

의료영상 분석과 유한요소법을 통한 추체 성형술의 다양한 인자들에 대한 생체 역학적 효과 분석

전봉재¹, 권순영¹, 이창섭², 탁계래³, 이권용⁴, 이성재¹

¹인제대학교 의생명공학대학 의용공학과, ²인제대학교 부산 백병원 정형외과,
³건국대학교 의과대학 의용공학과, ⁴세종대학교 기계항공우주공학부
(2003년 10월 27일 접수, 2004년 4월 23일 채택)

A Biomechanical Study on the Various Factors of Vertebroplasty Using Image Analysis and Finite Element Analysis

Bong-Jae Jun¹, Soon-Young Kwon¹, Chang-Sup Lee², Gye-Rae Tack³, Kwon-Yong Lee⁴, Sung-Jae Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University
²Department of Orthopaedic Surgery, Busan Paik Hospital, Busan, Korea
³Department of Biomedical Engineering, Kunkuk University
⁴Department of Aerospace Engineering, Sejong University
(Received October 27, 2003. Accepted, April 23, 2004)

요약 : 본 연구에서는 의료 영상과 유한요소 해석을 이용하여 골절된 척추체의 치료를 위해 골 시멘트를 주입하는 추체 성형술(vertebroplasty)에 영향을 미치는 여러 인자들에 대해 생체 역학적으로 분석하여 평가하고자 하였다. 의료 영상을 통해 구현된 모델들은 분석하고자 하는 인자에 대하여 크게 단분절과 다분절 유한요소 모델의 2 가지 형태로 구분하였다. 단분절 유한요소 모델을 통해 골다공증의 정도, 주입된 골 시멘트의 양, 골 시멘트의 주입량 및 환자에게 주입된 골 시멘트 양의 적절성을 평가하였으며, 골 시멘트의 주입이 척추체의 구조적 안정성에 미치는 효과를 분석하기 위하여 척추체 상종판에 수직 압축하중을 가하여 이때의 최대 수직 변위량을 분석하였다. 또한 단분절 척추체의 강성도(stiffness) 값을 산출한 뒤, 정상 상태의 척추체의 강성도 값으로 정규화 하였다. 다분절 유한요소 모델의 경우, 압박 골절 상태를 적용하여 척추 만곡의 변화가 인체에 미치는 영향을 분석하기 위하여 골절의 정도를 3 가지로 구현하였으며, 모델의 최상부에 압축 하중을 가한 후의 척추 만곡의 변화 정도를 분석하였다. 추체 성형술에 대한 다양한 인자들에 대한 분석 결과, 추체 성형술을 통해 환자의 골밀도가 상대적으로 높은 경우(BMD 50mg/ml 이상)와 환자의 척추체 망상골 부피의 약 15%에 해당하는 골 시멘트 주입 시 가장 큰 척추체의 구조적 안정성의 증가 효과를 가져올 것으로 예측되었다. 또한 척추 골절이 미치는 영향에 대한 분석 결과, -2.8°의 정상적인 후만곡을 가지는 T12 ~ L2 운동 분절이 골절의 모델링 후 약 9 ~ 17°의 큰 전만곡을 가지게 되었으며 이러한 척추 만곡의 변화는 동일한 하중 하에서 급격한 척추 만곡의 변화를 야기하는 것으로 나타났다. 또한 골절의 정도가 심할수록 척추 변형은 더욱 크게 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 연구 결과들로부터, 전반적으로 추체 성형술은 골 시멘트의 주입량 또는 골밀도에 상관없이 약화된 척추체의 자체의 구조적 안정성의 증가 효과를 가져왔으며 골절로 인해 추체의 높이가 손상되었을 경우 이를 회복하는 것이 중요한 인자의 하나임을 나타내는 결과로 사료되어진다.

Abstract : This study investigates the biomechanical efficacies of vertebroplasty which is used to treat vertebral body fracture with bone cement augmentation for osteoporotic patients using image and finite element analysis. Simulated models were divided into two groups: (a) a vertebral body, (b) a functional spinal unit(FSU). For a vertebral body model, the maximum axial displacement was investigated under axial compression to evaluate the effect of structural integrity. The stiffness of each FE model simulated was normalized by the stiffness of intact model. In the case of FSU model, 3 types of compression fractures were formulated to assess the influence on spinal curvature changes. The FSU models were loaded under compressive pressure to calculate the change of spinal curvature. The results according to the various factors suggest that vertebroplasty has the biomechanical efficacy of the increment of structural reinforcement in a patient who has relatively high level of BMD and a patient with the amount of 15% PMMA injection of the cancellous bone volume. The spinal curvatures after compression fracture simulation vary from 9° to 17° of kyphosis compared to that the spinal curvature of normal model was -2.8° of lordosis. These spinal curvature changes cause the severe spinal deformity under the same loading. As the degree of compressive fracture increases the spinal deformity also increases. The results indicate that vertebroplasty has the increasing effect of the structural integrity regardless of the amount of PMMA or BMD and the restoration of decreased vertebral body height may be an important factor when the compressive fracture caused the significant height loss of vertebral body.

Key words : Vertebroplasty, Compression fracture, Bone mineral density(BMD), PMMA, Biomechanics, Finite element method

본 연구는 한국 과학재단 목적기초 연구 지원(ROI-2001-00500)으로 수행되었음.

통신저자 : 이성재, (621-749) 경상남도 김해시 어방동
인제대학교 의용공학과

Tel. (055)320-3452, Fax. (055)327-3292

E-mail. sjl@bse.inje.ac.kr

서론

골다공증(osteoporosis) 낮은 골 질량과 골 조직의 구조

적 저하를 통해 골절 위험성의 증가를 야기한다. 척추체 골절 중 45% 이상은 이러한 골다공증과 연관되어져서 발생하며, 골절된 척추체는 심한 통증과 함께 척추체 높이 감소로 인한 척추 전만증(kyphosis)과 같은 척추체의 변형을 초래한다. 이러한 척추체 골절을 치료하기 위해 고통을 야기하는 척추체에 골 시멘트(polymethylmethacrylate, PMMA)를 주입하는 추체 성형술(vertebroplasty)이 소개되어졌다[1].

추체 성형술은 약 90%의 환자들에게서 시술 후 하루 이내에 즉각적인 고통의 감소 효과를 가져왔을 뿐만 아니라[2] 장기적으로도 이러한 효과가 지속되는 우수한 임상적 결과를 가져오는 것으로 보고 되어지고 있다[3]. 그러나 이러한 고통의 감소 효과의 원인은 아직까지 명확하게 밝혀지지 않은 상태이며, 골 시멘트의 중합 반응 시 발생하는 발열로 인한 주변 신경 조직의 괴사(thermal necrosis of neural tissue) 또는 골 시멘트의 주입에 의한 기계적 안정성(mechanical stabilization) 등이 제시되어져 왔다[4-7].

한편, 추체 성형술은 척추관(spinal canal)으로의 골 시멘트의 유출, 또는 폐 색전증(pulmonary embolism)등의 잠재적인 위험성을 가지고 있으며, 최근에는 골 시멘트의 주입 후 인접 척추체들의 추가 골절이 발생하는 문제점이 보고 되어지고 있다[11]. 또한 추체 성형술은 척추 골절 후 손상되어진 척추체의 높이를 인위적으로 회복시키지 못함으로 인해 척추 전만증과 같은 척추 만곡의 변화를 교정하지 못하는 단점을 가지고 있다[5].

추체 성형술은 척추체에 골 시멘트를 주입함으로써 골다공증으로 인해 약화된 척추체의 구조적 강성도를 증가시키는 효과를 가져오며 이에 영향을 미치는 인자들로써 시술 방식, 골 시멘트의 주입량, 척추체의 골밀도(bone mineral density, BMD), 골 시멘트의 주입 영역, 그리고 골절 정도 등이 있다. 이중 단방향 및 양방향 시술 방식에 대한 비교는 실험 및 유한요소 분석을 통해 다양한 분석들이 이루어졌으나[5,10], 실험의 경우 척추체의 골밀도와 시술 부위 및 척추체의 부피 등을 동일하게 재현할 수 없는 실험 자체의 한계성으로 인해 골밀도의 변화 또는 골 시멘트 주입량에 따른 구조적 강성도의 증가에 대한 비교·분석이 이루어지지 않았다.

따라서, 본 연구에서는 추체 성형술의 구조적 강성도의 증가 효과를 분석하고자 동일한 척추체에 골밀도, 골 시멘트의 주입량 및 주입 위치, 그리고 시술 방식을 변화하여 적용하였다. 또한 골절의 정도에 따른 영향을 분석하기 위하여 다분절 척추체의 유한요소 모델을 구현하였다. 기존 실험 결과와의 검증을 통해 구현된 모델에 대한 신뢰성을 부여한 후, 환자들의 골밀도 값을 압축 탄성 계수로 변환하여 적용하였으며, 골 시멘트의 주입 영역은 시술 후의 CT(computed tomography) 단층 촬영 필름을 근거로 설정하였다. 이들 각 인자들의 변화에 따른 생체 역학적 비교·분석을 통해 적절한 골 시멘트의 주입량과 주입 위치, 그리고 골절로 인해 손상된 척추체 높이의 회복 정도에 대한 다양한 의견을 제시하고자 하였다.

실험 방법

본 연구에서는 단분절 척추체를 이용하여 골밀도, 골 시

멘트의 주입량, 골 시멘트의 주입 위치에 따른 구조적 강성도의 증가 정도를 비교하였으며, 골절로 인한 척추체의 변형에 따른 영향을 분석하기 위하여 다분절 척추체 모델을 구현하여 추체 성형술의 생체 역학적 효과를 분석하였다.

Type A. 단분절 척추체에 대한 구조적 강성도 분석

1. 정상인 척추체의 3차원 유한요소 모델의 구축

골다공증으로 인한 척추 골절이 가장 빈번히 발생하는 부위 중 하나인 제 1 요추체(L1)를 유한요소 모델로 설정하였다. 정상적인 한국인의 제 1 요추체를 1mm 간격으로 CT 촬영하여 척추체의 기하학적 형상 자료를 얻었다(그림 1). 이와 같이 CT 촬영을 통해 얻어진 척추체의 형상 자료들을 범용 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS® ver 5.7 (Swanson Analysis System, Inc., Houston, PA., USA)을 이용하여 3차원 유한요소 모델로 구현하였으며, 구현된 척추체 망상골의 부피는 약 20ml이었다.

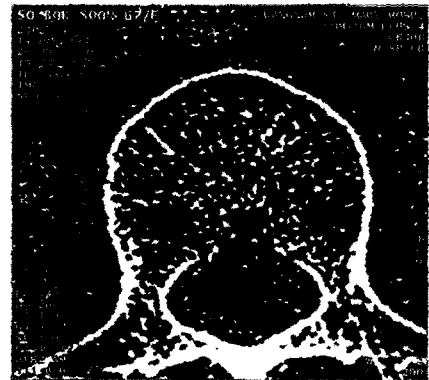


그림 1. 유한요소 모델 구현을 위한 정상인의 CT 영상
Fig. 1. A CT image of normal person for finite element model

정상 척추체 모델의 구현을 위해 그림 2에서와 같이 척추체를 피질골(cortical bone), 망상골(cancellous bone), 상중판과 하중판(superior and inferior endplate), 그리고 후방 요소(posterior element)로 구분하여 모델링 하였다.

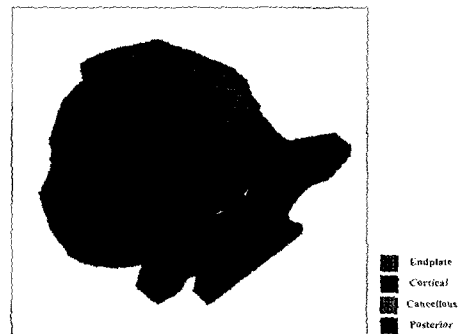


그림 2. 구현된 정상 척추체 유한요소 모델
Fig. 2. A generated finite element model for normal type

정상 척추체 유한요소 모델은 총 9,585개의 8절점 육면체 요소들로 구성하였으며 모든 요소는 균일하며 등방성인 물질로 가정하였다. 각 요소별 물성치는 기존 문헌을 근거로 하여 적용하였다[14]. 정상 척추체 모델을 위해 적용된 각 요소들의 물성치를 표 1에 나타내었다.

표 1. 정상 척추체 모델에 사용된 요소들의 물성치
Table 1. Material Properties for Intact Vertebral Body

Material	Elastic Modulus [MPa]	Poisson's Ratio (ν)
Cortical Bone	12,000	0.3
Endplate	10,000	0.3
Posterior Elements	3,500	0.3
Normal Trabecular Bone	140	0.2
PMMA	2,200	0.2

2. 골다공증 모델의 구현 및 골밀도 변화의 적용

골다공증으로 인한 척추체 망상골의 골밀도 감소는 척추체 내에서 하중을 지탱하고 척추체 하부로 하중을 전달하는 망상골 조직내의 골소주(trabeculae)의 감소에 따른 척추체의 강도(strength)의 감소를 야기하게 된다. 이러한 현상들은 주로 망상골 내에서 일어나므로 피질골과 종관, 그리고 후방요소의 물성치는 정상인의 물성치를 그대로 적용하였으며 골다공증의 정도에 따른 영향을 분석하기 위해 측정된 환자들의 골밀도 값을 적용하였다. 이를 위해, 골다공증 환자의 척추체의 골밀도를 Xpeed Unit (Toshiba, 120kvp, 170mA, 2.7sec)을 이용하여 측정하였으며 이들 골밀도 값을 Lotz 등[15]이 제시한 식(1)을 이용하여 유한요소 모델에 적용하기 위한 압축 탄성 계수로 변환하였다. 환자들의 물성치를 적용시킨 4가지의 골다공증 모델(Type 1~Type 4)을 구현하였다. 측정된 환자의 골밀도 값과 변환된 탄성계수 값을 표 2에 나타내었다.

$$E = 0.5 \cdot QCT^{1.2} \quad (R^2 = 0.90, p < 0.001) \quad \text{----- (1)}$$

E : 압축 탄성 계수 [MPa]
QCT : 골밀도 값 [mg/ml]
R² : 회귀분석을 통하여 얻은 결정계수
p : 유의확률

표 2. 환자의 골밀도 값과 변환된 탄성 계수 값
Table 2. BMD and Calculated Elastic Modulus for Patients

Patient No.	BMD [mg/ml]	Elastic Modulus [MPa]
1	11.2	8.9
2	20.4	18.6
3	30.8	30.5
4	49.1	53.4

3. 골 시멘트 주입량에 따른 영향 분석

골 시멘트의 주입량에 따른 구조적 강성도의 증가 효과를 비교하기 위하여 추체 성형술을 시술 받은 여성 환자들의 데이터를 앞서 구현된 골다공증 유한요소 모델에 적용하였다. 환자에 따라 다른 척추체의 부피에 따른 영향을 없애기 위하여 각 환자들의 망상골의 전체 부피에 대한 시술 시 주입된 골 시멘트 양의 부피 비로써 환산한 뒤(표 3), 제 1 요추체 유한요소 모델의 망상골의 부피(20ml)에 대하여 변환시켜 10, 15, 20, 25, 그리고 30%의 골 시멘트의 주입량을 적용한 5가지의 유한요소 모델을 완성하였다.

표 3. 환자별 골 시멘트 부피비와 적용된 주입량
Table 3. PMMA Volume for Patient and FE Models

Patient No.	Amount of Injected PMMA [ml]	Cancellous Bone Volume [ml]	Volumetric % of Injected PMMA [%]
1	2.0	11.6	17.3
2	2.4	8.6	27.9
3	2.5	12.1	20.7
4	2.0	17.7	11.3

골 시멘트의 주입량에 따른 효과만을 분석하기 위하여 골 시멘트가 주입되는 위치는 동일하게 적용하였으며 시술 후의 CT 영상(그림 3)을 근거로 하여 척추체의 중심으로부터 골 시멘트가 퍼져 나가는 것으로 가정하였다(그림 4).



그림 3. 시술 후의 CT 영상
Fig. 3. CT Images after Vertebroplasty

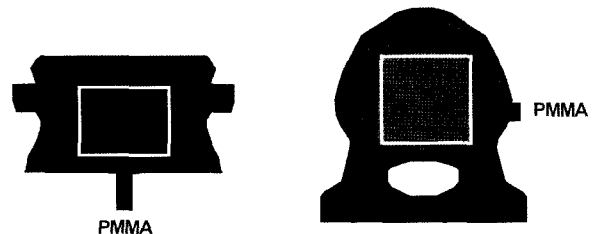


그림 4. 유한요소 모델에 적용된 골 시멘트의 주입 영역
Fig. 4. PMMA Region Applied to FE Model

4. 골 시멘트의 주입 위치의 변화에 따른 영향 분석

추체 성형술 시술 시 골 시멘트가 주입되는 영역은 척추체 내부에서의 골소주의 분포와 골 시멘트의 점성도 및 골질 부위에 따라 다르게 나타나는데, 이러한 골 시멘트의 주입 위치에 따른 추체 성형술의 생체 역학적 효과를 분석하기 위하여 골 시멘트가 주입된 의료 영상들을 근거로 하여 척추체를 기준으로 전방, 중앙, 후방, 그리고 측방 위치로 구분하여 골 시멘트 주입 영역을 적용하였다(그림 5).



그림 5. 골 시멘트 주입영역의 재설정
Fig 5. Reconsideration of Simulated PMMA Regions

5. 하중 조건 및 경계 조건

Myer 등[16]은 일상 생활에서 받을 수 있는 요추에서의 생리학적 하중의 범위가 약 400 ~ 2,100N이라고 보고하였다. Tohmeh 등[5]의 연구에 의하면, 골다공증 척추체의 골질이 약 2.3mm의 수직 변위에서 발생하였으며 이때의 하중은 약 2,400N의 수직 압축 하중이었다. 또한 Belkoff 등[7]의 연구에 있어서도 이와 유사한 결과가 보고 되어진 바 있다. 이를 근거로 하여 본 연구에서는 구현된 골다공증 모델과 추체 성형술 시술 모델에 골다공증 척추체의 골질을 야기할 수 있는 2,500N의 수직 압축 하중을 척추체 상중판에 가하여 추체 성형술을 통한 척추체의 구조적 안정성의 증가 효과를 분석하고자 하였다.

유한요소 모델의 최하단부인 하중판의 모든 절점들은 모든 방향에 대해 구속하여 하중에 따른 척추체의 강성체 운동을 방지하였다. 또한 하중이 가해지는 척추체 상중판 부위의 대변형을 고려하기 위하여 기하학적 비선형성을 고려하여 해석을 수행하였다.

6. 결과 분석 방법

1) 골밀도의 변화에 따른 영향

환자들의 시술 데이터를 바탕으로 총 4가지의 다른 골밀도 값을 적용한 골다공증 모델에 골질을 야기할 수 있는 2,500N의 수직 압축 하중을 가한 후, 척추체 상중판의 최대 수직 변위량을 분석하였다. 또한, 추체 성형술의 시술에 따른 생체 역학적 효과를 분석하기 위하여 시술 전 상태인 골다공증 모델에서 발생한 최대 수직 변위량과 시술 후의 최대 수직 변위량을 비교하였다.

2) 골 시멘트의 주입량의 변화에 따른 영향

골 시멘트의 주입량에 따른 추체 성형술의 효과를 분석하기 위하여 환자들의 골밀도를 적용한 유한요소 모델에 각각 5가지의 골 시멘트 주입량(10, 15, 20, 25, 30%)을 적용하였다. 골밀도의 변화에 따른 분석과 동일하게 2,500N의 수직 압축 하중 하에서의 척추체 상중판의 최대 수직 변위량을 분석하였다. 또한, 골 시멘트 주입량 각각에 대한 효과를 비교하기 위하여 식 (2)를 통해 최대 수직 변위량의 감소 효과를 분석하였다.

$$\frac{\text{max. Displacement Before PMMA Injection}}{\text{max. Displacement After PMMA Injection}} \times 100 \text{ ----- (2)}$$

3) 환자의 골 시멘트 주입량의 적절성에 대한 분석

골다공증 환자의 척추체는 정상 척추체보다 매우 낮은 파단 하중을 가지게 된다. 시술 시 주입된 골 시멘트 주입량을 적용한 모델과 다른 주입량 들을 적용한 모델들의 최대 수직 변위량을 비교함으로써 실제 주입량의 적절성에 대하여 분석하였다. 또한 척추체의 구조적 안정성의 증가 효과를 평가하기 위해 골 시멘트 주입 전의 모델과 주입 후의 모델의 최대 수직 변위량을 동일한 하중 하에서 비교하였다.

4) 골 시멘트의 주입 위치에 따른 영향

생체 역학적으로 최적의 구조적 강성도의 회복을 얻을 수 있는 주입 영역을 제시하기 위하여 의료 영상을 근거로 하여 전방(anterior), 중앙(center), 후방(posterior), 그리고 측방(lateral)으로 구분하여 골 시멘트를 주입한 유한요소 모델들에 수직 압축 하중을 가한 후 최대 수직 변위량을 비교하였다.

Type B. 골절로 인한 척추체의 변형

1. 다분절 척추체의 구현

다분절 척추체의 정상 모델 구현을 위하여 제 12 흉추(T12)에서 제 2 요추(L2)까지의 척추체에 대한 CAD 데이터(View Point Data Labs)를 바탕으로 다분절 척추체의 기하학적 형상 데이터를 획득하였다. 각각의 척추체는 8절점 육면체 요소를 사용하여 상중판과 하중판, 피질골과 망상골로 구분하였으며 후방요소의 일부가 척추체에 포함된 것으로 설정하였다. 다분절 척추체 유한요소 모델의 경우 피질골과 상중판과 하중판, 그리고 후방요소는 등방성으로 가정하였으며, 기존 문헌[10]을 근거로 하여 망상골의 비등방성을 적용함으로써 하중의 전달에 따른 영향을 보다 효과적으로 고려하고자 하였다 (표 4).

추체 골절이 일어난 경우 추체 망상골의 골밀도는 다소 높아지게 되나 이러한 망상골은 서로 지지하는 역할을 하지 못함으로써 추체의 강성도의 변화에 영향을 미치지 못

한다. 또한 추체의 높이의 감소가 척추 운동 분절에 미치는 영향을 분석하고자 하였으므로 골절이 일어난 모델의 경우에 있어서도 망상골은 연속체로 가정하여 모델링 하였다.

표 4. 망상골에 대한 비등방성 계수

Table 4. Anisotropy Constants for Human Vertebral Trabecular Bone.

Ratio	Anisotropy Constant	Ratio	Anisotropy Constant
E_{zz}	1		
E_{xx}/E_{zz}	0.42	G_{xy}/E_{zz}	0.153
E_{yy}/E_{zz}	0.287	G_{xz}/E_{zz}	0.131
v_{xy}	0.226	G_{yz}/E_{zz}	0.183
v_{zx}	0.399	v_{zy}	0.381

E_{zz} = on-axis modulus (vertical modulus).

척추체의 전방 높이(anterior height, HA)와 후방 높이(posterior height, HP)의 차이는 없는 것으로 가정하였으며, 각 척추체의 수직 높이는 해부학적 자료를 근거로 설정하였다[19]. Shirazi 등[18]의 연구에 따라 종판의 두께는 0.5mm로 구성하였으며 피질골의 두께는 1mm로 설정하였다. 추간판은 수핵(nucleus)과 섬유륜(annulus fibre)의 복합체로 모델링 하였다. 수핵의 경우 추간판 부피의 45%를 차지하도록 수핵의 부피를 설정하였으며 Poisson 비를 0.499로 하여 수핵의 비압축성 성질을 유사하게 재현하였다. 또한 8점의 섬유대(fibre layer)가 기저층(ground substance)에 엮갈린 형태로 포함되도록 모델링 하였으며(그림 6), 각 교원질 섬유는 전체 디스크 부피의 16%를 차지하도록 하였다[19-26].

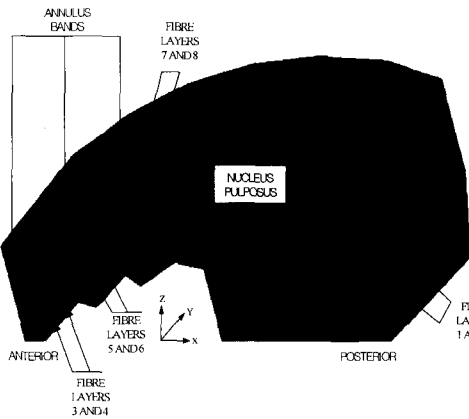


그림 6. 섬유대와 섬유륜이 포함된 추간판
Fig. 6. Annulus bands and fiber orientation

이들 교원질 섬유의 단면적과 물성치는 내부층으로 갈수록 감소되도록 설정하였다(표 5).

전중인대(anterior longitudinal ligament, ALL)와 후중인대(posterior longitudinal ligament, PLL)는 교원질 섬유

와 마찬가지로 선형 바늘요소를 이용하여 인장시에만 작용하는 특성을 반영하였다.

표 5. 교원질 섬유와 섬유륜의 길이, 단면적과 부피

Table 5. Overall Dimensions of the Collagenous Fibers of the Annulus.

Layer	Length [mm]	Area [mm ²]	Total Volume [mm ³]	Disc Volume [mm ³]	Volumetric Percentage (%)	
T12 ~ L1	1, 2	539.7	0.503	1356	8394	16
	3, 4	479.9	0.392			
	5, 6	422.8	0.312			
	7, 8	368.5	0.236			
L1 ~ L2	1, 2	568	0.578	1663	10389	16
	3, 4	511	0.451			
	5, 6	456	0.358			
	7, 8	404	0.272			

기존 해부학적 연구 문헌을 근거로 추간판의 전방 높이와 후방 높이를 T12 ~ L2 운동 분절 모델에 적용하여[20] 정상인의 척추 만곡을 구현하였다. 이렇게 구현된 운동 분절의 척추 만곡(Cobb angle)은 -2.8°의 후만곡(lordosis)을 나타내어 정상인의 평균값인 -3.0°와 매우 유사한 결과를 나타내었다[21]. 정상 모델의 구현된 형상과 정상적인 척추 만곡을 그림 7에 나타내었다. 유한요소 모델에 사용된 물질들의 물성치 값들은 표 6에 나타내었다.

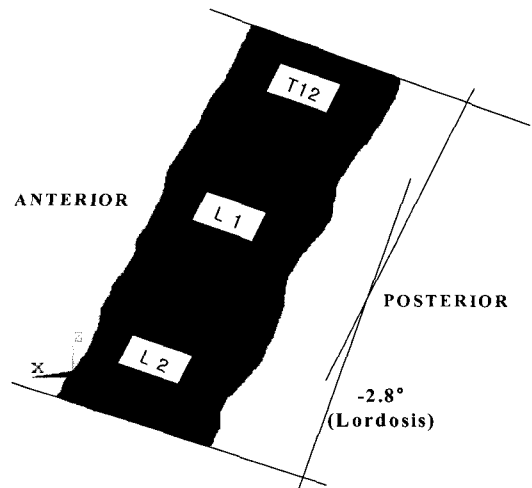


그림 7. 구현된 정상 모델의 척추 만곡
Fig. 7. Cobb Measurement of Normal Type

표 6. 다분절 척추체 유한요소 모델에 사용된 물성치 값
Table 6. Overall Material Properties Used in This Study.

Material	Young's Modulus [MPa]	Poisson's Ratio
Cortical Bone	2,310	0.3
Trabecular Bone	$E_{xx} = 21$ $G_{xy} = 7.65$ $v_{xy} = 0.226$ $E_{yy} = 14$ $G_{yz} = 9.15$ $v_{yz} = 0.381$ $E_{zz} = 50$ $G_{xz} = 6.55$ $v_{xz} = 0.399$	
Bony Endplate	1,000	0.3
Posterior Elements	3,500	0.25
Ground Substance	4.2	0.45
Nucleus Pulposus	3	0.499
Fibre Layer 1 and 2	450	
Fibre Layer 3 and 4	405	
Fibre Layer 5 and 6	337.5	
Fibre Layer 7 and 8	292.5	
ALL	7.8	
PLL	10	
PMMA	2,000	0.3

2. 압박 골절 모델의 구현

본 연구에서는 골절이 가장 빈번히 발생하는 L1 척추체를 골절 부위로 설정하였다. Melton 등[28]은 척추체의 골절을 판단하기 위한 기준으로 척추체의 전방 높이와 후방 높이의 비(the ratio of anterior height to posterior height, RAP)를 제시하였으며, 0.85 이하의 RAP 값을 가지는 척추체를 골절로서 판단하였다. 척추체 골절의 정도에 따른 척추체 높이의 감소가 인체에 미치는 영향을 살펴보고자 0.6, 0.7, 0.8의 RAP 값을 가지는 3가지 모델을 구현하였으며(그림 8) 이들 모델들의 Cobb angle 값들은 각각 17°, 13°, 그리고 9.0°의 척추 전만증(kyphosis)을 가지는 것으로 나타났다.

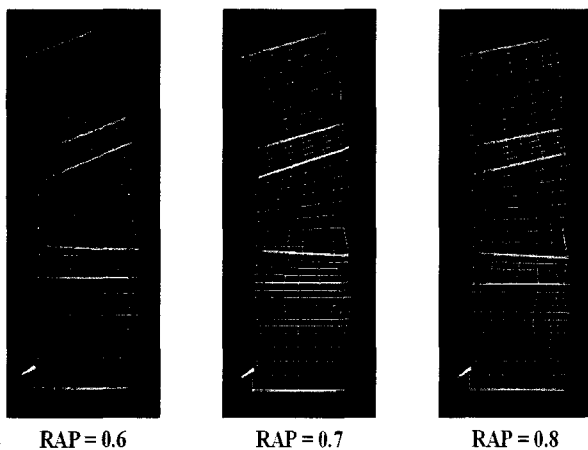


그림 8. 구현된 압박 골절 모델
Fig. 8. Compression Fracture Models

3. 척추 운동 분절 단위의 시술 모델의 구현

척추 운동 분절에 대한 추체 성형술의 효과를 분석하고자 단방향(unipedicular) 및 양방향(bipedicular) 추체 성형술의 두 가지의 시술 모델을 구현하였다. 단방향 추체 성형술의 경우 골 시멘트의 주입이 우측 척추경(pedicle)을 통하여 주입되는 것으로 설정하였으며, 양방향 추체 성형술은 동일한 양의 골 시멘트가 우측 척추경과 좌측 척추경에 주입되는 것으로 가정하였다(그림 9). RAP 값이 변함에 따라 척추체의 부피가 변화하게 되므로, 골 시멘트의 주입비가 망상골의 각각 약 15%와 30%가 되도록 골 시멘트의 주입량을 조절하였다. RAP 값이 0.8인 경우, 단방향 추체 성형술 모델의 골 시멘트의 주입량은 5.3 cm³이었으며[5], 양방향 추체 성형술 모델의 경우 10.6cm³이었다. 이와 같이 RAP 값에 따라 조절된 척추체의 부피에 대한 골 시멘트의 부피 비를 표 7에 나타내었다.

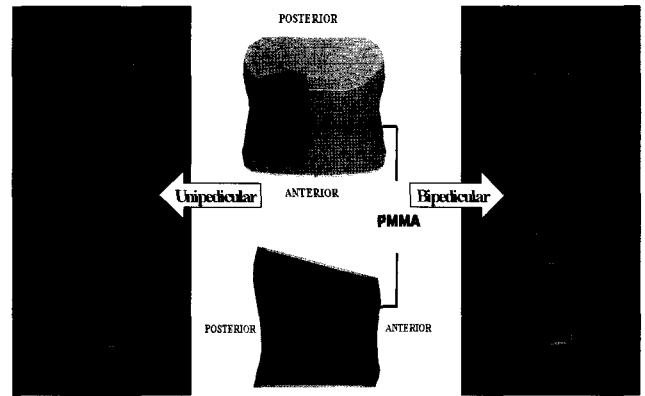


그림 9. 단방향 및 양방향 추체 성형술 유한요소 모델
Fig. 9. Simulation of Unipedicular and Bipedicular Approach

표 7. 골절 비에 따라 적용된 골 시멘트의 주입량
Table 7. The Corresponding Percentage Fills for the Unipedicular and the Bipedicular Approach.

	RAP	Vertebral Body Volume [ml]	PMMA [ml]	Volumetric Percentage [%]
Unipedicular Approach	0.6	30.7	4.7	15.30
	0.7	32.5	5.0	15.38
	0.8	33.9	5.3	15.34
Bipedicular Approach	0.6	30.7	9.4	30.60
	0.7	32.5	10.0	30.76
	0.8	33.9	10.6	30.68

4. 하중 조건 및 경계 조건

이와 같이 구현된 다분절 유한요소 모델의 분석을 위해

모델의 최하단부의 모든 절점들을 모든 방향에 대해 구속하였다. 또한 척추체의 변형으로 인한 기하학적 형상의 변화로 인한 영향을 줄이기 위해 하중의 방향에 따라 변형이 일어나도록 척추체 상부의 절점의 자유도를 구속하였으며 척추체 상부에 3,000N의 압축 분포 하중을 가하였다.

5. 결과 분석 방법

1) 다분절 척추체의 척추 만곡의 변화

척추체의 골절로 인한 척추 만곡의 변화는 정상 상태에 비해 심각한 척추 변형을 가져오게 되며, 이로 인해 부적절한 하중의 전달을 야기하여 급격한 척추 만곡의 변화를 초래하게 된다. 따라서 본 연구에서는 골절 정도를 변화시킨 유한요소 모델들에 동일한 하중을 가하여 척추 만곡의 변화가 인체에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다. 우선 척추체 골절 시 T12~L2의 Cobb angle을 계산하였으며, 척추체 상부에 수직인 압축 하중을 가한 후 T12의 상종판의 변위와 L2의 하종판의 변위를 계산하여 척추 만곡의 변화 정도를 비교하였다. 단방향 및 양방향 추체 성형술 기술 모델에도 동일한 하중을 적용하여 추체 성형술 기술로 인한 척추 만곡의 변화 감소 효과를 비교 및 분석하였다.

2) 구조적 강성도의 예측

추체 성형술을 통한 구조적 강성도의 회복을 비교하기 위해, 압축하중에 따른 변위량을 산출하여 각 유한요소 모델의 강성도(stiffness) 값을 예측하였으며, 이들 값들은 식 2에 적용하여 골절이 일어나기 이전의 예측 강성도 값에 의해 정규화(normalize) 하였다.

$$N.S. = \frac{\text{Predicted Stiffness}_{\text{non-treatment, unipedicular, bipedicular}}}{\text{Predicted Stiffness}_{\text{Intact}}} \quad \text{----- (2)}$$

(N.S. : normalized stiffness)

3) 시술 방식에 따른 효과 분석

추체 성형술의 두 가지 시술 방식에 따른 효과를 비교·분석하고자 단방향 추체 성형술을 통한 강성도 값과 양방향 추체 성형술을 통한 강성도 값을 시술 전의 강성도 값에 대하여 정규화 하였다.

결과 및 고찰

Type A. 단분절 척추체에 대한 구조적 강성도 분석

추체 성형술을 통한 즉각적인 고통의 감소 원인으로는 골 시멘트 중합 시 발생하는 발열로 인한 조직의 괴사와 골 시멘트의 주입을 통한 기계적 안정성의 증가 등이 논의되어지고 있다. 그러나 골 시멘트의 중합 시 발생하는 온

도가 일반적으로 조직의 괴사가 일어날 수 있는 조건 (damage criterion: 1분 이상의 시간동안 50℃ 이상의 온도에 노출될 경우[8])에 미치지 못하는 결과를 나타내어 발열로 인한 조직의 괴사를 고통의 감소 원인으로 보기는 어렵다는 의견이 제시 되어진 바 있다[9]. 이에 따라 본 연구에서는 골 시멘트 주입을 통한 구조적 강성도의 회복 정도를 생체 역학적으로 관찰하고자 단분절 척추체의 추체 상부에 수직 압축 하중을 가하여 이때의 최대 수직 압축 변위량을 분석하였다.

척추체 망상골의 탄성계수는 척추체 내의 위치에 따라 차이를 보이는 것으로 알려져 있으나 본 연구에서는 망상골의 탄성계수가 골다공증으로 인해 크게 약화된 점을 고려하여 모델링 하였으므로 이에 따른 차이를 고려하지 않고 동일한 물성치를 부여하였다.

1. 유한요소 모델의 검증

구현된 유한요소 모델의 검증을 위해 압축 수직 하중을 가하여 종판 중심에서의 최대 변위를 측정된 Brinckmann 등[27]의 실험 결과 값과 유한요소 해석을 통해 얻어진 종판의 최대 변위 값을 비교하였다. 실험 조건과 동일하게 1,500N과 3,000N의 수직 압축 하중을 가하여 척추체 상종판의 최대 변위 값을 비교한 결과, Brinckmann 등의 실험 결과와 매우 유사한 값을 나타내어 본 연구에서 사용되어질 제 1 요추부 척추체의 유한요소 모델의 타당성을 검증하였다. Brinckmann 등의 실험 결과와 유한요소 모델의 검증 결과를 그림 10에 나타내었다.

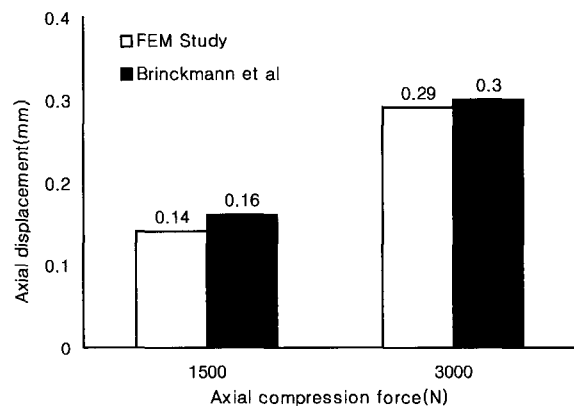


그림 10. 제 1 요추체에 대한 검증 결과
Fig. 10. Validation Results for L1 Vertebral Body

2. 골밀도의 변화에 따른 영향

골다공증은 망상골의 골밀도를 변화시키게 되며 이로 인해 척추체의 구조적 강성도에 영향을 미치게 된다. 이러한 골밀도의 변화가 척추체에 미치는 영향을 분석하고자 골다공증 환자들의 골밀도 값을 압축 탄성 계수로 변환하여 물성치를 적용한 골다공증 모델에 2,500N의 수직 압축 하중을 가하였다. 이에 따른 척추체 상종판의 최대 수직

변위량 분석 결과를 골밀도에 따라 그림 11에 나타내었다. 모든 골다공증 모델에 있어서 2,500N의 압축 하중 하에서 골절이 예상되는 수직 변위량인 2.3mm 보다 낮은 최대 수직 변위량을 보였으나, 정상적인 골밀도를 가지는 모델의 수직 변위량인 0.3mm에는 미치지 못하였다. 골밀도가 가장 낮은 환자 1(BMD 11.2mg/ml)의 경우 가장 높은 2.07mm의 최대 수직 변위량을 보였으며, 골밀도가 가장 높은 환자 4(BMD 49.1mg/ml)의 경우는 정상 상태(Intact)의 수직 변위량에 근접하는 0.58mm의 최대 수직 변위량을 가지는 것으로 나타났다. 골밀도가 감소함에 따라 척추체 상중판의 수직 변위량이 급격히 증가하는 이러한 결과는 골밀도가 척추체 자체의 구조적 강성도에 영향을 미치는 주요 인자 중 하나임을 나타내는 것으로 사료되어진다. 골밀도 값이 50mg/ml 이상인 골밀도 값을 가지는 경우, 정상인의 척추체와 유사한 구조적인 강성도를 지닐 것으로 판단되어진다.

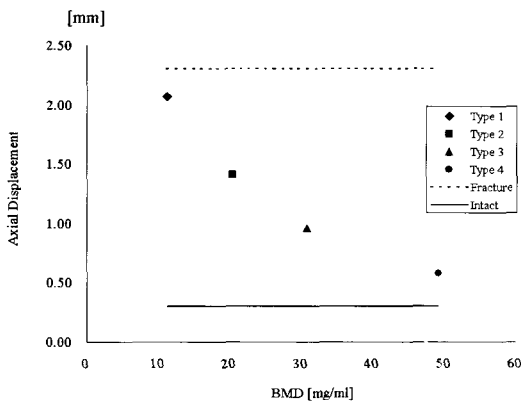


그림 11. 골밀도의 변화에 따른 최대 수직 변위량
Fig. 11. Axial Displacement According to Changes of BMD

3. 골 시멘트 주입량의 변화에 따른 영향

골 시멘트의 주입량에 따른 추체 성형술의 효과를 분석하기 위해, 환자들의 골밀도를 적용한 4가지 골다공증 유한요소 모델(Type 1 ~ Type 4)에 망상골 부피의 10~30%의 골 시멘트를 주입한 것으로 설정하였다. 2,500N의 수직 압축 하중 하중에 따른 척추체 상중판의 최대 수직 변위량 결과를 골 시멘트 주입 전(0% 주입)과 주입 후(10~30%)에 대해 그림 12에 나타내었다. 골 시멘트의 주입량이 증가할수록 수직 변위량은 점점 감소하는 것으로 나타났으며, 이러한 감소 효과는 골밀도가 증가함에 따라 점점 적어지는 경향을 보였다. 4명의 환자들 가운데 가장 높은 골밀도 값을 가지는 Type 4의 경우, 20~30%의 골 시멘트의 주입을 통해 골절 후 손상된 척추체의 구조적 안정성이 정상인(Intact)과 비슷한 수준으로 회복될 수 있음을 나타내었다. 그러나, 골밀도가 매우 낮은 경우(Type 1) 많은 양의 골 시멘트 주입으로도 상대적으로 높은 최대 수직 변위량을 보여 여전히 골절의 위험성을 가지는 것으로 나타났다.

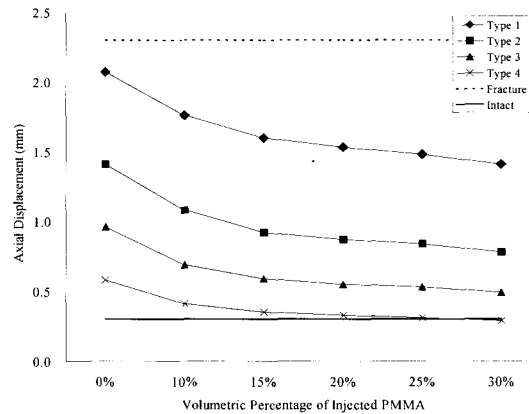


그림 12. 골 시멘트의 주입량에 따른 최대 수직 변화
Fig. 12. Changes of Maximum Axial Displacement according to the amount of PMMA

골 시멘트 주입량에 따른 최대 수직 변위량의 감소 효과는 골밀도가 낮은 Type 1의 경우 최대 147%의 감소 효과를 가지는 것으로 나타났으며, 골밀도가 상대적으로 높은 Type 4의 경우 골 시멘트 주입 전에 비해 최소 141%에서 최대 200%의 감소 효과를 가져오는 것으로 나타났다(그림 13).

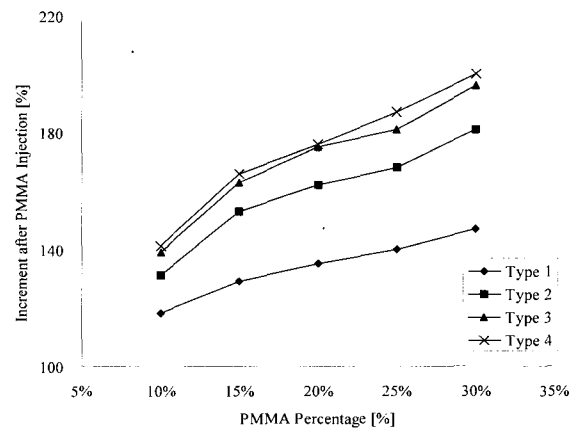


그림 13. 골 시멘트 주입에 따른 수직 변위량 감소 효과
Fig. 13. The Effect of Decreasing Axial Displacement after PMMA Injection

4. 환자의 골 시멘트 주입량의 적절성에 대한 분석

실제 시술 시 주입된 골 시멘트 주입량의 적절성을 분석하기 위해 시술 전의 최대 수직 변위량에 대한 시술 후의 최대 수직 변위량으로 정규화한 값들을 비교 분석하였다(그림 14). 시술 전의 상태에 비해 추체 성형술을 시술 받은 후의 경우에 있어서 척추체 상중판의 수직 변위량의 감소 효과는 골밀도 값에 따라 20~100%까지 증가하였다. 골밀도가 상대적으로 높은 환자 4의 경우 약 15%의 주입

만으로도 60% 이상 수직 변위량이 감소하였다. 골밀도가 높을수록 같은 양의 골 시멘트 주입으로 인한 효과는 큰 것으로 나타났다. 한편 골밀도가 낮은 환자 1의 경우 30% 까지 골 시멘트를 주입하더라도 추체 성형술을 통한 수직 변위량의 감소 효과는 50%에도 미치지 못하여 추체 성형술의 효과가 낮은 것으로 나타났다.

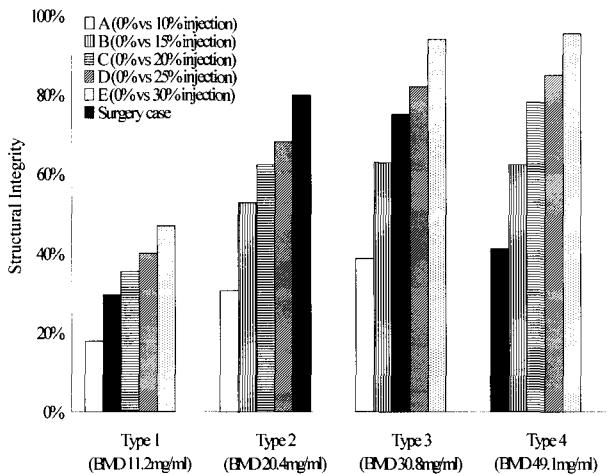


그림 14. 골 시멘트 주입 전과 주입 후의 구조적 안정성 증가
Fig. 14. Percent Increase in Structural Integrity Due to the Volumetric Percentage of PMMA Injection

실제 시술 시 주입된 골 시멘트의 양을 적용한 시술 모델(□ surgery case)의 경우, 환자 1의 경우를 제외한 모든 환자에 있어서 시술 이전의 최대 수직 변위량에 비해 70~80%의 감소 효과를 나타내어 주입된 골 시멘트의 양은 매우 적절한 것으로 나타났다. 환자 4의 경우 수직 변위량의 감소 효과는 약 40%로 비교적 낮게 나타났으나 실제 수직 변위량이 0.41mm로 매우 낮았으며, 임상적으로 많은 양의 골 시멘트 주입은 골 시멘트의 유출 및 부적절한 강도의 증가 등의 부작용을 줄일 수 있으므로 환자 4에 있어서 10%의 주입량은 매우 적절한 것으로 판단되어진다. 그러나 골밀도가 가장 낮은 환자 1의 경우, 15%의 골 시멘트가 주입되었는데 이는 1.6mm의 비교적 높은 최대 수직 변위량을 보였으며 추체 성형술을 통한 수직 변위량의 감소 효과에 있어서도 40% 이하의 낮은 효과를 보이는 것으로 나타나 30%의 골 시멘트의 주입이 적절했을 것으로 사료되어진다.

5. 골 시멘트의 주입 위치에 따른 효과 분석

골 시멘트 주입 위치를 변화시킨 유한요소 모델의 상종판에 수직 압축 하중을 가하여 최대 수직 변위량을 분석한 결과, 골밀도 값에 상관없이 척추체의 중앙에 골 시멘트가 위치하였을 때 가장 낮은 최대 수직 변위량을 보였다(그림 15). 측방에 위치할 경우 다른 주입 영역에 비해 평균적으로 11% 정도 높은 변위량을 기록하여 가장 낮은 효과를 가져오는 것으로 나타났다. 척추체의 압박 골절 시 척추체의 전방 높이가 감소되어 하중이 전방에 과도하게 전달되

는 점을 고려할 때, 추체 중앙 또는 전방에 골 시멘트가 위치할 때 임상적으로나 역학적으로 더 우수한 효과를 볼 수 있을 것으로 사료되어진다.

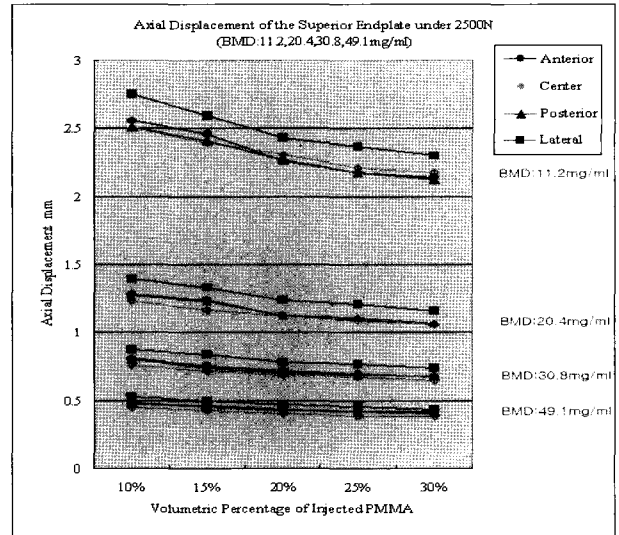


그림 15. 골 시멘트 주입 영역에 따른 최대 수직 변위량
Fig. 15. Axial Displacement of the Superior Endplate of the Vertebral with respect to PMMA Regions Injected

Type B. 골절로 인한 척추체의 변형

골절된 척추체에 골 시멘트를 주입하는 추체 성형술은 시술 시 손상되어진 척추체 높이의 회복이 어려운 실정이다. 최근에 이러한 추체 성형술의 단점을 보완하고자 팽창 가능한 풍선(balloon tamp)을 골절된 척추체 내에서 팽창시킴으로써 손상되어진 척추체의 높이를 회복시키려는 kyphoplasty라는 새로운 시술 방식이 소개되어졌다. 이러한 시술을 통해 대략 74~81%의 척추체 높이의 회복을 보였으며 골절로 인한 척추 전만증 또한 감소하는 효과를 가져오는 것으로 보고 되었다[12,13]. 따라서 본 연구에서는 척추체의 압박 골절 상태를 구현함으로써 척추 만곡의 변화를 재현하였으며 골절의 정도에 따른 세 가지 모델을 구현하여 골절로 인한 생체역학적 문제점을 분석하고자 하였다. 척추 만곡의 변화가 인체에 미치는 영향을 관찰하고자 후방 요소를 제외한 추체 자체만으로 구성된 다분절 유한요소 모델을 구현하였다.

1. 다분절 유한요소 모델의 검증

유한요소 모델의 검증을 위해서, 압축 하중 하에서 종판의 중심에서의 변위를 측정된 Brinckmann 등[27]의 연구 결과와 비교하였다. 실험과 유사한 조건을 부여하기 위하여 유한요소 모델을 T12~L1와 L1~L2로 구분하였으며, 실험과 동일한 변위(ΔH)를 가하여 종판 중심에서의 수직 거리의 변화(ΔE)를 계산하였다. 수직 변위의 측정 위치와 방법을 그림 16에 나타내었다.

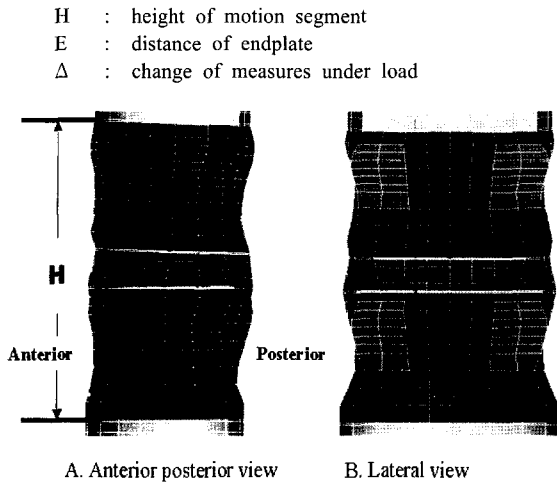


그림 16. 다분절 척추체의 검증 방법
 Fig. 16. Measurement Location for Validation

유한요소 모델의 검증 결과 기존의 실험 문헌의 값과 매우 유사한 경향을 보여 앞으로 수행되어질 유한요소 해석의 타당성을 검증하였다. 유한요소 해석 결과와 실험 문헌의 값을 그림 17에 비교하여 나타내었다.

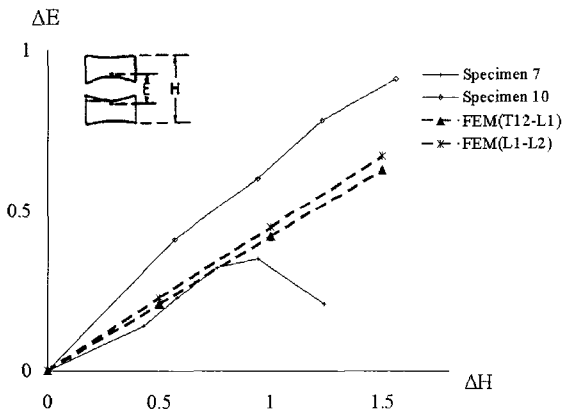


그림 17. 다분절 척추체의 검증 결과
 Fig. 17. Validation Results of FSU Models

2. 척추 만곡의 변화에 대한 분석 결과

시술 전과 시술 후의 다분절 유한요소 모델 상부에 3,000N의 수직 압축 하중을 가하여 변화된 Cobb angle을 측정된 결과를 하중을 가하기 전과 하중을 가한 후의 상태로 나누어 표 8에 나타내었다. RAP값이 감소함에 따라 (압박 골절의 정도가 심해질수록) 하중으로 인한 척추 만곡의 변화도 크게 증가하는 경향을 보였다. 척추 골절이 일어나기 이전의 상태인 정상 모델의 경우, 하중을 가하기 전의 -2.80° 의 후만곡에서 하중을 가한 후 -2.56° 의 후만곡을 보여 0.24° 의 차이를 가지는 것으로 나타났다. 그러나 척추 변형을 가지고 있는 골절 모델의 경우, RAP 값이 작

아질수록 하중을 가한 후의 척추 만곡의 변화는 점점 크게 나타났으며, 평균 10.24° 의 매우 높은 Cobb angle의 변화를 야기하는 것으로 나타났다. 이와 같이 손상된 척추 변형 상태에서 추체 성형술을 받은 경우, 골 시멘트의 보강 만으로는 척추 만곡의 변화에 있어서 큰 효과를 나타내지 못하는 것으로 사료되어진다.

표 8. 하중에 따른 척추 만곡 변화
 Table 8. The Results of Spinal Curvature Changes

RAP	Type	Compression		Difference
		Unloading	Loading	
Intact	Non-treatment	-2.80°	-2.56°	0.24°
	Unipedicular	17.56°	30.09°	12.53°
	Bipedicular	17.56°	29.54°	11.98°
0.6	Non-treatment	12.76°	22.44°	9.68°
	Unipedicular	12.76°	22.25°	9.49°
	Bipedicular	12.76°	22.09°	9.33°
0.7	Non-treatment	9.0°	17.50°	8.50°
	Unipedicular	9.0°	16.47°	7.47°
	Bipedicular	9.0°	16.34°	7.34°

3. 정규화된 강성도의 분석 결과

유한요소 해석을 통한 다분절 유한요소 모델의 구조적 강성도를 정규화한 결과를 그림 18에 나타내었다. RAP 값이 큰 경우(척추체 높이의 감소가 작은 경우) 추체 성형술 시술 후의 구조적 강성도가 정상 상태와 유사한 값을 보였으나, RAP가 0.8인 경우를 제외한 나머지 모든 모델에 있어서는 골절이 일어나기 전의 구조적 강성도에 다소 미치지 못하는 값을 보였다. 또한 RAP 값이 0.7 이하로 내려갈수록 정규화된 강성도 값은 점점 낮아지는 경향을 보였다. 이는 골절된 척추체 높이의 회복이 다분절 척추체의 구조적 강성도에 영향을 미치는 주된 원인 중 하나임을 나타내는 자료로 사료되어진다.

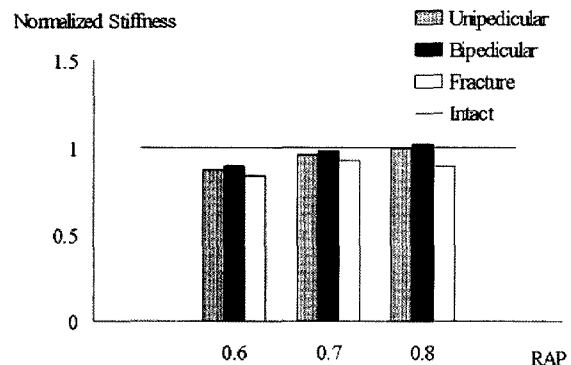


그림 18. RAP의 변화에 따른 구조적 강성도를 정규화한 결과
 Fig. 18. Normalized stiffness results with the change of RAP

4. 시술 방식에 따른 효과 분석 결과

추체 성형술의 시술 방식에 따른 생체 역학적 효과를 분석하기 위해 골절 상태가 구현된 유한요소 모델에 단방향 및 양방향 추체 성형술을 적용한 모델을 설정하여 강성도 값을 산출하였다. 두 가지 시술 방식에 대한 강성도 값을 시술 전의 강성도 값에 따라 정규화 한 뒤 이를 비교하였다(그림 19). 시술 방식에 관계없이 RAP 값이 0.8인 골절 모델에 있어서 추체 성형술의 효과가 가장 큰 것으로 나타났다. 그러나 골절의 정도가 이보다 심한 경우 시술을 통해 약 8% 이하의 미미한 구조적 강성도의 증가 효과를 가져왔다. 시술 방식에 따른 차이에 있어서는, 두 가지의 시술 방식 모두 시술 전의 경우보다 증가하였으며, 골절의 정도에 상관없이 양방향 추체 성형술이 단방향 추체 성형술에 비해 구조적 안정성의 증가 효과가 3~4% 높게 나타났다.

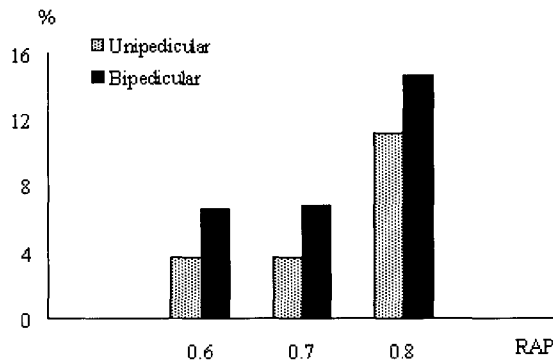


그림 19. 시술 방식에 따른 구조적 안정성의 증가 효과
 Fig. 19. The Increasing Effect of Structural Integrity According to Treatment Methods

추체 성형술은 일정 기간동안의 보존적 치료(안정, 약물 치료 등)에도 계속 통증이 지속되고 일상 생활이 힘들 경우, 심한 통증으로 거동이 불가능한 경우에 시술이 행하여 지므로 척추체 골절만으로 시술 여부가 판정되지는 않는다. 그러나 본 연구에서는 통증으로 인해 시술이 필요한 것으로 가정하였으며, 여러 가지 골절의 종류 중에서 척추 만곡의 변화에 가장 큰 영향을 미치는 압박 골절을 구현하여 이러한 척추 골절이 미치는 효과를 비교 분석하고자 하였다. 압박 골절 비가 커질수록(RAP 값이 작아질수록) 동일한 하중에 의한 척추 만곡의 변화 정도가 커지는 현상을 보였으며 이는 곧 척추 후방 근육들의 역할의 증가를 가져와 장기적으로 근육에 과도한 긴장을 야기하는 문제점을 가져올 것으로 사료되어진다.

추체 성형술 이후 발생하는 추가 골절의 경우 골다공증으로 인해 전체적으로 약화된 골밀도 값을 가지는 추체들 중 일부에 높은 물성치를 가지고 있는 골 시멘트를 주입함으로써 강성도가 약한 상·하 추체들의 골절 가능성이 높아질 것으로 판단되어지나 이에 대한 연구는 아직 수행되지 않았다. 따라서 추가 골절의 문제점을 밝히기 위해서는 골절된 척추체와 상·하 추체들의 골밀도 값을 변화시킨 유한요소 해석이 수행되어야 할 것으로 사료되어진다.

본 연구에서는 척추체의 후방 요소를 포함하지 않고 추

체만으로 골절 모델을 구현함으로써 척추 인대의 기능을 제외한 상태에서의 척추 만곡의 변화 정도를 분석하고자 하였으며 척추체 상부에 압축 하중을 가하여 분석을 수행 하였으므로, 후방 요소 및 주요 인대들을 적용한 다분절 유한요소 모델을 구현하여 일상 생활 시 받게 되는 수직 압축하중(Z축)을 가한다면, 굽힘에 의한 모멘트가 가해지게 되므로 보다 임상적인 해석이 가능해질 것으로 사료되어진다.

또한 다분절 유한요소 모델에 압축하중만을 가하여 단방향·양방향 두 가지의 시술 방식에 따른 차이를 분석하고자 하였으나, 굴곡, 신전, 축회전 모멘트 등 여러 가지 하중을 적용한다면 두 가지 시술 방식에 따른 차이가 보다 크게 나타났을 것으로 사료되어진다.

앞으로 본 연구에서 제외하였던 척추체 후방요소와 주요 척추 인대들을 포함하여 척추체의 운동(motion)을 분석한다면 하중에 따른 추체 성형술의 효과와 하중의 전달시 야기될 수 있는 문제점에 대한 효과적인 해결 방안을 제시할 수 있을 것으로 사료되어진다.

결론 및 요약

골 시멘트의 주입을 통한 추체 성형술을 골밀도와 골 시멘트의 주입량, 시술 방식, 그리고 다분절 척추체에 대한 해석을 통해 비교 및 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 추체 성형술은 골절로 인해 약화된 척추체에 시술 방식에 관계없이 우수한 구조적 보강 효과를 가져오는 것으로 나타났다.
2. 골밀도에 따른 골 시멘트의 주입량의 설정에 있어서, 상대적으로 높은 골밀도를 가진 환자에 있어서는 약 15%의 골 시멘트의 주입이 적절할 것으로 사료되며, 낮은 골밀도를 가진 환자에 있어서는 약 30%의 골 시멘트 주입이 가장 효과적인 구조적 안정성의 보강 효과를 가져올 것으로 사료되어진다.
3. 골 시멘트의 주입량에 따른 효과는 망상골 부피비의 약 10~15% 주입 시 가장 큰 구조적 안정성의 증가 효과를 가져오는 것으로 나타났다.
4. 골 시멘트 주입 영역에 따른 효과는 척추체 전방 또는 중앙에 골 시멘트를 주입 시 구조적 안정성 및 하중의 전달에 있어 가장 큰 효과를 보이는 것으로 나타났다.
5. 다분절 척추체에 대한 분석 결과, 추체 성형술로 인한 척추 운동 분절에 대한 구조적 안정성의 증가 효과는 단분절 척추체에 대한 효과보다 낮게 나타났다.
6. 손상된 척추체의 높이를 복원하지 못한 추체 성형술의 경우 하중으로 인한 과도한 전만곡을 가져오는 것으로 나타나 척추 인대들의 긴장과 역할이 증가되어 피로 현상을 야기할 것으로 사료되어진다.
7. 적절한 하중의 전달과 손상된 척추체의 안정성을 회복하기 위해서는 골절로 인해 손상된 척추체의 높이의 회복이 반드시 필요할 것으로 사료되어진다.

위와 같은 결과의 요약으로부터 결론을 내린다면, 골다공증으로 인한 척추 압박 골절의 치료에 있어 추체 성형술

은 골밀도가 상대적으로 높을 경우 (BMD 50mg/ml이상), 척추체 망상골 부피의 15%에 해당하는 골 시멘트양의 주입 시, 골절로 인한 척추체 높이의 감소 정도가 심하지 않을 경우 (RAP 0.8이상)에 가장 효과적일 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. P. Galibert, H. Deramond, P. Rosat et al., "Note preliminaire sur le traitement des angiomes vertebraux par vertebroplastie acrylique percutanee", Neurochirurgie, Vol. 233, pp. 166-168, 1987
2. ME. Jensen, AJ Evans, JM Mathis et al., "Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: technical aspects", Am J Neuroradiol., Vol. 18, pp. 1897-1904, 1997
3. F. Grados, C. Depriester, G. Cayrolle et al., "Longterm observations of vertebral osteoporotic fractures treated by percutaneous vertebroplasty", J Rheumatol., Vol. 39, pp. 1410-1414, 2000
4. M. P. Bostrom, J. M. Lane, "Future directions. Augmentation of osteoporotic vertebral bodies", Spine, Vol. 22, pp. 395-42S, 1999
5. AG. Tohmeh, JM. Mathis, DC. Fenton et al., "Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipedicular vertebroplasty for the management of osteoporotic compression fractures", Spine, Vol. 24, pp. 1772-1776, 1999
6. M. C. Leeson, S. B. Lippitt, "Thermal aspects of the use of polymethylmethacrylate in large metaphyseal defects in bone. A clinical review and laboratory study", Clin Orthop., Vol. 295, pp. 239-245, 1993
7. S. M. Belkoff, M. Maroney, D. C. Fenton et al., "An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty", Bone, Vol. 25, pp. 23S-26S, 1999
8. S. B. Field and C. C. Morris, "The relationship between heating time and temperature: its relevance to clinical hyperthermia", Radiother Oncol., Vol. 1, pp. 179-186, 1983
9. H. Deramond, N. Wright, S. Belkoff, "Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty", Bone, Vol. 25(S), pp. 17-21, 1999
10. M. Liebschner, W. Rosenberg, T. Keaveny, "Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty", Spine, Vol. 26, pp. 1547-1554, 2001
11. U. Berlemann et al., Procs ISSLS, 2000
12. S. M. Belkoff, J. M. Mathis, H. Deramond et al., "An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with kyphoplasty", Am J Neuroradiol., Vol. 22, pp. 1212-1216, 2001
13. I. Lieberman, S. Dudeney, M. Reinhardt et al., "Initial outcome and efficacy of "Kyphoplasty" in the treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures", Spine, Vol. 26, pp. 1631-1638, 2001
14. N. Grosland, "Spinal Adaptations in Response to Interbody Fusion Systems: A Theoretical Investigation", Graduate College The University of Iowa, pp. 33-41, 1998
15. J. Lotz, T. Gerhart, W. Hayes, "Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study", J. Comput Assist Tomogr., Vol. 14, pp. 107-114, 1990
16. E. Myers, S. Wilson, "Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture", Spine, Vol. 22(24S), pp. 25S-31S, 1997
17. B. Mjoberg, H. Pettersson, R. Rosenqvist et al., "Bone cement, thermal injury and the radiolucent zone", Acta Orthop Scand., Vol. 55, pp. 597-600, 1984
18. S. Shirazi-ADL, S. Shrivastava, A. Ahmed, "Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression", Spine, Vol. 9(2), pp. 120-134, 1984
19. N. Kim, S. Moon, H. Lee et al., "Spinal dimensions and shape variation in Koreans - radiographic quantitative morphometry", J Korean Orthop. Assoc., Vol. 33, Num. 7, pp. 1611-1619, 1998
20. I. Gilad, M. Nissan., "A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine", Spine, Vol. 11(2), pp. 154-157, 1986
21. M. Bernhardt, K. H. Bridwell, "Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar Junction", Spine, Vol. 14, pp. 717-721, 1989
22. D. Hickey, D. Hukins, "Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc", Spine, Vol. 5, pp. 106-115, 1980
23. R. Stevens, R. Ryvar, W. Robertson et al., "Biological changes in the annulus fibrosus in patients with low-back pain", Spine, Vol. 7, pp. 223-233, 1982
24. K. Sedowofia, I. Tomlinson, J. Weiss et al., "Collagenolytic enzyme systems in human intervertebral disc", Spine, Vol. 7, pp. 213-221, 1982
25. H. Wu, R. Yao, "Mechanical behavior of the human annulus fibrosus", J Biomech., Vol. 9, pp. 1-7, 1976
26. H. Yamada, "Strength of Biological Materials", Baltimore, Williams & Wilkins, pp. 73-88, 1970
27. P. Brinckmann, W. Frobin, E. Hierholzer et al., "Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine", Spine, Vol. 8, pp. 851-856, 1983
28. L. Melton, S. Kan, K. Frye et al., "Eidemiology of vertebral fractures in women", Am J Epidemiol., Vol. 129, pp. 1000-1011, 1989