

골밀도를 고려한 척추성형술의 생체역학적 평가

김동을*, 채수원#, 이태수**, 박정을***, 서중근***, 최귀원****

Biomechanical Evaluation of the Vertebroplasty Based on Bone Density

Dong Ryul Kim*, Soo Won Chae#, Tae Soo Lee**
Jung Yul Park***, Jung Gun Suh*** and Kui Won Choi****

ABSTRACT

In this paper, three dimensional finite element analyses have been performed to investigate the biomechanics of vertebroplasty in patient accurate FE models have been constructed from CT images of a PMMA injected vertebra. In order to apply various material properties of the spine(T12), the functional relation between the well known apparent density and HU(Hounsfield unit) from CT image were employed and thus real material properties can be assigned to each element of FE model. The FE analysis showed similar results with the experiments. With this approach accurate analysis of the vertebroplasty and its clinical applications can be expected.

Key Words : Vertebroplasty(척추성형술), Osteoporosis(골다공증), Biomechanical study(생체역학적 연구), Finite element analysis(유한요소해석), PMMA(폴리메틸메타크릴레이트), Compression fracture(압박골절), Material properties(재료물성치)

1. 서론

최근 인간의 평균 수명이 늘어나면서 노령인구가 증가하게 되고, 이에 따른 골다공증의 유병률도 높아지게 되었다. 골다공증으로 인하여 발생하는 척추압박골절(compression fracture)은 구조적으로 척추체(vertebral body)가 압박됨으로 인하여 골조직의 부피 감소와 변형을 일으키며 이로 인하여 척추체의 기능을 상실하게 된다.¹ 이러한 생체역

학적인 변화로 인하여 척추체의 기능을 상실하게 되고, 이로 인한 연부 및 신경조직에 대한 이차적인 압박을 유발하여 신경계의 장애나 나아가서는 심한 동통을 일으키게 된다. 골다공증에 의한 척추 압박골절은 골조직의 부피와 내용이 감소하면서 뼈가 가벼운 충격에도 쉽게 골절되는 것으로 뼈의 골절 중 가장 흔하게 발생하는 질환이다.¹⁻³ 척추성형술(vertebroplasty)은 골다공증에 의한 척추압박골절에 대한 수술법 중 이러한 문제점들을

접수일: 2005년 9월 12일; 게재승인일: 2006년 6월 16일

* 고려대학교 기계공학과 대학원

교신저자: 고려대학교 기계공학과

E-mail swchae@korea.ac.kr Tel. (02) 3290-3367

** 서강대학교 기계공학과

*** 고려대 의료원

**** 한국과학기술연구원(KIST)

해결하기 위하여 가장 최근에 개발된 방법이다. 이는 병적으로 압축된 척추체의 장력보완, 안정적 구조유도 및 동통의 완화를 목적으로 압박된 척추체내로 인공생체물질인 골 강화제를 Fig. 1 과 같이 주입하는 방법이다.^{4,7} 이 방법은 다른 수술 방법에 비하여 가장 이상적인 방법이라고 할 수 있으며, 골다공증환자 이외에 척추의 혈관종⁸이나 전이성암^{8,9} 환자에서도 시술이 적용될 수 있고 점차 그 대상의 범위도 확대될 수 있다는 장점이 있다. 그러나 아직까지 이에 대한 연구가 정성적 분석이나 임상경과의 통계분석에 대한 보고에 그치고 있으므로 골조직의 정량적이며 생체역학을 기초로 한 정량적이고 과학적인 분석이 필요하다.

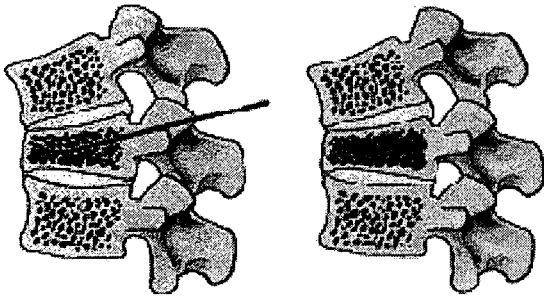


Fig. 1 Vertebroplasty

본 연구에서는 골다공증 환자의 압박골절을 치료하기 위해 사용되고 있는 척추 성형술을 유한요소법을 이용하여 정량적으로 평가하고자 하였다. 이를 위해 뼈에 대한 유한요소모델 생성시 골피질, 해면골, 인공삽입물 등을 구분 생성하여 각 부위별로 국부적으로 서로 다른 물성치를 적용할 수 있도록 하였다. 특히 요소별 물성치를 적용하게 되므로 해면골 등을 보다 정확하게 모델링 할 수 있게 되어 보다 정확한 흉추의 해석이 가능하게 된다.

2. 유한요소 모델링

본 연구의 유한요소 모델은 골다공증환자(69 세 여성 - 고려대학교 안산병원 신경외과의 척추성형술 시술환자)의 CT 를 바탕으로 하였다. Fig. 2 에서 보는 바와 같이 이 CT 는 1mm 간격으로 촬영

된 흉추(thoracic) T11 에서 요추(lumbar) L1 사이의 단면 영상정보이며, 실제 골다공증 환자들에게서 골절이 가장 많이 발생하는 부위인 T12 흉추의 데이터를 추출하여 3 차원 라인 척추모델을 생성하였다.¹⁰

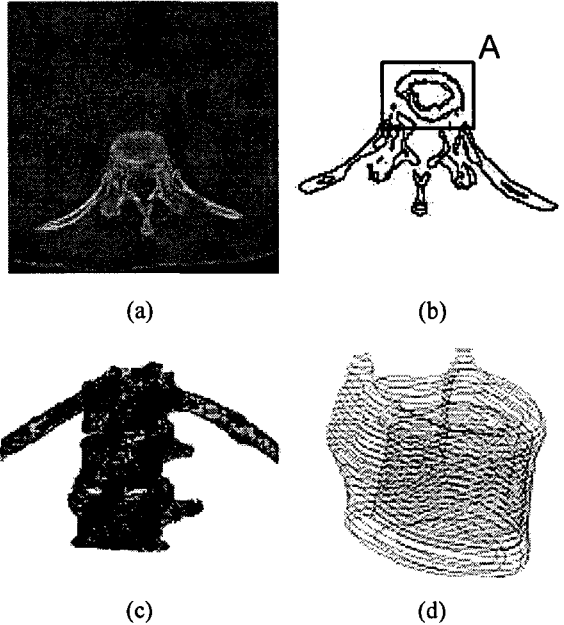


Fig. 2 Extracted contours from medical image

- (a) a medical image of a slice of a human vertebra
- (b) a point model of (a)
- (c) a point model of a vertebra column (T11~L1)
- (d) a final contour model for region A of a vertebra (T12)

2.1 흉추의 모델링

CT 의 영상데이터로부터 얻어진 점들을 바탕으로 피질골(cortical bone)과 망상골(trabecular bone)을 구별하여 Fig. 3 에서 보는 바와 같이 유한요소 모델을 구성하였다.^{11,12} Fig. 4 는 모델링한 흉추 T12 의 크기를 나타내고 있다. 흉추 상부와 앞부분의 변화상태를 알아보기 위한 것으로 후방요소인 횡돌기(transverse process)나 상관절돌기(superior articular process), 극돌기(spinous process) 등은 모델링에서 제외하였다.

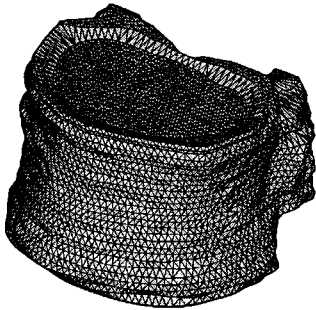
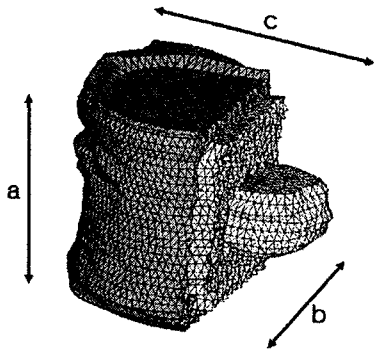


Fig. 3 Modeling of CT Image

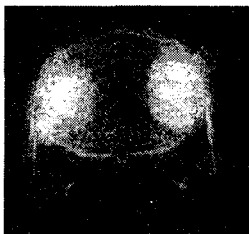


Cortical bone	Trabecular bone
a = 26.13 mm	a = 21.02 mm
b = 30.01 mm	b = 24.57 mm
c = 41.07 mm	c = 34.61 mm

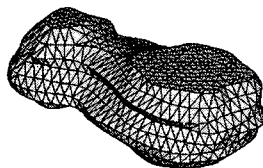
Fig. 4 Cortical bone and Trabecular bone of T12

2.2 척추체 삽입물(PMMA)의 모델링

골다공증 환자의 골절 척추체에 주입하는 PMMA (polymethylmethacrylate)는 Fig. 5 (a)에서 보는 바와 같이 CT 영상을 바탕으로 Fig. 5 (b)와 같은 형상으로 모델링 하였다.



(a) CT image



(b) FE model

Fig. 5 PMMA model

척추성형술 시술시 부위당 4~8 cc 정도의 골 시멘트를 주입하는데, 실험적으로는 척추체 용적의 약 30%정도가 적당하다는 보고가 있으며, 본 연구의 유한요소 모델에서의 PMMA 는 약 6.93 cc 로, 이는 척추체 용적 30% 보다 조금 적은 양이다.¹ 이와 같이 구성한 정상 흉추와 PMMA 를 주입한 흉추 모델의 피질골, 망상골, PMMA 에는 모두 10 절점 사면체요소(C3D10)를 사용하였으며 각 영역별 요소의 갯수는 Table 1 에 나타나 있다.

Table 1 Number of elements

Model		Number of elements	Total number of elements
I	Cortical bone	20,338	32,876
	Trabecular bone	12,538	
II	Cortical bone	20,338	32,876
	Trabecular bone	10,102	
	PMMA	2,436	

Fig. 6 에서 보는 바와 같이 본 연구에서 사용한 척추체 특정 단면의 결보기 밀도와 이를 바탕으로 Fig. 7 에서 보는 바와 같이 골밀도에 따른 영률(Young's modulus)의 등고선을 나타낼 수 있으며, 이를 이용하여 PMMA 를 주입할 위치(골밀도가 가장 낮은 부위)를 선정하는데 유용한 자료로 사용될 수 있으며, 연구결과를 바탕으로 척추성형술 시술 시 주입되는 PMMA 의 양을 환자에게 알맞게 적용함으로써 PMMA 에 의한 척추성형술의 부작용인 열발생(exothermic property 현상)과 척추체의외로의 유출등을 예방할 수 있다.¹³

Unit: g/cm³



Fig. 6 Contours of the apparent bone density

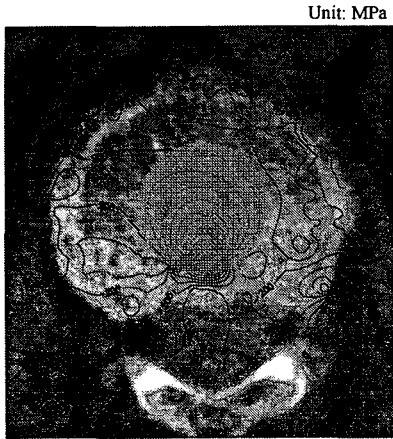


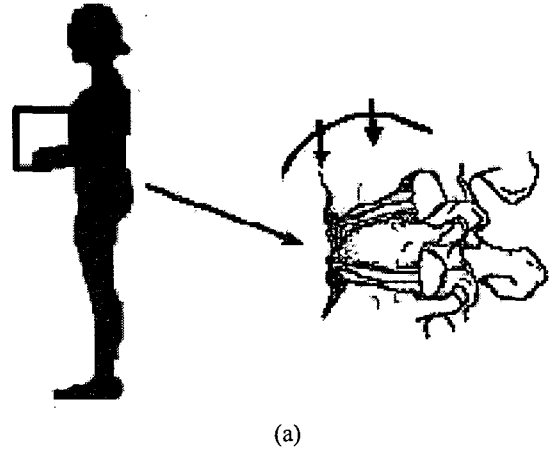
Fig. 7 Contours of the predicted Young's modulus as PMMA injected in central region

2.3 하중조건

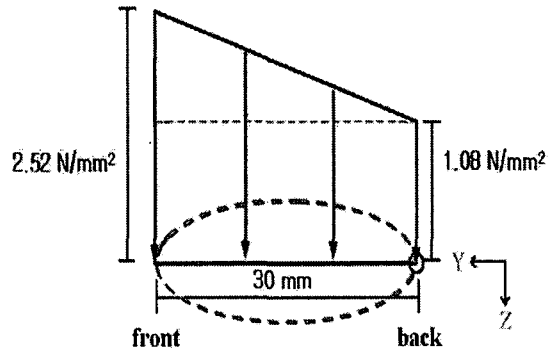
기존의 연구들은 척추체 상부 표면에 균일한 힘을 가한 연구들이 대부분이었다.⁷⁻¹⁴ 그러나 정상 성인의 척추체에서 망상골의 분포형태는 척추체 후방에서 전방에 걸쳐 경사지게 구성되어 있고, 이로 인하여 척추체의 전방-상부에는 망상골이 30%정도 적게 분포되어 척추체 중심부에 힘이 가하여 졌을 때 척추체 후방의 돌기들과 인대의 작용으로 발생하는 굽힘(bending)에 의하여 척추체 앞부분에 압박변형이 일어날 가능성이 크며, 이런 현상을 보완하기 위하여 연령이 높아지면서 척추체 중심의 혈관계 구성부분의 분포가 전방부로 이동하여 전방부의 망상골 부족을 보완해주는 역할을 하게 된다. 고령이 되면서 골다공증이 발생하게 되고 이에 따른 굽힘의 작용으로 인하여 척추체 전방부위는 보다 많은 힘이 가해지게 된다.¹⁵⁻¹⁷ 본 연구에서는 연구에 참여한 임상자의 의견을 고려하여 Fig. 8(a), (b)에서 보는 바와 같이 추체 상부의 앞부분과 뒷부분에 2.52N/mm² : 1.08N/mm² (7:3)의 비율로 힘을 적용하였다.

해석에 사용된 하중조건은 체중이 70 kg 인 사람이 양손에 20 kg 의 물체를 들고 서 있을 때 척추 T12 상부에 미치는 측정값을 사용하였다. 이 값은 기존의 임상 실험을 통하여 얻은 값이며, 이때 흉추 상부에 미치는 총 힘은 1500 N 이다.

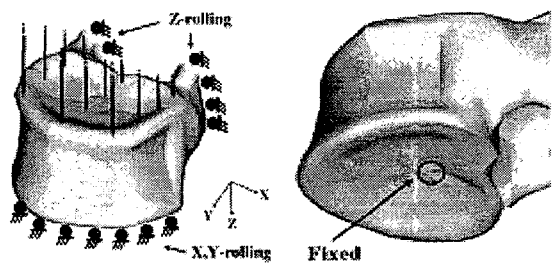
하중의 적용은 척추체 상부 표면의 각 요소에 수직으로 가해지도록 구성하여 상부 추간판에서의 힘전달과 유사하도록 하였다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 8 Loading conditions of T12

또 실제 척추체의 움직임을 고려하여 Fig. 8 (c) 흉추 밑부분의 일부 절점만을 고정하였으며 뒷부분의 절점은 z 방향으로 움직일 수 있도록 하였다

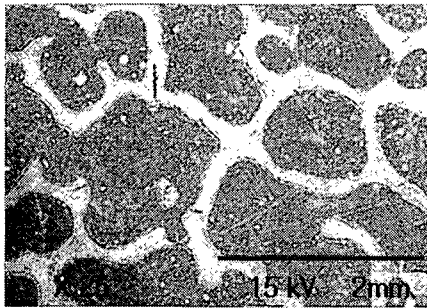
2.4 물성치 적용

Fig. 9 (a)에서 보는 바와 같이 척추성형술 시술 전의 망상골 영역과 Fig. 9 (b)의 척추성형술 시술

후 PMMA 가 주입된 망상골 영역은 뼈와 공극 그리고 PMMA 가 확연한 구분을 보이고 있다. 이러한 구조에 균일한 물성치를 적용한다는 것은 유한요소해석 결과에 있어 실제와는 다른 결과를 야기할 수 있다.



(a) Before PMMA injection



(b) After PMMA injection

Fig. 9 CT images of trabecular bone

본 연구에서는 기존의 알려진 겉보기 밀도 (apparent density, ρ)와 CT 영상의 HU(hounsfield unit or CT number)*를 공동연구에서 실험적으로 구한 함수관계 식 (1)¹⁸ 을 이용하여 해석에 필요한 유한요소모델의 각 요소별 영률을 얻었다. 일반적인 HU 값은 다음과 같다.

- 물은 0 HU
- 공기는 -1000 HU
- 피질골은 1000HU 이상
- 망상골은 -15 ~ 1400 HU 이다.

일반적으로 CT Image 는 뼈 (bone), 연조직 (tissue), 배경 (background)으로 구성되며, 조직 사이에

는 각 부분에 대한 고유의 HU 에 의한 밝기의 차이를 두고 있다. Fig. 8 의 방법으로 척추체 모델의 각 요소별 맵핑을 수행하여 물성치를 적용함으로써 실제 흉추와 가까운 값을 대입하였다. 위와같이 정의된 HU 값의 평균을 이용하여 기존의 연구자들에 의해 밝혀진 겉보기 밀도와 HU 와의 관계를 식(1)에 표현하였다.

$$\rho \text{ (g/cm}^3\text{)} = 0.0013 * (\text{CT number}) + 0.103$$

(1)

$$E = 719\rho^{1.565} \text{ [MPa]}$$

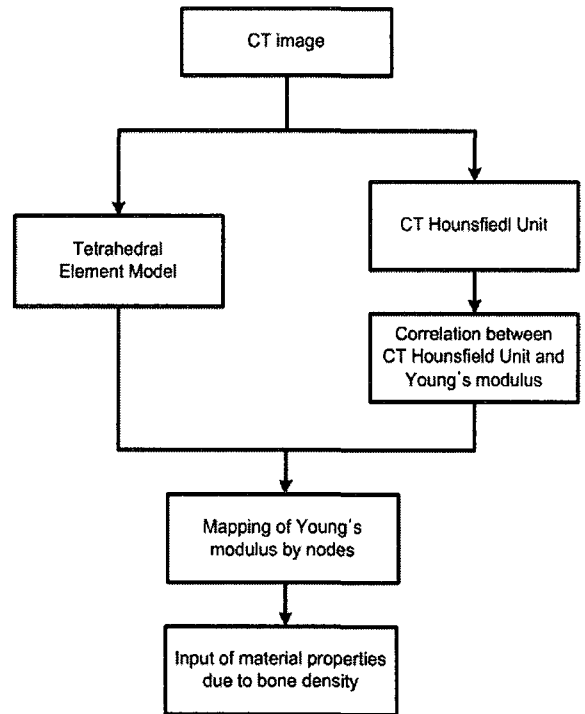


Fig. 10 Determination of material properties due to bone density from CT image

*HU: 인체내 각 조직의 X-ray 흡수차. 뼈를 +1000 으로, 공기를 -1000 으로 범위를 설정하는 하운스필드 단위 (Hounsfield unit), (Hounsfield Unit =CT number)

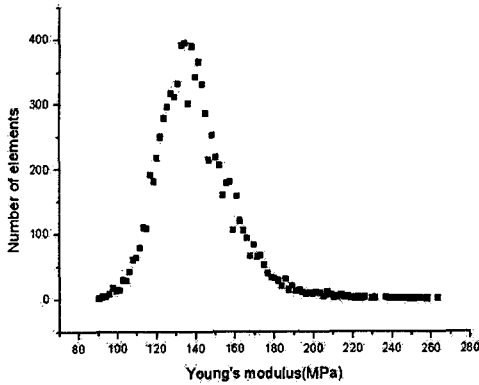


Fig. 11 Distribution of material properties of the vertebra

본 연구에 적용된 망상골 부분 물성치 범위는 Fig. 10 에서 보는 바와 같으며, 일반적인 환자의 망상골 부분의 영률이 88MPa, 정상인의 영률이 268MPa 이며 연구의 모델링에 사용된 CT data 가 환자임을 고려해 볼 때 본 연구에 적용된 요소별 영률의 적용이 타당함을 확인할 수 있다.¹⁸⁻²⁰ PMMA 의 물성은 PMMA 가 흉추내에 삽입되어 망상골과 섞여 있을 때의 물성치를 적용하였다.¹⁷

Table 2 Material properties of the vertebra

		Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Normal person	Cortical bone	17583	0.3
	Trabecular bone	264	0.2
Patient	Cortical bone	6495	0.3
	Trabecular bone	88 ~ 270	0.2
	PMMA	540	0.3

Table 2 는 유한요소모델에 사용된 요소의 영률을 나타내며, 이 때 PMMA 는 고분자 분말(polymer powder) 과 MMA(methylmethacrylate) 의 비율이 1.5 g/ml 인 상태로 주입되었으며 적용 물성치는 실험

치의 평균값을 적용하였다.¹⁸

Table 3 Type of the analysis

patient – uniform material	척추성형술 시술 전 환자로 단일 영률 적용 (88 MPa)
patient – elementwise material	척추성형술 시술 전 환자로 불균일 영률 적용 (88~270 MPa)
vertebroplasty – uniform material	척추성형술 시술 후 환자로 단일 영률 적용 (88MPa, 540 MPa)
vertebroplasty – elementwise material	척추성형술 시술 후 환자로 불균일 영률 적용 (88~540 MPa)
normal – weak bone	골밀도가 낮은 정상인 (100 MPa)
normal – strong bone	골밀도가 높은 정상인 (265 MPa)

유한요소해석은 Table 3 에서와 같이 여섯 가지 모델로 구분하였으며, normal 은 골다공증이 없는 정상인 중 골밀도가 가장 낮거나 높은 경우를 적용하여 척추성형술 환자의 유한요소 해석결과와 비교하고자 하였다.^{19,20} 이와 같이 구성한 모델에는 모두 10 절점 사면체요소(C3D10)를 사용하였으며, 유한요소해석은 상용프로그램인 ABAQUS™ 를 이용하였다. 구성한 모델을 바탕으로 흉추 상부의 변위와 골절이 가장 많이 발생하는 흉추 앞부분의 응력분포를 분류하여 조사하였다.

3. 해석결과

구현된 유한요소 모델의 검증용 위해 압축 수직 하중을 가하여 상판 중심에서의 최대 변위를 측정한 Brinckmann²¹ 등의 실험 결과 값과 본 연구에서 사용된 모델링 중판의 최대 변위 값을 비교하였다. 실험 조건과 동일하게 1500N 과 3000N 의 수직 압축 하중을 가하여 척추체 상중판의 최대 변위 값을 비교한 결과, Brinckmann 등의 실험 결과와 매우 유사한 값을 나타내어 본 연구에서 사용된 척추체의 유한요소 모델의 타당성을 검증하

었다. Brinckmann 등의 실험 결과와 유한요소 모델의 검증 결과를 Fig. 12 에 나타내었다.

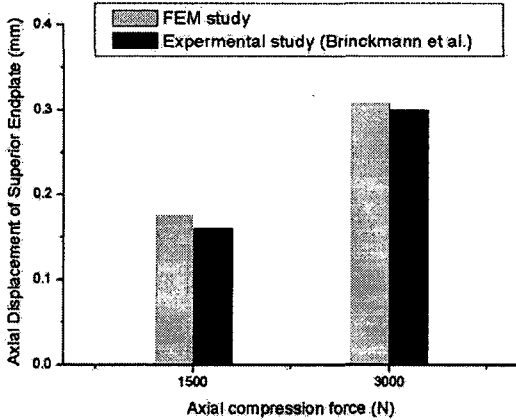
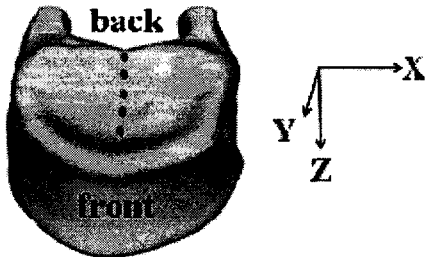
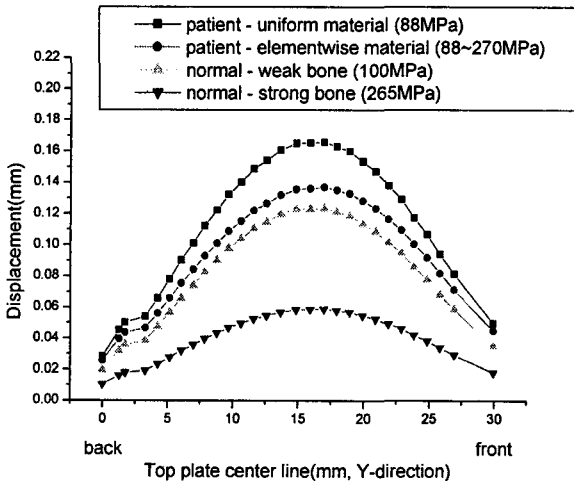


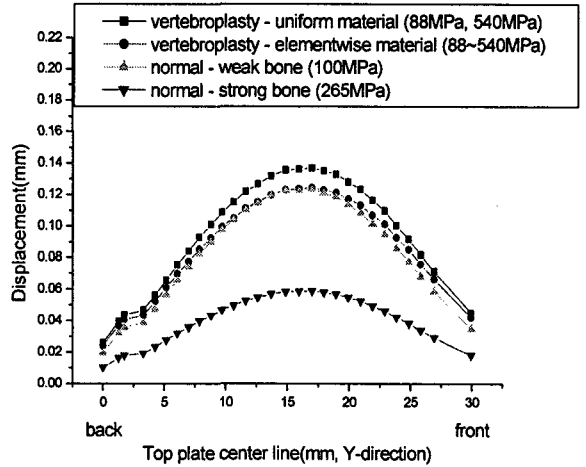
Fig. 12 Comparison of result with pervious data



(a) Investigated location



(b) Application of uniform material property



(c) Application of elementwise material property

Fig. 13 Displacements of top plate

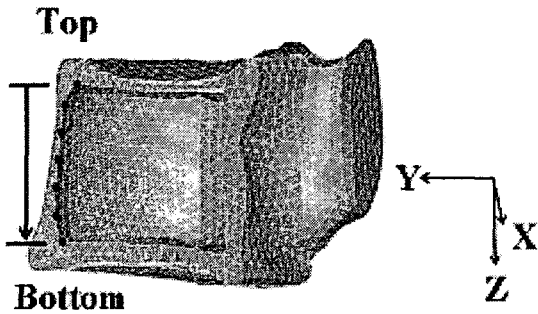
정상인, 척추성형술 시술 전 환자, 척추성형술 시술 환자의 흉추 해석결과를 Fig. 13(a)의 모델 상판의 뒤쪽에서 앞쪽까지의 중심 절점을 Z 방향으로의 변위를 비교하였다.

Fig. 13 (b)는 균일한 단일 물성치를 적용한 유한요소 모델의 해석결과로 골다공증 환자의 경우 흉추 윗판의 중앙변위가 약 0.17 mm 였으나 PMMA 주입 후 0.15 mm 로 변위가 감소함을 알 수 있으며, Fig. 13 (c)는 불균일한 요소별 물성치를 적용한 해석 결과로 골다공증 환자의 경우 변위가 0.14 mm 에서 PMMA 주입 후 0.12 mm 로 변위가 감소함을 알 수 있었다. 이는 척추체에 주입된 PMMA 가 골다공증으로 골밀도가 감소한 척추체에 미치는 힘을 분산하여 과도한 변형이나 골절을 방지해 줌을 알 수 있다.

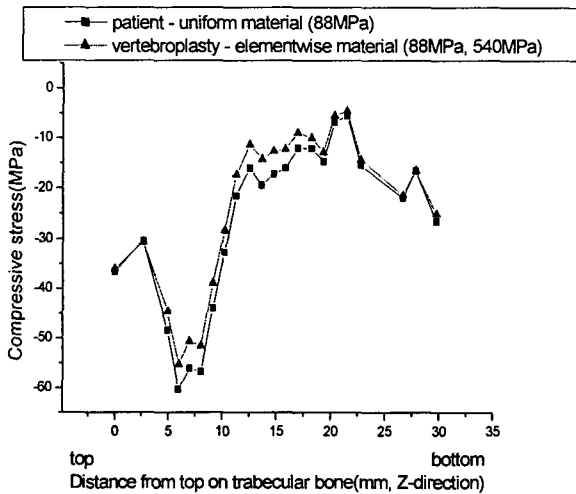
Fig. 13 (b)와 (c)를 비교해 볼 때, 균일한 단일 물성치 적용시보다 불균일한 요소별 물성치를 적용하여 유한요소 해석을 할 때 척추체 상판의 Z 축 방향으로의 변위가 골밀도가 낮은 정상인의 변위차에 근접함을 알 수 있다.

척추체 상부에 힘이 가하여 졌을 때 굽힘에 의하여 척추체 앞부분에 압박변형이 일어날 가능성이 크므로 Fig. 14(a)의 척추체 전방부의 압축응력을 조사하였다. 골다공증 환자의 경우와 PMMA 를 주입한 환자의 경우를 비교하였으며, 물성치가 다른 정상인의 압축응력은 비교에서 제외하였다.

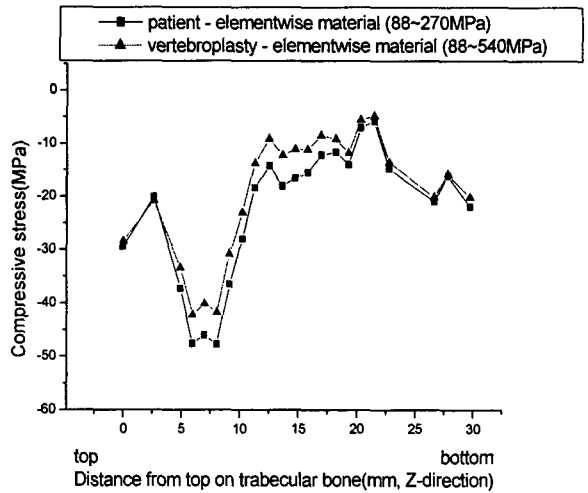
Fig. 14 (b)와 (c)에서와 같이 척추체의 전방부위 (5 mm ~ 10 mm) 에 상대적으로 많은 압축 응력이 발생함을 알 수 있으며, 척추성형술 시술 후 척추체내 주입된 PMMA 가 전방부 피질골의 압력을 분산하여 골다공성 척추의 보완역할을 하고 있음을 알 수 있다. 척추체 상부변위차에서와 마찬가지로 척추체 전방의 압축응력 또한 균일한 단일 물성치 적용시와 불균일한 요소별 물성치 해석시 결과 값이 다를 수 있다.



(a) Investigated location



(b) Application of uniform material property



(c) Application of elementwise material property

Fig. 14 Minimum principal stress of vertebral body on front

4. 결론

본 연구에서는 척추성형술 시술시 PMMA 주입에 따른 흉추의 생체 역학적 특성 변화를 연구하였다. 연구방법에 있어 대부분의 생체에 대한 자동 요소망생성 기법들이 골피질, 해면골, 인공삽입물 등을 구분하지 않고 하나의 영역으로 요소망을 생성하였으나, 본 연구에서는 각 부위의 물성에 따라 체적을 구성하고 각 체적에 대해 요소망을 독립적으로 생성하기 때문에 골피질, 해면골, 인공삽입물 등을 구분하여 물성치를 적용할 수 있었으며, 이는 기존의 균일한 단일 물성치의 적용 연구법보다 한 단계 발전된 연구 방법으로 볼 수 있다.

본 연구로 척추성형술에 사용되는 PMMA에 의한 척추의 골절을 예방할 수 있음을 알 수 있으며, 균일한 단일 물성치 적용시보다 요소별 물성치를 적용하는 경우 변위가 최대 30%, 압축응력은 20% 정도 줄어들게 되며, 척추성형술의 보다 정확한 평가가 가능하게 된다.

참고문헌

1. 대한정위기능신경외과학회, 이연 외 13 인, “척추성 통증의 최소침습적 치료,” 의학출판사, 서울, pp. 127-134, 2004.
2. Melton, L. J. 3rd, Kan, S. H., Frye, M. A., Wahner, H. W., O’Fallon, W. M. and Riggs, B. L., “Epidemiology of vertebral fractures in women,” *American Journal of Epidemiology*, Vol. 129, No. 5, pp. 1000-1011, 1989.
3. Jensen, M. E., Evans, A. J., Mathis, J. M., Kallmes, D. F., Cloft, H. J. and Dion, J. E., “Percutaneous Polymethylmethacrylate Vertebroplasty in the Treatment of Osteoporotic Vertebral Body Compression Fractures: Technical Aspects,” *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 18, No.10, pp. 1897-1904, 1997.
4. Gangi, A., Kastler, B. A. and Dietemann, J. L., “Percutaneous vertebroplasty guided by a combination of CT and fluoroscopy,” *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 15, No.1, pp. 83-86, 1994.
5. Ide, C., Gangi, A., Rimmelin, A., Beaujeux, R., Maitrot, D., Buchheit, F., Sellal, F. and Dietemann, J. L., “Vertebral haemangiomas with spinal cord compression: the place of preoperative percutaneous vertebroplasty with methyl methacrylate,” *Neuroradiology*, Vol. 38, pp. 585-589, 1996.
6. Cotton, A., Boutry, N., Cortet, B., Assaker, R., Demondion, X., Leblond, D., Chastanet, P., Duquesnoy, B. and Deramond, H., “Percutaneous vertebroplasty: state of the art,” *RadioGraphics*, Vol. 18, pp. 311-320, 1998.
7. Liebschner, M. A., Rosenberg, W. S. and Keaveny, T. M., “Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty,” *Spine*, Vol. 26, No.14, pp. 1547-1554, 2001.
8. Cotton, A., Dewatre, F., Cortet, B., Assaker, R., Leblond, D., Duquesnoy, B., Chastanet, P. and Clarisse, J., “Percutaneous vertebroplasty for osteolytic metastases and myeloma: Effects of the percentage of lesion filling and the leakage of methyl methacrylate at clinical follow-up,” *Radiology*, Vol. 200, No. 2, pp. 525-530, 1996.
9. Kaemmerlen, P., Thiesse, P., Bouvard, H., Biron, P., Mornex, F. and Jonas, P., “Vertebroplastie percutanee dans le traitement des metastases: technique et resultats,” *Radiology*, Vol. 70, pp. 557-562, 1989.
10. Ryu, J. H., Kim, H. S. and Lee, K. H., “Contour based Algorithms for Generating 3D Models from CT Images,” *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 20, No. 4, pp. 174-182, 2003.
11. Kwon, G. H., Chae, S. W. and Lee, K. J., “Automatic generation of tetrahedral meshes from medical images,” *Computers and Structures*, Vol. 81, pp. 765-775, 2003.
12. Lee, J. H., Chae, S. W., Lee, T. S., Suh, J. G., Park, J. Y., Kim, S. D. and Lee, K. H., “Biomechanical Evaluation of PMMA Injection Vertebroplasty,” *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 25, No. 1, pp. 27-32, 2004.
13. Kim, S. D., Park, J. Y., Kim, S. H., Suh, J. G., Lee, T. S. and Chae, S. W., “Percutaneous Vertebroplasty for the Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures : Recent 2-year Experience,” *Korean Journal of Spine*, Vol. 1, No. 1, 2004.
14. Tack, G. R., Lee, S. Y., Lee, S. J., Jun, B. J., Lim, D. H., Shin, J. W., Kim, J. K. and Shin, K. C., “Prediction of cement volume for vertebroplasty based on imaging and biomechanical results,” *KSME International Journal*, Vol. 15, No. 7, pp. 1041-1050, 2001.
15. Hipp, J. A., Jansujwicz, A., Simmons, C. A. and Snyder, B. D., “Trabecular bone morphology from micro-magnetic resonance imaging,” *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 11, No. 2, pp. 286-97, 1996.
16. Sato, K., Kikuchi, S. and Yonezawa, T., “In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems,” *Spine*, Vol. 23, pp. 2468-2474, 1999.
17. Antich, P. P., Mason, R. P., McColl, R., Zerwech, J. and Pak, C. Y. C., “Trabecular architecture studies by 3D MRI microscopy in bone biopsies,” *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 9(suppl 1), pp. 327, 1994.
18. Moon, H. W., Lee, M. K., Kim, J. K., Lee, T. S. and Choi, K. W., “The Study of Changes in Compressive

- Strength of Trabecular Bone with PMMA Injection in Vertebroplasty," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 24, No. 4, pp. 369-373, 2003.
19. Song, S. H., Shim, C. G. and Seo, H., "The Change of Bone Mineral Density According to Aging in Korean Women," *The journal of Korean Orthopaedic Association*, Vol. 35, No. 2, pp. 277-282, 2000.
 20. Moon, W. N., Oh, H. J. and Suh, S. W., "Differences in Bone Mineral Density By Using Different Densitometers or by Measuring Different Sites of Spine in Osteoporotic Vertebral Fractures," *The journal of Korean Orthopaedic Association*, Vol. 34, No. 6, pp. 1153-1157, 1999.
 21. Brinckmann, P., Frobin, W., Hierholzer, E. and Horst, M., "Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine," *Spine*, Vol. 8, pp. 851-856, 1983.