

## 척추성형술 시술 후 요추의 동적 특성

김상협\*, 고성광(고려대 대학원 기계공학과), 채수원\*\*(고려대 기계공학과),  
박정율(고대의료원 신경외과)

### Dynamic Characteristics of Lumbar Spine After Vertebroplasty

S. H. Kim, S. K. Ko(Mechanical Eng. Dept., KU), S. W. Chae(Mech. Eng. Dept, KU)  
J. Y. Park( Dept. of Neurosurgery, KU Hospital)

#### ABSTRACT

Osteoporosis, one of the age-related disease causes vertebra body fracture due to weakening trabecular bone and makes a substantial effect on load sharing among vertebrae. Recently, vertebroplasty is one of the most popular treatment, as augmenting PMMA into vertebra. Biomechanical studies about vertebroplasty have been evaluated by several experiments or analysis under static loading but there has been no study on response under dynamic loading. This study included the FE analysis of patients who treated vertebroplasty under dynamic loading. For this study, 3-D FE model of lumbar spine(L1-L2) was modeled from CT scanning data and compared with experimental results in vitro in order to validate this model. Biomechanical behavior about each of normal person, osteoporotic patient and patient treated vertebroplasty for quantitative evaluations of vertebroplasty was compared and investigated.

**Key Words** : Vertebroplasty(척추성형술), PMMA(Polymethylmethacrylate), Osteoporosis(골다공증), Lumbar spine(요추), Dynamic response(동적응답), Finite element analysis(유한 요소 해석)

#### 1. 서론

골다공증(Osteoporosis)은 골조직의 부피와 내용의 감소로 인하여 가벼운 충격에도 쉽게 골절되는 골격계 질환이다. 이 질환은 나이와 관련된 현상으로 50 세 이후의 노년층, 특히 여성에게서 흔하게 발생한다. 미국에서는 해마다 1.5 백만명의 골절 환자가 발생하며 그 중 70 만명이 척추 압박 골절이 일어난다.<sup>[1]</sup>

골다공증성 압박골절의 수술법 중 척추성형술(vertebroplasty)은 1987 년 Galibert<sup>[2]</sup> 등에 의해서 도입되었으며 척추체의 장력보완, 안정적 구조 유도 및 동통의 완화를 목적으로 골다공증의 척추체 내로 골강화제를 주입하는 방법이다.

PMMA 주입 척추 성형술에 대한 생체역학적 연구는 PMMA 주입량과 주입 위치에 따른 강도 및 강성의 회복과 시술 후 수반되는 인접한 척추체의 파손 위험성 등 다양한 주제로 이루어졌다. Belkoff<sup>[3]</sup> 등은 골시멘트의 양이 최소 2mL 정도 주입되면 어느 정도 강도가 회복된다고 하였으며 이<sup>[4]</sup> 등은 PMMA를 양쪽에 주입한 경우보다 가운데 부분에 주입한 경우가 가장 효과적으로 척추체 역

할을 보완한다고 하였다. Grados<sup>[5]</sup> 등은 척추성형술 시술 후 오랜 기간이 지난 후 인접한 척추에서 파손 위험성이 있다고 보고하였으며, Polikeit<sup>[6]</sup> 등은 유한요소 해석을 통해 척추성형술 시술 후 인접한 척추체에서 종관의 내부 팽윤으로 인해 파손의 위험성이 증가한다고 하였다. 그러나 현재까지 척추성형술에 대한 생체역학적 거동 연구는 정적하중을 통해서만 이루어지고 있다.

정적하중 상태 하에서도 척추성형술 시술 후 요추의 안정성을 예측할 수 있으나 일상 생활에서 가해지는 동적인 하중, 걸을 때, 계단을 오를 때 혹은 엘리베이터의 멈춤 시의 충격 등에 의해 파손의 위험성이 증가된다. 충격하중에 대한 요추의 응답 특성은 정<sup>[7]</sup> 등에 의해서 충격하중의 결과는 정적 하중의 결과와 크게 다르지 않고 현재까지 이루어진 정적하중 연구 결과들로도 충분히 동적하중 상태를 예측할 수 있다고 하였다. 하지만 척추성형술 시술 후의 동적하중에 대한 응답특성에 대한 연구는 아직 없으며 시술 후 하중분배 양상이 정상인과는 달라지기 때문에<sup>[6]</sup> 충격하중은 파손의 위험성을 증가시킬 수 있다.

본 연구는 유한요소 해석을 통하여 동적 하중에

대한 척추성형술의 생체역학적 기능성을 검증하고자 하였다.

## 2. 유한요소 모델링

본 연구에서 적용한 유한요소 모델은 이 등이 사용한 CT 데이터(T10~L2)를 이용했으며 유한요소 해석은 상용프로그램인 ABAQUS 6.4 를 이용하였다.

### 2.1 요추 모델링

1 mm 간격으로 촬영된 CT 영상 데이터로부터 얻은 점들을 바탕으로 피질골과 망상골을 구별하여 모델링하였으며, 후방요소는 망상골의 양을 정확하게 평가할 수 없으므로 균일한 물성치를 갖도록 단순화 하였다. 척추체와 후방요소는 복잡한 기하형상으로 인해 8 절점 요소 이외에 6 절점과 4 절점을 이용하여 모델하였으며 전체 형상은 Fig.1(a)와 같다.

수핵은 Fig.1(b)과 같이 총 면적의 평균 43% 정도를 차지하며 비압축성 재료 거동을 갖는 6-8 절점 hybrid 요소를 사용하였으며, 섬유륜은 기저층 사이로 복합재 섬유가 첨가된 형태로 섬유는 오직 인장만 받는 요소(Truss element)를 사용하였으며 추간판에 대해 24-45 도, 평균 30 도의 기울기를 가진다. 그리고 기질은 후방이 전방에 비해 조금 더 넓은 형상을 갖도록 모델하였다.<sup>[6]</sup>

7 종류의 인대는 비선형 하중/변형 거동을 가진 axial connector 요소로 모델하였으며 오직 인장에서만 활성화된다.<sup>[8][9]</sup> 후관절은 마찰이 없는 비선형 3 차원 접촉 특성으로 서로간의 간격은 최대 0.75mm 하였다.<sup>[9]</sup>

모델에 적용된 각각의 물성치와 요소 및 개수는 Table.1 과 같다.

### 2.2 척추체 삽입물(PMMA) 모델링

골다공증 환자의 경우 정상인 망상골의 66%, 피질골과 후방요소의 33% 정도 탄성 계수를 감소하였다.<sup>[6]</sup> 골다공증 환자의 골질 척추체에 주입하는 PMMA는 Fig.2 와 같이 원통 형태로 모델하였으며

이<sup>[4]</sup> 등이 제시한 결과를 바탕으로 가운데 부분, L2 상부 종판과 하부 종판에서의 거리가 동일하게 주입하였으며 그 양은 대략 3 cc 정도의 체적을 갖도록 하였다. PMMA재질은 탄성계수가 540MPa이고 포아송비 0.3 을 적용하였다.<sup>[4]</sup> L2-L3 에 대한 척추성형술 실험을 한 Polikeit<sup>[6]</sup> 등은 PMMA를 L1-L2 어느 쪽에 주입하여도 동일한 결과를 가져온다고 하였으며 L3, 즉 아래 척추에 적용한 경우가 더욱 분별하기 쉽다고 하였다. 본 논문에서는 L1-L2 척추체의 L2 에만 주입하고 결과를 확인하였다.

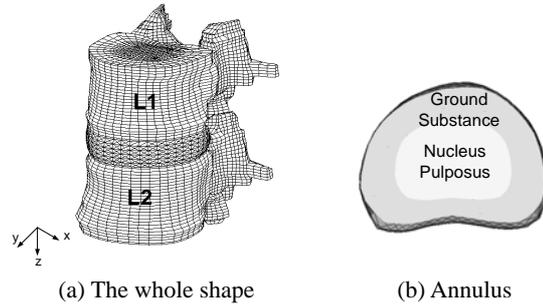


Fig. 1 Finite element model of L1-L2

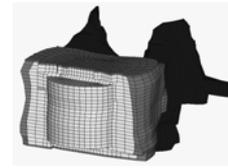


Fig. 2 L2 model with PMMA

### 2.3 하중조건

해석에 사용된 경계조건은 L2 하부 종판은 움직임이 없도록 구속하였다. 하중조건은 먼저 정적인 하중은 수직 압축 하중 1000N을 L1 상부 종판에 균일하게 적용하였으며<sup>[6]</sup> 동적하중의 경우는 70kg의 사람이 엘리베이터의 정지시의 충격을 묘사하기 위해 삼각형 형상의 충격 형태로 최대 700N의 압축 하중이 가해진다고 가정하였다. 엘리베이터는 3 층의 높이에서 초기 3 초 동안 0.267m/s<sup>2</sup> 으로 가속되고 14 초 동안 0.8 m/s로 등속하며 3 초 동안 0.267

Table. 1 Material properties

Material	Element Number(Type)	Elastic Modulus(M Pa)	Possion Ratio	Density	Cross Sectional Area	Reference
Cortical	4221(Solid)	12000/8040	0.3	1.83E-06		[6][10]
Cancellous	18144(Solid)	100/34	0.3	1.00E-06		[6] [10]
Posterior elements	7681(Solid)	3500/2345	0.25	1.83E-06		[6] [10]
Nucleus pulposus	1764(Hybrid)	1.0	0.4999	1.36E-06		[6] [10]
Annulus ground	762(Solid)	4.2	0.45	1.20E-06		[6] [10]
Annulus iber	2028(Truss)	175		2.00E-08	0.273	[7] [10]
Ligaments	20(Connector)					[8][9]

m/s<sup>2</sup>으로 감속한다고 할 때로 가정하였다. 충격이 가해지는 시간은 발산의 위험성을 피하기 위해 총 0.05s로 가정하였으며 시간에 의존하는 implicit Dynamic 방법을 사용하였다.

### 3. 해석 결과

#### 3.1 모델의 검증

본 연구에서 개발된 유한요소 모델이 기존의 in vitro 결과와 비교 검토하였다. 굴곡/신전 (flexion/extension), 측방 굽힘(Lateral Bending), 비틀 (Axial Torsion) 하에서의 모델의 운동영역(Range of Motion)을 실험하였으며 Fig.3 과 같이 기존의 결과와 일치함을 보였다.<sup>[11]</sup>

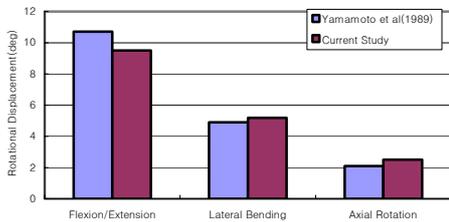


Fig. 3 Range of Motion of L1-L2

동적하중에 대해서는 Fig.4 와 같이 Hakim & King<sup>[12]</sup>의 실험치에 근접하고 있음을 알 수 있다.

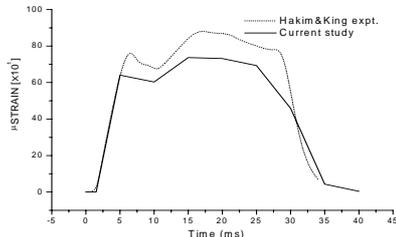


Fig. 4 The Comparison about strain under the dynamic load

#### 3.2 정적하중 하에서의 결과

L2 척추체에 PMMA 주입은 골다공증에 걸린 척추체 L2 에 비해 최대주응력과 상부 종판에서의 변위를 감소하였다. 피질골에서의 최대주응력의 최대치는 L2 상부 종판의 후방부에서 나타났으며 척추성형술 후 환자는 정상인에 비해 높게 나타났지만 골다공증 환자의 경우보다 30% 정도 감소하였다. Fig.5 에서 L2(PMMA 주입)의 상부 종판 변위를 보면 척추성형술 시술 후 환자는 정상인보다는 크지만 골다공증 환자에 비해 매우 개선된 것을 볼 수 있다.

인접한 척추체 L1 의 하부 종판의 내부 팽창은 골다공증 환자에 비해 척추성형술 후 대략 4% 증가하였다. 또한 L1 하부 종판의 최대주응력의 경우도 척추성형술 후 중앙 부위에서 7% 정도 높게 나

타나고 있다. L1 망상골에서의 최대주응력의 최대치는 척추성형술 시술 후 4% 정도 높게 나타났다. 후관절의 접촉력은 6% 감소하였으며, 수핵의 압력은 3% 증가하였다. 반면에 기질에서의 응력은 거의 변하지 않았다. 이 결과는 Polikeit 등의 연구 결과와 동일하며, 그가 보고한 바와 같이 척추성형술 후 하중은 전방 척추체 쪽으로 이동되기 때문이다.

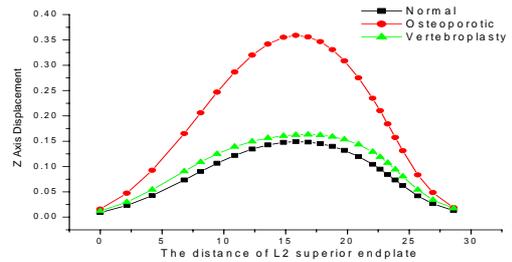


Fig. 5 Displacements of superior end plate of L2

위 결과는 척추성형술 시술은 압축하중에 대해 PMMA 가 주입된 척추체를 정상인에 근접하는 강도로 보완해주는 역할을 하지만 하중 이송의 변화를 가져오며 이에 따라 인접한 척추체의 종판의 파손 위험을 증가시키며 종판의 내부 팽창은 망상골에 더 높은 응력을 야기한다.

#### 3.3 동적하중 하에서의 결과

동적 압축하중에 의한 척추체의 거동을 살펴보면 Fig.6 에서 보는 바와 같이 관성력으로 인해 하중의 최대치 시간 0.025 초를 지나 대략 0.029 초 정도에서 하중 작용 방향으로 최대의 변위가 일어난다. 변위가 최대가 되는 순간까지 척추체 L1 의 전방부가 후방부보다 더 하방으로 변형되다 하중이 감소되면서 전방부가 상방으로 변형한다. L1 전방부는 하중이 완전히 제거되기 전에 원래의 있던 위치보다 더 상부로 올라가게 된다. 골다공증 환자의 경우가 가장 큰 변위값을 가지며 척추성형술 시술 후의 변위는 정상인에 근접하는 것을 볼 수 있다.

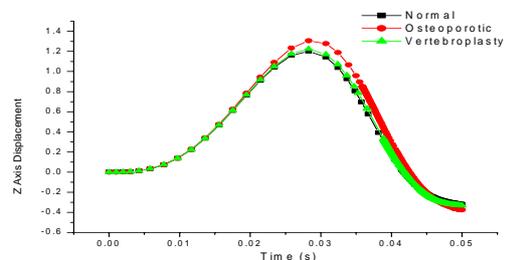


Fig. 6 Displacement of L1 superior-anterior point through the time

L2 상부 종판 중심부의 하부 변위는 Fig.7 에서 보

는 바와 같이 정적하중의 결과와 동일한 양상을 가 지나 정적하중(1000N)을 가했을 때의 최대 변위와 거의 동일하게 나왔다. 이것은 충격하중의 경우 동일한 정적하중보다 종관에 더 많은 변형이 일어난다는 것을 알 수 있게 해준다.

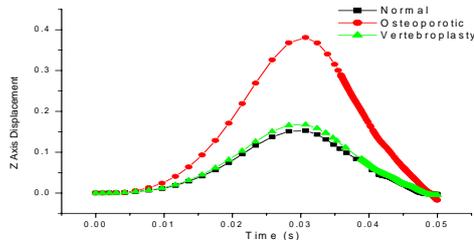


Fig. 7 Displacement of L2 superior-center point through the time

L1 종관 중심부에서의 최대주응력을 보면 0.03 정도에서 최대가 되며 골다공증 환자에 비해 척추성형술 시술 후 8.5% 정도 증가하였으며 수핵의 압력은 4.7% 증가하였다. 후관절의 접촉력은 15% 정도 감소하였다. 이 결과는 정적하중에서의 양상과 동일하나 그 크기는 동일하중을 고려해볼 때 매우 높아진 것을 알 수 있다. 따라서 동적하중이 정적하중의 경우보다 척추성형술 시술 후 인접한 척추체의 파손에 더욱 기여한다. 즉 PMMA 주입 후 장기적 측면에서 볼 때 인접한 척추체의 파손은 동적하중이 중요한 인자임을 유추할 수 있다.

L1 척추체의 상부 들림 현상은 하중이 줄어들면서 기질 전방부의 탄성 복원력에 의해 후관절의 부딪힘을 일으키고 척추체는 신전시와 같은 모멘트를 발생시킨다. 또한 이것은 L1 척추경(pedicle)에 매우 큰 최대주응력을 발생시킨다.

#### 4. 결론

1. PMMA 주입은 주입된 척추체의 안정성을 높이는 데 기여는 하지만 인접한 정상 척추의 파손을 촉진시킬 수 있다.
2. 충격하중은 동일한 하중을 고려할 때 정적하중보다 변위와 응력을 증가시키며 충격 후 하중의 감소 시 척추체 전방의 상부 들림 현상을 일으킨다.
3. PMMA 주입에 따른 인접한 척추체의 파손은 정적하중에 대한 영향보다 동적하중에 의한 영향이 더욱 크다.

#### 참고문헌

1. B.L. RIGGS, et al, "The Worldwide Problem of Osteoporosis : Insights Afforded by Epidemiology", Bone, Vol. 17, No. 5, pp505S-511S, 1995

2. Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al., "Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty", Neurochirurgie, vol. 33, pp. 166-168, 1987
3. Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, et al., "The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior", Spine, Vol 26, No. 14, pp 1537-1541. 2001
4. 이준형, 전성재, 채수원, 외 5 인, "척추성형술 시술에서 PMMA 주입 형태에 따른 흉추의 생체역학적 특성", J.Biomed.Eng.Res.
5. Grados F, Depriester C, Cayrolle G, et al., "Long-term observations of vertebral osteoporotic fractures treated by percutaneous vertebroplasty", Rheumatology (Oxford), vol. 39, pp. 1410-1414, 2000
6. Anne Polikeit, Lutz Peter Nolte, Stephen J. Ferguson, "The Effect of Cement Augmentation on the Load Transfer in an Osteoporotic Functional Spinal Unit", Spine, Vol. 28, No. 10, pp 991-996, 2003
7. 정준모 외 3 인, "비선형 3 차원 유한요소 모델을 이용한 동적 충격하중 상태에서 요추의 응력분포의 해석", J. of Korean Orthop. Assoc., Vol. 30, No. 4, pp. 795-807, 1995
8. Frank A. Pintar, Narayan Yoganandan, et al, " Biomechanical Properties of Human Lumbar Spine Ligaments", J. Biomechanics, Vol. 25, No. 11, pp. 1351-1356, 1992
9. Guilhem Denoziere, David N. Ku, "Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc", J. Biomechanics, Available online 5, 2005
10. Lee CK, Kim YE, et al., "Impact response of the intervertebral disc in a finite element model", Spine, Vol. 25, No. 19, pp. 2431-2439, 2000
11. Isao Yamamoto, et al., "Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint", Spine, Vol. 14, No. 11, pp. 1256-1260, 1989
12. Hakim NS and King AI, "A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification", J.Biomech, Vol. 12, No. 4, pp. 277-292, 1979
13. J.W. Lim, Jae Youn Jeong, S.K. Ha, "Design of Composite Hip Prosthesis Considering the Long-Term Behavior of the Femur", JSME International Journal, vol 46, No 3, Page 991-999, 2003.