, pp. 771 – pp. 777

2. Anne Polikeit, Stephen J. Ferguson, "Factors Influencing Stresses in the Lumbar Spine after tie insertions of intervertebral Cage; finite element analysis", Eur Spine J(2003) 12; pp. 413 – pp. 420
3. Agazzi S, Reverdin A, "Posterior lumbar interbody fusion with cages: an independent review of 71 cases", Journal of Neurosurg, Vol.91, pp.186 – 192
4. Brantigan J, Steffee A, Lewis M, Quinn L, Persenaire J, "Lumbar interbody fusion and the variable pedical screw placement system", Spine, Vol.25 pp. 1437 – pp. 1446
5. Kuslich S, Ulstrom C, Griffith S, Ahern J, Dowdle J, "The bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion: history, techmoques, and 2-year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial.", Spine, Vol.23, pp.1267 – pp. 1279
6. Kuslich S, Danielson G, Dowdle J, "Four-years follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage.", Spine, Vol. 25, pp. 2656 – 2662
7. Mulholland R, "Cages : Outcome and complications.", Eur Spine J, Vol. 9, pp.110 – pp.113
8. McAfee P, "Interbody fusion cages in reconstructive operations on the spine. Current concepts review.", Journal of Bone Joint Surg Am, Vol.81, pp.859 – pp.880
9. Tullberg T, "Failure of a carbon fiber implant: a case report.", Spine, Vol.23, pp.1804 – pp.1806
10. John Currey, "The Mechanical Adaptations of Bone", Princeton UNIV. Press, Princeton, NJ, 1984
11. Myer Kutz, "Standard HandBook of Biomedical Engineering & Design.", McGraw-Hill, NY, 2003
12. Http://www.matweb.com
13. Edward C, Benzel, "Biomechanics of Spine Stabilization.", Thiene, NY, 2001