

척추성형술 시술에서 PMMA주입에 대한 흉추의 생체역학적 평가

이준형¹, 채수원², 이태수³, 서중근⁴, 박정율⁴, 김상돈⁴, 이관행⁵

¹고려대학교 대학원 기계공학과 CAE 연구실, ²고려대학교 기계공학과, ³서강대학교 기계공학과,
⁴고려대학교의료원 신경외과, ⁵광주과학기술원 기전공학과
(2003년 8월 20일 접수, 2003년 12월 20일 채택)

Biomechanical Evaluation of PMMA Injection in Vertebroplasty

¹Jun Hyoung Lee, ²Soo Won Chae, ³Tae Soo Lee, ⁴Jung Gun Suh,
⁴Jung Yul Park, ⁴Sang Don Kim, ⁵Kwan. H. Lee

¹CAE Lab., Department of Mechanical Engineering, Korea University,
²Department of Mechanical Engineering, Korea University,
³Department of Mechanical Engineering, Sogang University,
⁴Neurosurgery, Korea University Medical Center,
⁵Department of Mechatronics Engineering, KJIST
(Received August 20, 2003. Accepted December 20, 2003)

요약 : 본 논문에서는 골다공증성 척추압박골절에 대한 척추성형술시 골강화제인 PMMA 주입방법을 제안 하였다. 척추성형술의 정량적 분석을 위해서는 유한요소해석을 사용하였으며 1mm간격의 척추체 CT를 바탕으로 보다 정교한 척추체 모델을 제시함으로써, 단순화된 척추의 기하학적 형상과 간단한 재료 물성치를 사용하는 기존의 연구의 한계를 극복하고자 하였다. 본 연구 결과를 토대로 추체내 망상골에 주입되는 PMMA의 주입형태, 주입위치를 정량적으로 평가하여 이상적인 수술방법을 제시하였다. PMMA의 주입위치는 망상골의 앞쪽-위쪽에 많은 양이 집중하여 주입되었을 때, 가장 효율적으로 추체를 보완해 주는 것으로 나타났다.

Abstract : In this study, method of PMMA injection is suggested for vertebroplasty in patients with osteoporotic compression fracture. The finite element analysis is used to investigate the vertebroplasty quantitatively. In order to improve previous works with simplified geometry of vertebral body more exact geometry has been constructed from CT image data with 1mm thickness. An ideal method of PMMA delivery, with respect to location and amount of injectate, into vertebral body has been suggested based on evaluation of the insert positions and the insert shapes of injected PMMA. It is shown that vertebral body can be compensated most efficiently when PMMA is highly concentrated on the top-front of trabecular bone of compressed vertebra.

Key words : Vertebroplasty, Osteoporosis, Biomechanical analysis, Finite element analysis, PMMA(Polymethylmethacrylate), Compression fracture

서론

최근 골다공증(osteoporosis)으로 인하여 발생하는 척추 압박 골절(compression fracture)은 구조적으로 척추체(vertebral body)가 압박됨으로 인해 골조직의 부피 감소와 변형을 일으킨다. 이로 인하여 척추체의 기능이 상실되며 또한 생체역학적인 변화로 인하여 신경조직등에 대한 압박을 유발하며 신경계의 장애나 스펙 동통을 일으키게 된다. 이런 골다공증으로 인한 척추 압박 골절은 골 조직의 부피와 내용이 감소하면서 뼈가 가벼운 충격에도 쉽게 골절되는 현상이다. [1, 2]

척추성형술(vertebroplasty)은 골다공증에 의한 척추 압박골절에 대한 수술법중 이러한 문제점들을 해결하기 위하여 가

가장 최근에 개발된 방법으로 병적으로 압축된 척추체의 장력 보완, 안정적 구조유도 및 동통의 완화를 목적으로 압박된 부위의 척추체 내로 인공생체 물질인 골 강화제를 Fig. 1과 같이 주입하는 방법이다. 이 방법은 다른 수술방법에 비하여 이 상적이며 최근 가장 널리 쓰이는 방법이라 할 수 있다. [3]

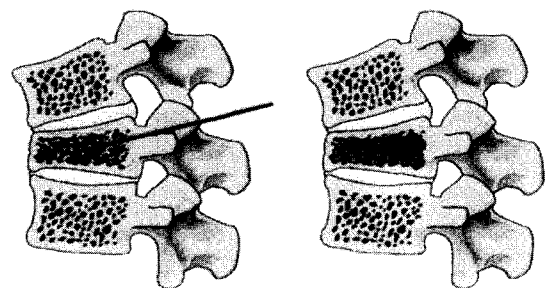


그림 1. 척추성형술
Fig. 1. Vertebroplasty

최근 국·내외적으로 척추성형술을 역학적으로 평가하기 위한 연구들이 진행되고 있다. 척추를 역학적으로 해석하는 기존의 연구들은 척추의 복잡한 형상이나 다양한 재료 물성치를 단순화하여 적용함으로써 그 결과에 한계를 가지고 있었다. Michael[4]등은 PMMA양과 Stiffness의 관계를 규명하고자 하는 연구가 있었으며 이 연구에서는 PMMA를 네가지 형태로 구분하여 해석하였으나 추체모델이나 주입된 PMMA모델이 단순하고 망상골과 섞이지 않은 PMMA만의 물성치를 대입 함으로써 실제 임상모델과 차이를 나타냈다. 국내에서는 건국대학교 의공학교실[5]에서 CT 이미지로부터 모델 구성후 유한요소해석을 통하여 결과를 도출하였으며 모델링 기법과 해석기법등을 제안한 바 있으나 이 연구에서도 추체와 PMMA 모델이 단순하며 특히 PMMA가 실제 시술 환자의 모델과 차이가 있었다.

본 연구에서는 유한요소해석을 통하여 척추성형술을 평가하고자 하였고 피질골, 망상골, PMMA를 구분하여 보다 실제 모델에 가깝게 모델링하고 물성치를 대입 하였다. 특히 추체에 삽입된 PMMA 부분은 망상골과 섞여 굳어진 상태의 물성치를 적용하여 보다 실제 시술과 유사하도록 하였다.

골다공증이 많이 발생하는 T12 척추의 종판(end plate) [6]과 척추체(vertebra body) [7]에 대한 응력분포(stress distribution)와 변형(displacement)을 알아보고 척추성형술 시술후 척추체의 역학적 변화를 통하여 가장 이상적인 PMMA 주입형태와 위치를 판단하여 효율적인 수술방법을 제안하였다.

유한요소 모델링

본 연구에서 적용한 유한요소 모델은 여성 골다공증환자의 CT 이미지로부터 T10 ~ L2 척추의 단면 영상 정보를 얻었으며, 골다공증 환자들에게서 골절이 많이 발생하는 부위인 T12척추체의 데이터를 사용하였다.

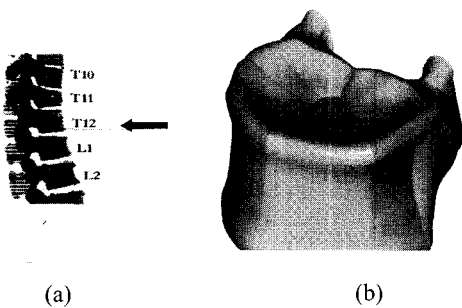


그림 2. CT 이미지 처리
Fig. 2. Modeling of CT image

Fig. 2 (a)에서 보는 바와 같이 흉추T12의 단면정보를 영상 처리 프로그램인 MEDISURF [8] 와 IMAGEWARE SURFACER [9] 를 이용하여 점 데이터로 변환하였으며, 이 변환된 점 데이터를 바탕으로 모델을 구성하였다. 또 유한요소 해석은 상용프로그램인 ABAQUS 6.3 [10] 를 이용하였다.

1. 흉추의 모델링

CT의 영상 데이터로부터 얻어진 점들을 바탕으로 피질골(cortical bone)과 망상골(trabecular bone)을 구별하여 Fig. 2 (b)에서 보는 바와 같이 모델링하였다. Fig. 3은 모델링한 흉추 T12의 크기를 나타내고 있다.

또 추체(vertebral body)의 윗부분인 종판(end plate)에 하중 조건 (loading condition)을 적용하였고, 흉추 상부와 앞부분의 변화상태를 알아보기 위함이므로 후방요소들인 횡돌기(transverse process)나 상관절돌기(superior articular process), 극돌기(spinous process)등은 모델링에서 제외하였다.

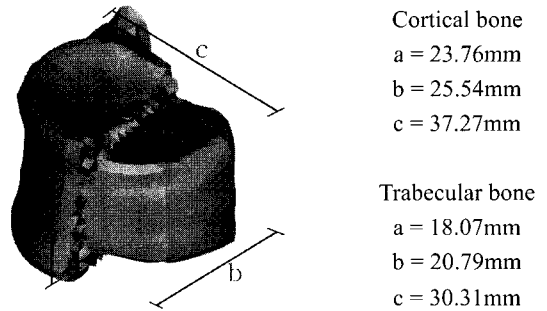


그림 3. T12 흉추의 피질골과 망상골
Fig 3. Cortical bone and trabecular bone of T12

2. 척추체 삽입물(PMMA)의 모델링

골다공증 환자의 골절 척추체에 주입하는 PMMA(polymethylmethacrylate)는 Fig. 4와 Fig. 5의 CT 이미지에서 보는 바와 같이, PMMA주입 후 구(sphere)와 유사한 형태로 굳게 된다. 이러한 영상을 바탕으로 흉추 내에 주입된 PMMA를 두가지의 형태의 모델로 구성하였다.

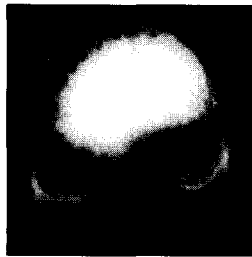
표 1. PMMA 모델
Table1. PMMA model

	case 1(PMMA 1)	case2(PMMA 2)
1.5 ml		
Volum	2.9cc (2.921 ml)	2.8cc (1.414×2ml)
Young's modulus (MPa)	Average : 540 MPa (Min 486 MPa & Max 630 MPa)	

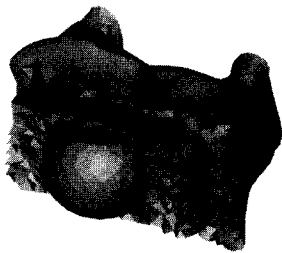
가운데 부분에 많은 양이 주입된 형태의 구(case1)와 양쪽으로 주입한 형태의 구(case2)로 구분하여 모델링하였으며, Table 1과 같이 각각의PMMA의 주입량은 임상적용시 주로 사용되는 대략 3cc정도로 각각 유지하였다.

이와 같이 구성한 정상 흉추와 PMMA를 주입 한 흉추 모

텔의 피질골, 망상골, PMMA에는 모두 사면체 선형요소 (C3D10M)를 사용하였다. 또한 전체 흉추 모델에서 실제 흉추의 피질골과 망상골의 두께를 고려하여 피질골의 요소 (element)의 길이를 1.5mm로 하였으며 각 부분별 요소의 개수는 Table 2에서 보는 바와 같다.



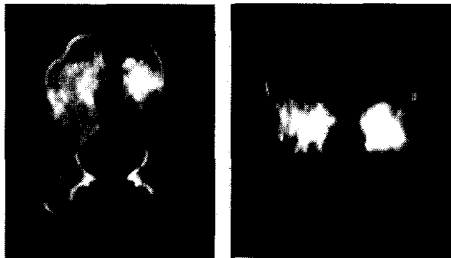
(a) CT image (PMMA1)



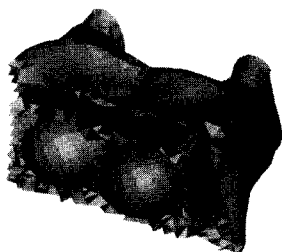
(b) case1(PMMA1)

그림 4. case1의 PMMA 모델

Fig. 4. PMMA modeling of case1



(a) CT image (PMMA2)



(b) case2 (patient 2)

그림 5. case2의 PMMA 모델

Fig. 5. PMMA modeling of case2

표2. 각 부분별 요소 개수

Table 2 Number of elements

Model		Number of elements	Total elements
I	Cortical bone	20551	31956
	Trabecular bone	11405	
II	Cortical bone	20338	32876
	Trabecular bone	10102	
	Case1(PMMA1)	2436	
III	Cortical bone	16761	24955
	Trabecular bone	5781	
	Case2(PMMA2)	2413	

3. 하중조건 (Loading conditions)

해석에 사용된 하중조건은 70kg의 사람이 양손에 20kg의 물체를 들고 서 있을 때 척추 T12상부에 미치는 추정값을 사용하였다. 이 값은 기존의 임상 실험을 통하여 얻은 값이며 [11], 이때 흉추 상부에 미치는 총 힘은 1500 N 이다.

Fig. 6(a)에서 보는 바와 같이 추체에 작용하는 힘은 후관 절들과 인대로 인하여 발생하는 굽힘과 추체내의 망상골의 분포형태로 인해 발생하는 추체 전방부의 압박 변형을 고려하여 적용하였다.[12,13] 따라서 Fig. 6(b)와 6(c)에서 보는 바와 같이 추체 상부에 작용하는 힘을 7 : 3의 비율로 적용함으로써 추방향의 힘 만으로 추체 전방부에서 작용하는 압박 골절 유형을 만들수 있도록 하였다.

또 실제 추체의 움직임을 고려하여 흉추 밑부분의 일부 절점 만을 고정하였으며 뒷부분의 절점은 z방향으로 움직일 수 있도록 하였다. 하중의 적용은 추체 상부 표면의 각 요소에 수직으로 가해지도록 구성하여 상부 추간판에서의 힘 전달과 유사하도록 하였다.

표 3. 재료 물성치

Table 3. Material properties

		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	0.2
PMMA		540	0.3

각 요소(element)들의 물성치(material properties)는 기존의 연구와 임상 실험을 통해 얻은 자료를 사용하였다. 임상 실험을 통해 얻어진 30세의 정상 여성과 60세의 골다공증환자의 골밀도(bone mineral density)를 비교해 보면 피질골의

경우 환자는 정상인의 30%, 망상골의 경우 환자는 정상인의 50% 정도 골밀도가 감소하였다.[14] 여기서 얻어진 골밀도의 변화를 영율(Young's modulus)과 골밀도와의 관계식 (1)에 적용하여 Table 3에서 보는 바와 같이 각 요소별 영율을 얻었다.[15] 식(1)의 영율과 골밀도와의 관계는 축방향(in the axial load direction)의 영율을 실험적으로 분석하여 얻어낸 식이다.[16] 포아송의 비(Poisson's ratio)는 기존의 연구결과에서 축방향 결과를 사용하였다.[17]

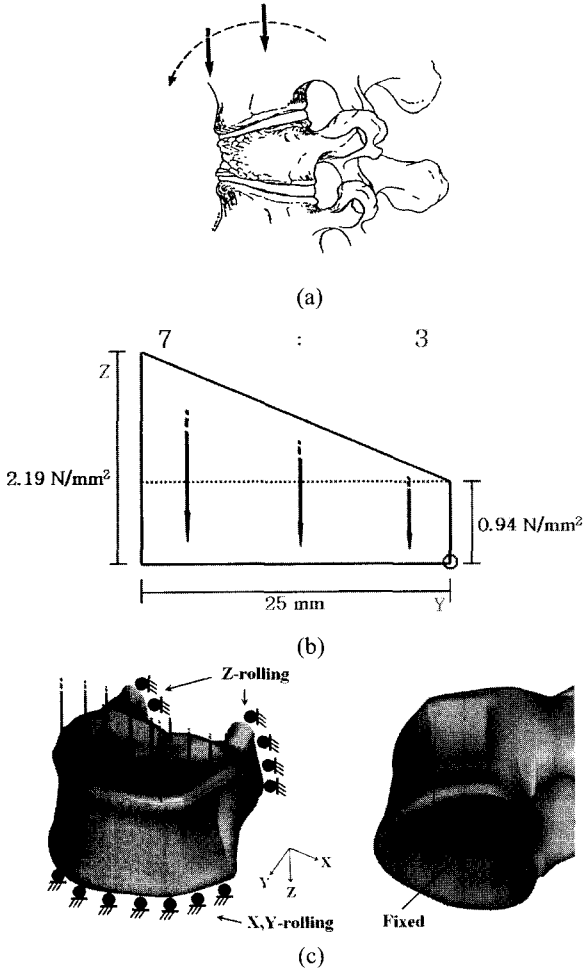


그림 6. 하중조건
Fig. 6. Loading conditions

PMMA의 물성은 PMMA가 흉추내에 삽입되어 망상골과 섞여 있을때의 물성치를 적용하였다.[14] 이때 PMMA는 고분자 분말 (polymer powder)과 MMA (methylmethacrylate)의 비율이 1.5 g/ml인 상태로 주입되었으며 물성치로는 실험치의 평균값을 적용하였다.

유한요소해석은 네가지 모델로 구분하여 해석하였다.
case1 : PMMA가 가운데 부분에 주입된 환자
case2 : PMMA가 양쪽 부분에 주입된 환자
case3 : PMMA가 주입되지 않은 환자
normal person : 골다공증에 걸리지 않은 정상인

해석 결과

우선 CT를 바탕으로 구성한 FE 모델을 기존의 연구와[15] 비교하여 확인하였다. Fig. 7에서 보는바와 같이 정상척추의 변위 측정 실험에서 추체상부의 변위가 0.16mm 발생하였으며 본 연구에서 사용한 FEmodel에서는 0.13mm의 변위가 발생한 것으로 보아 본 연구에서 구성한 모델이 어느정도 유효함을 확인하였다.

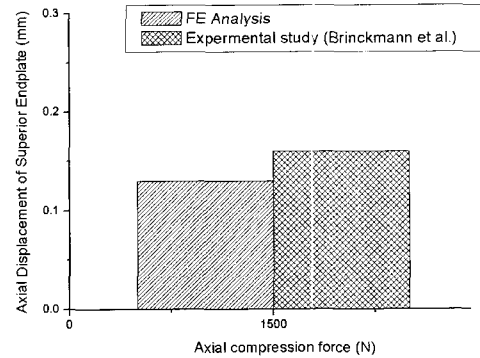


그림 7 기존 연구 결과와 비교
Fig. 7. Comparison of result with pervious data

정상인, 환자, 척추성형술 시술환자 1, 2의 요추부 해석결과를 비교해 보았다.

먼저 T12 흉추 윗부분인 종판(end plate)의 변위차를 보면 Fig. 8에서 보는 바와 같이 골다공증 환자의 경우 종판의 중앙부위의 변위가 약 0.33 mm였으나 PMMA주입 후 0.17 ~ 0.26 mm로 변위가 감소함을 알 수 있었다.

추체내에 주입된 PMMA가 골다공증으로 골밀도가 감소한 추체에 미치는 힘을 분산하여 과도한 변형이나 골절을 방지해 줌을 알 수 있었다.

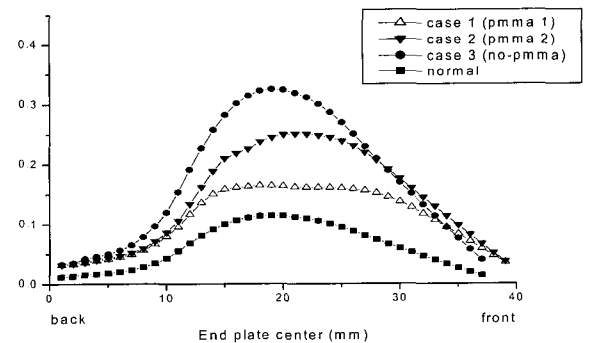
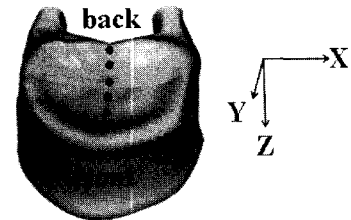


그림 8. T12 추체 상부의 변위
Fig. 8. Displacements of end plate

또 PMMA의 주입 형태상으로는 가운데 부분에 집중하여 많은 양이 주입된 case1 (PMMA 1)의 변위가 0.15mm이고 양쪽에 분산하여 주입된 case2 (PMMA 2)의 변위가 0.24mm로 추체의 중앙부분에서 case1의 형태로 주입하였을 때 비교적 적은 변위를 보였다. 따라서 가운데 부분에 많은 양이 주입된 case1 (PMMA1) 형태의 주입방법이 다른 방법보다도 효율적인 것으로 나타났다.

다음은 흉추에서 골절이 많이 일어나는 추체 전방부의 압축 응력(minimum principal stress)을 알아 보았다.

골다공증 환자의 경우와 PMMA를 주입한 환자의 경우에는 흉추 앞부분에서 골절이 일어나지 않을 것이라 가정하여 비교해 보았고 이 비교에서 물성치가 다른 정상인은 제외 하였다.

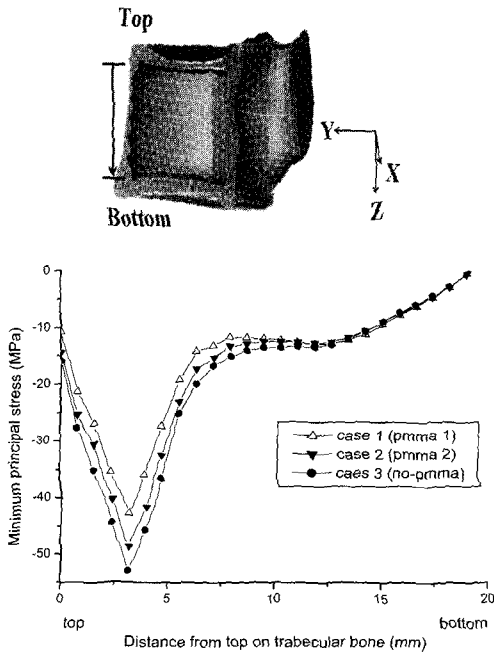


그림 9. 추체 전방의 압축 응력
Fig. 9. Minimum principal stress of vertebral body on front

Fig. 9에서와 같이 추체의 전방부 피질골 안쪽 부분의 압축 응력 비교에서 보는 바와같이 골다공증 환자의 경우 추체 전방부위에 상대적으로 많은 압축 응력이 발생함을 있었고 척추성형술 시술후 추체내 주입된 PMMA가 전방부 피질골의 압력을 분산하여 골다공증 척추의 보완역할을 해내고 있음을 알 수 있었다.

PMMA주입위치에 따른 추체의 변화를 알아보았다. Fig. 10에서 보는 바와같이 PMMA의 주입 위치를 네가지로 구분하여 유한요소해석을 하였다.

해석결과 PMMA를 위쪽에 주입한 두 경우에서 대체로 변위가 적게 나타나는 것을 알 수 있었다. 또한 앞쪽에 주입한 두 경우는 뒤쪽에 주입한 경우보다 추체 앞쪽의 변위가 적게 나타나는 것으로 보아 PMMA주입시 망상골내의 위쪽-앞쪽에 주입하는 것이 위치상 가장 이상적인 것으로 판단되었다.

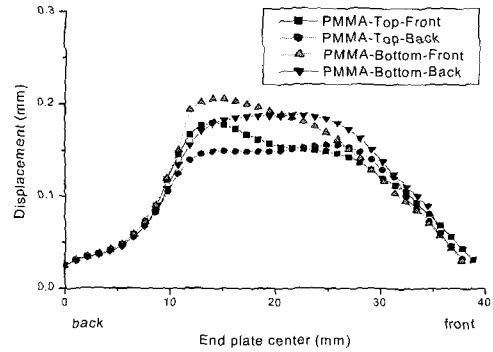
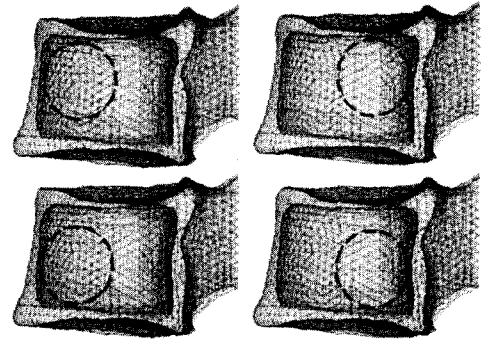


그림 10. 흉추 전방의 응력
Fig. 10. Principal stress of vertebral body on front

결론

본 연구에서는 척추성형술 시술시 PMMA 주입에 따른 흉추의 생체역학적 특성 변화를 통하여 PMMA의 이상적인 주입 형태와 주입위치를 제시하고자 하였다. 첫째 case1과 같이 골다공증 척추체에 골강화제인 PMMA 주입시 주입 형태상으로 추체내 망상골에 가운데 부분에 많은양을 집중하여 주입한 경우 가장 효율적으로 척추를 보완해 줌을 알 수 있었다. 둘째 PMMA주입 위치상으로 망상골의 윗쪽-앞쪽 부분에 주입되었을 때 가장 이상적임을 알 수 있었다.

또한 이렇게 주입하였을 경우 PMMA의 주입구를 한 곳으로 할 수 있으며 이 경우 두곳 이상의 주입구를 이용한 수술법 보다 효율적인 수술이 이루어 질 것으로 판단된다.

참고 문헌

1. Jensen M. E, Evans A. J, Mathis J. M, et al, "Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures", Technical aspects AJNR Am J Neuroradiol Vol. 18, pp.1897-1904,1997.
2. J. S. Thomsen, E. N. Ebbesen, Li. Mosekilde, "Zone-dependent Changes in Human Vertebral Trabecular Bone: Clinical Implications", BONE Vol. 30, No. 5, pp. 664-669,2002
3. Cotten A, Boutry N, Cortet B, et al, "Percutaneous vertebroplasty. state of the art", RadioGraphics, Vol. 18, pp. 311-320, 1998.
4. Michael A. K. Liebschner, William S. Rosenberg, Tony M. Keaveny, "Effect of Bone Cement Volume and Distribution on

- Vertebral Stiffness After Vertebroplasty*", SPINE Vol. 26, No 14, pp 1547-1554, 2001
5. Gye-Rae Tack, Sung-Jae Lee, Jung-Woog Shin, et al, "Prediction of Cement Volume for Vertebroplasty Based on Imaging and Biomechanical Results" KSME International Journal, Vol. 15, pp1041~1050, 2001
 6. Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM, "Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: a three-dimensional nonlinear finite element study ", Spine 9, 120-134, 1984.
 7. Oxland TR, Onat Et, "Thoracolumbar burst fracture mechanism: the effect of disc degeneration using a non-linear finite element analysis" In Transactions of the 39th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco, CA, February 15-18, 1993.
 8. 류재현, 김현수, 이관행, "CT이미지로부터 3차원 모델을 위한 contour기반 알고리즘", 한국정밀공학회지, Vol. 20, No. 4, pp 174-182, 2003.
 9. Imageware Surfacar Manual
 10. Abaqus 6.3 User's Manual
 11. Katsuhiko Sato, Shinnichi Kikuch and Takumi Yonezawa, "In Vivo Intradiscal Pressure Measurement in Health Individuals and In Patients with Ongoing Healthy Individuals and In Patients with Ongoing Back Problems", SPINE, Vol. 24, No. 23, pp 2468-2474, 1999.
 12. Antich, R. P. Mason, R. McColl, J. Zerwech, C. Y. C. Pak, "Trabecular architecture studies by 3D MRI microscopy in bone biopsies", J. Bone Min Res, 9S1, 327, 1994.
 13. J. A. Hipp, A. Jansujwicz, C. A. Simmons, B. Snyder, "Trabecular bone morphology using micro-mabntic resonance imaging", J Bone Miner Res, 11, 286-292, 1996.
 14. 송상호, 심창구, 서현, "연령에 따른 여성의 척추 골밀도 변화", 대한정형학회지, Vol. 35, No. 2, pp 277-282, 2000.
 15. Pieter Christian Wirtz, Norbert Schiffers, Thomas Pandorf, Klaus Radermacher, Dieter Weichert, Raimund Forst, "Critical evaluation of know bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur", Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp 1325-1330, 2000.
 16. 이중희, "PMMA 주입시 망상골의 골밀도와 영율의 상관 관계에 대한 연구", 서강대학교 학위논문, 2002.
 17. Brinckmann P, Frobin W, Hireholzer E, et al., "Deformation of the Vertebral End-Plate Under Axial Loading of the Spine", Spine 8, No 8, pp 851~856.