

골 시멘트 중합 비율 변경이 척추성형술 치료에 미치는 영향에 대한 비교 분석

김형도 · †탁계래 · *김한성

건국대학교 의과대학 의학공학부, *연세대학교 보건과학대학 의공학부

(2002년 7월 29일 접수, 2002년 11월 21일 채택)

A Micro Finite Element Analysis on Effects of Altering Monomer-to-Powder Ratio of Bone Cement During Vertebroplasty

Hyung Do Kim, †Gye Rae Tack, and *Han Sung Kim

School of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University

*Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University

(Received July 29, 2002. Accepted November 21, 2002)

요약: 골다공증이 골량의 감소에 의해 야기되며, 해면골 미세구조의 골밀도가 감소하는 질병이다. 약물치료(부갑상선 호르몬)법은 골소주의 두께 및 골의 강도를 어느 정도 증가시킬 수 있는 호르몬 치료법이다. 척추성형술은 골다공성 척추 압박 골절의 치료를 위하여 척추 해면골에 주사기를 통하여 골 시멘트를 주입하는 최소 침습적 수술법이다. 임상적으로 골 시멘트의 물성치에 영향을 미치더라도 점성 감소와 주입 시간 확보를 위해 중합비율을 변경하여 사용한다. 본 연구의 목적은 골 시멘트 중합비율 변경에 따른 척추 해면골의 역학적 특성을 알아보고자 한다. 본 논문에서는 수정된 보로노이 도형을 이용하여 척추 해면골의 유한요소 모델을 생성하고, 골 시멘트의 중합비율(0.40~1.07ml/g)에 따른 척추 해면골의 강도회복 정도를 비교하였다. 또한 골다공증 치료에서 호르몬 치료와 골 시멘트 치료의 상대적인 영향을 비교 분석하였다. 분석결과 골 시멘트 치료 모델의 탄성계수와 강도는 정상 상태의 약 60%로 회복되었으며, 이 값은 호르몬 치료 모델의 약 2배이다. 0.53ml/g의 중합비율에서 골 시멘트의 탄성계수와 강도가 최고이며 1.07ml/g의 중합비율에서 최소의 탄성계수와 강도(각각 42%와 49%)이지만 약물 치료보다는 더 효과적임을 알 수 있다. 척추성형술시 제작사에서 추천하는 중합비율과 다른 비율을 사용할 경우 골 시멘트의 물성치 감소뿐만 아니라 환자의 골 밀도에 따라서 해면골의 강도회복에 문제가 발생할 수 있다는 것을 알 수 있었다.

Abstract: Osteoporosis is a systemic skeletal disease caused by low bone mass and the decrease of bone density in the microstructure of trabecular bone. Drug therapy(PTH: Parathyroid hormone) may increase the trabecular thickness and thus bone strength. Vertebroplasty is a minimally invasive surgery for the treatment of osteoporotic vertebral compression fracture. This procedure includes puncturing vertebrae and filling with Polymethylmethacrylate(PMMA). Although altering recommended monomer-to-powder ratio affects material properties of bone cement, clinicians commonly alter the mixture ratio to decrease viscosity and increase the working time. The purposes of this study were to analyze the effect of the monomer-to-powder ratio on the mechanical characteristics of trabecular. In this paper, the finite element model of human vertebral trabecular bone was developed by modified Voronoi diagram, to analyze the relative effect of hormone therapy and vertebroplasty at the treatment of osteoporotic vertebrae. Trabecular bone models for vertebroplasty with varied monomer-to-powder ratio(0.40~1.07 ml/g) were analyzed. Effective modulus and strength of bone cement-treated models were approximately 60% of those of intact models and these are almost twice the values of hormone-treated models. The bone cement models with the ratio of 0.53ml/g have the maximum modulus and strength. For the ratio of 1.07ml/g, the modulus and strength were minimum(42% and 49% respectively) but these were greater than those for drug therapy. This study shows that bone cement treatment is more effective than drug therapy. It is found that in vertebroplasty, using a monomer-to-powder ratio different from that recommended by manufacturer may significantly not only reduce the cement's material properties but also deteriorate the mechanical characteristics of osteoporotic vertebrae.

Key words: Osteoporosis, Vertebroplasty, Bone cement, Monomer-to-powder ratio, Finite element analysis

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2001-00500)지원으로 수행되었음.

통신저자: 탁계래, (380-701) 충북 충주시 단월동 322번지

건국대학교 의과대학 의학공학부

Tel. (043)840-3762, Fax. (043)851-0620

서론

뼈는 신체 가운데서도 아주 활동적인 기관으로 끊임없이 분해되고 재생된다. 골다공증이란 뼈의 재생성 과정보다 분해가

더 많이 일어나는 경우에 발생하며, 뼈를 구성하는 대표적인 요소인 교원질 섬유소와 칼슘이 과다하게 상실되어 골량의 한계치 이하로 감소하여 가벼운 충격에도 쉽게 골절이 발생하게 되는 질환이다. 일반적으로 골량은 성장기 동안에 계속해서 증가하지만 30.5세 이후에 감소하기 시작하고, 70세의 골량은 성인의 약 70%까지 감소한다[1]. 미국의 경우 폐경기 이후 백인 여성의 15%와 65세 이상 여성의 35%가 골다공증 질환을 가지고 있는 것으로 보고되고 있다[2]. 골절에 의한 위험성은 신체의 모든 부위이며, 대표적인 부위로 척추, 대퇴골 및 손목 부분이다. 50세 이상의 골다공증을 가지고 있는 백인 여성에서 주로 척추(32%), 대퇴골(16%), 손목 부분(15%)에서 많은 골절이 발생하고 있다[3]. 척추 압박 골절은 나이와 밀접한 관련이 있는데 70세 이상 여성의 25%와 80세 이상 여성의 50%에서 척추 골절이 보고되었다[4]. 척추 압박 골절의 경우, 허리가 굽게 되고 키가 줄며 이로 인해 사망 전까지 심한 요통에 시달리게 된다. 또한 심장, 폐 및 내부 장기가 압박을 받게되어 심장과 폐기능이 저하된다. 1997년 미국의 경우 척추 골절의 치료비용으로 약 140억불이 소요되었으며 2040년까지 매년 약 500억불 정도로 예상되는 척추 골절의 치료비용은 뇌졸중, 유방암, 당뇨병 그리고 만성적인 폐 질환들의 매년 치료비용보다도 높다[5]. 이처럼 골다공증은 골절로 인해 동반되는 합병증으로 이환율(morbidity rate)과 사망률(mortality rate)을 증가시키며, 경제적으로도 많은 비용을 요구하므로 많은 나라에서 골다공증의 예방 및 치료에 대한 연구를 활발하게 수행하고 있다.

골다공증은 나이와 밀접한 관련이 있으므로, 나이가 증가하면서 나타나는 척추 해면골의 미세구조변화는 조직형태학적(Histomorphometric) 분석을 통하여 정량적으로 파악할 수 있으며, 골소주의 두께와 개수의 감소로도 감지할 수 있다[6][7]. 골다공증의 치료에 대한 연구에 있어서 치밀골 보다는 미세구조의 해면골과 관련된 다양한 방법들이 보고되고 있다. Li[8]와 Mosekilde[9]는 부갑상선 호르몬(Parathyroid hormone) 치료로 골소주의 두께와 골의 부피가 어느 정도 증가하였지만 골소주 개수의 증가는 없었다고 보고하였다. 또한 Silva와 Gibson[10]은 보로노이 도형(Voronoi diagram)을 사용하여 척추 해면골의 미세구조를 유한요소 모델로 구성하여 약물 치료 즉, 부갑상선 호르몬 치료의 효과를 설명하였다. 1984년 Galibert와 Deramond[11]에 의해 처음 소개된 척추성형술(Vertebroplasty)은 척추 압박 골절의 강도를 증가시키기 위하여 해면골에 Polymethylmethacrylate(PMMA)와 같은 골 시멘트를 주사기로 주입하여 골의 강도를 증가시키는 최소 침습적 수술 방법이며, 통증완화 및 골의 안정성이 우수하고[12] 합병증이 매우 적은 것으로 보고되고 있다[13]. 척추성형술에 사용되는 골 시멘트는 폴리머 분말(Methacrylate: PMMA, PMA)과 단량체 액(Monomer liquid: Methylmethacrylate, MMA)을 제작사에서 추천하는 비율로 중합하여 사용한다. Jasper[14] 등은 척추성형술시 골 시멘트(Cranioplastic, CMW, Blackpool, England)의 점성감소 및 주입시간의 확보를 위하여 제작사에

서 추천하는 중합비율(0.57ml/g; 폴리머 분말: 30g, 단량체 액: 17ml)과 다른 비율이 사용된다고 보고하면서, 중합비율의 변화에 대한 골 시멘트의 물성치 변화를 조사하였다. 그러나 제작사가 제시한 중합비율과 다른 중합비율을 사용할 경우, 척추성형술시 척추 해면골의 강도에 미치는 영향에 대한 연구는 아직 보고된 바 없다. 또한 기존의 연구들은 골다공증 환자에게 있어 호르몬 치료와 척추성형술에 대한 상대적 특성에 관한 연구는 아직 보고되어 있지 않다.

본 연구에서는 Silva와 Gibson이 제안한 보로노이 도형 생성기법을 적용하여 척추 해면골의 2차원 모델(정상, 골다공증, 호르몬 치료, 척추성형술 치료)을 구성하고, 호르몬 치료법과 척추성형술의 상대적 효과를 유한요소법을 사용하여 비교 분석하였으며, 척추성형술시 제작사가 추천하는 골 시멘트 중합비율과 다른 중합비율을 사용할 경우, 척추 해면골의 탄성계수와 강도에 미치는 영향을 비교 분석하였다.

재료 및 방법

1. 보로노이 도형(Voronoi diagram)

보로노이 도형은 최근에 해면골의 미세구조 모델 즉, 세포질 구조(cellular structure)를 생성하는데 많이 사용되고 있다[15][16]. 보로노이 도형이란 두 개의 핵 점(nucleation point) p와 q사과의 유클리드 거리(euclidean distance)를 $dist(p, q)$ 라 하고, 한 평면상에 n개의 셀(cell)로 나눈다. p에 있는 각각의 점에 대하여 만일, $dist(q, p_i) < dist(q, p_j)$ 를 만족하면 q는 셀에 포함시키고, 평면상의 점들을 p에 있는 점들 중 가장 가까운 점이 속한 셀에 포함되도록 하는 미세구조 모델 생성법이다(Fig. 1).

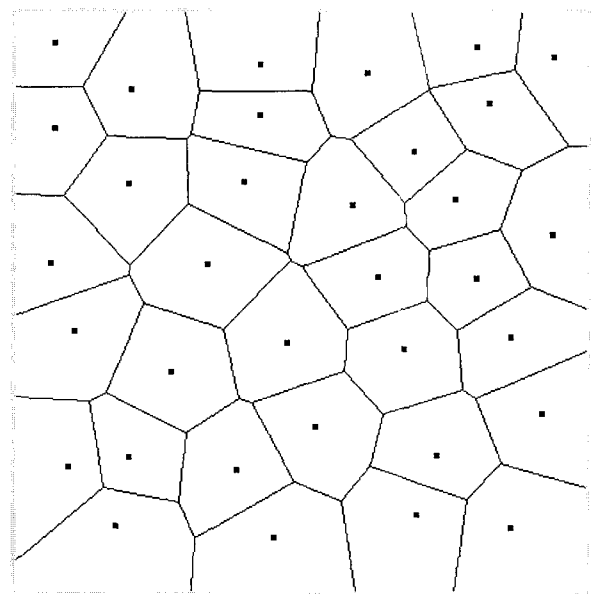


그림 1. 보로노이 도형의 생성
Fig. 1. Construction of Voronoi diagram

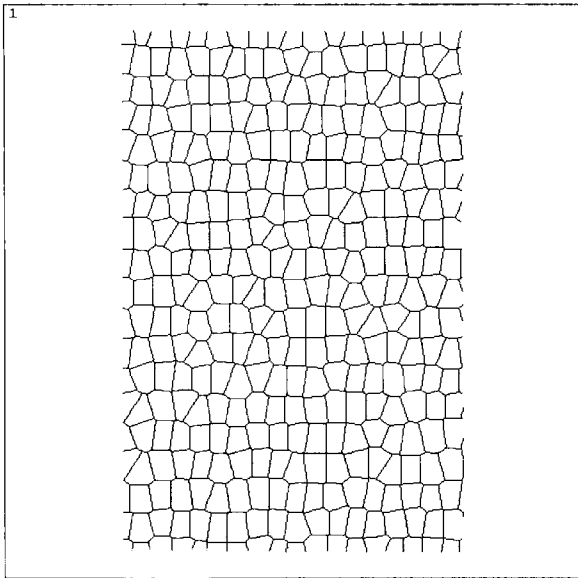


그림 2. 정상상태의 유한요소 모델
Fig. 2. Finite element mesh of an intact model

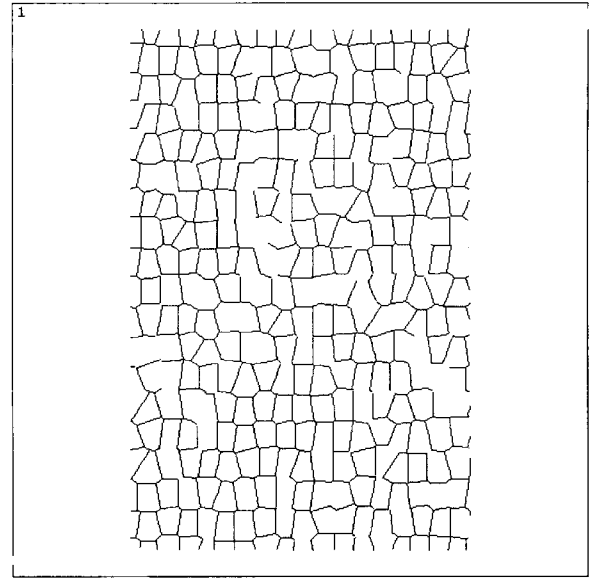


그림 3. 골다공증 상태의 유한요소 모델
Fig. 3. Finite element mesh of an aged model

2. 정상 상태 유한요소 모델

본 연구의 정상 상태 유한요소 모델은 1mm의 사이 간격을 가지는 17×17의 핵 점을 생성한 후, 각각의 점들을 -0.3~0.3 사이의 임의의 난수(random number)를 발생시켜 더해주어 보르노이 도형을 생성시킨다. 난수의 발생은 ANSI C 라이브러리에서 제공하는 rand(seed) 함수를 사용하였다. 종자 수(seed)는 난수를 발생시킬 때 최초로 사용되는 값을 말하며, 난수 발생은 그 종자가 되는 어떤 수에서 새로운 수를 생성하고 그 수가 다시 새로운 종자수가 된다. 즉 종자 수를 바꾸면 전혀 다른 난수가 발생하게 되므로 본 연구에서는 3가지의 다른 미세구조의 보르노이 도형을 생성하였다. 실제 척추 해면골의 가로세로 형상비를 고려하기 위하여 Silva와 Gibson[10]이 제안한 가로 방향으로 2.33배, 세로 방향으로 3.5배 비율을 적용하여 확대하였으며 척추 해면골의 두께와 밀도는 평균 29세 성

인의 평균값[7]을 적용하였다. 골소주의 두께는 수직(골소주 > 45°)·수평(골소주 ≤ 45°)방향으로 각각 0.213mm, 0.153mm의 값이며, 동일한 밀도(0.134)의 3가지 정상 상태 유한요소 모델을 생성하였다. Fig. 2는 3가지 모델중 대표적인 정상 상태 유한요소 모델을 도시하고있다. 척추 해면골 유한요소 모델에서 수직, 수평방향의 골소주는 Silva와 Gibson이 척추 해면골 시편의 영상으로부터 측정된 골소주의 수직방향과 수평방향의 각도 분포와 비교한 결과 유사한 분포를 가짐을 알 수 있었다. 또한 해석 모델의 대표성을 확보하기 위하여 전처리 과정(Pre-Processor)을 C 프로그램을 사용하여 자동적으로 생성되게 하였다.

3. 골다공증 유한요소 모델

Bergot[6]과 Mosekilde[7]의 연구에 의하면 골다공증이 진행될수록 해면골 골소주의 개수와 두께가 감소하여, 골 밀도가

표 1. 척추 해면골의 2차원 모델에서 정상, 골다공증, 약물치료 그리고 골 시멘트 치료의 유한요소 해석을 위한 미세구조 매개변수
Table 1. Microstructural parameters for finite element analysis of intact, aging, drug treatment and bone cement treatment in 2D models of vertebral trabecular bone

| Case | (Tb.Th) _L (mm) | (Tb.Th) _T (mm) | # of longitudinal trabeculae | # of transverse trabeculae |
|-----------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|----------------------------|
| Intact | 0.213 | 0.153 | 563 | 380 |
| Aged | 0.207 | 0.134 | 502 | 338 |
| Treated (hormone) | 0.225 | 0.190 | 502 | 338 |
| Treated (Bone cement) | 0.207 | 0.134 | 502 | 338 |

* # : number



그림 4. 요추로부터 획득한 원통형 골 시편
Fig. 4. Bone cylinder from lumbar spine

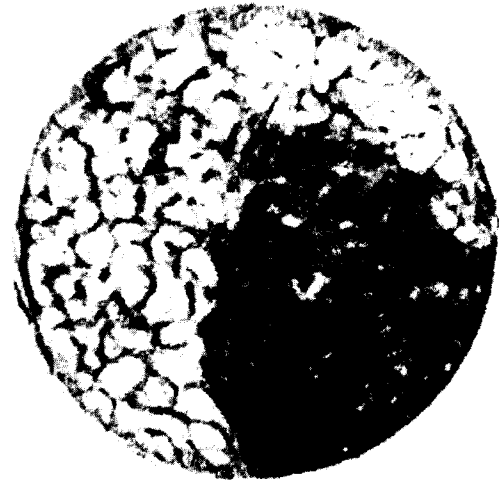


그림 5. 척추해면골 시편의 2차원 Micro-CT 영상
Fig. 5. 2D Micro-CT image of trabecular bone specimen

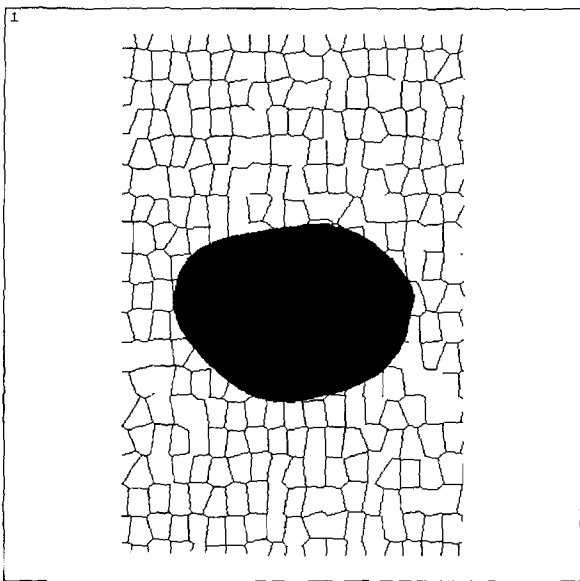


그림 6. 골시멘트 치료상태의 유한요소 모델
Fig. 6. Finite element mesh of a bone cement treatment model

Li[8]와 Mosekilde[9]는 호르몬 치료로 골소주의 두께와 골의 부피를 어느 정도 증가시킬 수 있다고 보고하였다. 본 연구

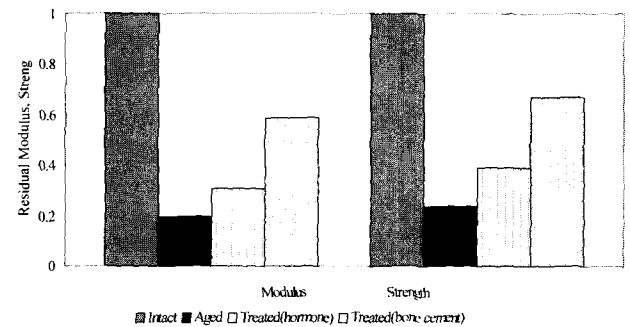


그림 7. 여러 2차원 모델의 탄성계수와 강도
Fig. 7. Modulus and strength for several 2D models

낮아지는 것을 알 수 있다. 본 연구의 골다공증 모델은 임의의 난수를 발생시켜 구성된 3개의 다른 정상 상태 유한요소 모델에서 Table 1에 기술한 바와 같이 임의의 난수를 발생시켜 수직방향으로 61개, 수평방향으로 42개의 빔 요소를 삭제하여 구성하였다(삭제되는 빔 요소 번호는 발생한 난수의 번호와 같다). 수직, 수평방향의 골소주에서 삭제한 비율은 Silva와 Gibson의 연구에서와 같이 약 1.5의 수직방향 대 수평방향의 비를 유지하였다. 또한 Silva와 Gibson의 골다공증 모델에 대한 결과와 비교하기 위하여 각각 수직 방향과 수평방향의 골소주 두께를 Table 1과 같이 수직방향으로 0.005mm, 수평방향으로 0.019mm 만큼 감소시켜 Silva와 Gibson의 골다공증 모델의 밀도(0.114)와 동일한 밀도의 모델을 생성하였다. Fig. 3은 3가지 골다공증 모델중 한가지의 골다공증 유한요소 모델이다.

4. 호르몬 치료의 유한요소 모델

에서 호르몬 치료의 유한요소 모델은 Silva와 Gibson의 결과와 비교하기 위하여 골다공증 모델의 수직방향과 수평방향 골소주를 각각 0.018mm과 0.056mm(Table 1) 증가시켜 Silva와 Gibson의 호르몬 치료 모델의 밀도(0.134)와 동일한 밀도의 모델을 생성하였다. 호르몬 치료모델의 밀도는 정상 상태의 밀도(0.134)와 동일하게 회복된 경우를 나타내고 있다. 즉, 정상 상태의 모델에서 임의의 난수를 발생시켜 골소주를 삭제한 골다공증 모델에서 호르몬 치료효과를 표현하기 위하여 잔존하는 골소주의 두께를 증가시켜 정상상태와 동일한 밀도의 호르몬 치료모델을 구성하였다.

5. 골 시멘트 치료의 유한요소 모델

골 시멘트의 유한요소 모델을 만들기 위하여 척추 해면골 내로 골 시멘트가 주입되는 패턴을 알아보기 위하여 Micro-CT를 사용하였다. 골 시멘트를 주입한 척추체로부터 얻어낸 직경

표 2. 해면골의 물성치

Table 2. Material properties of trabecular bone

| Case | Material | Elastic Modulus | Poisson's Ratio | Yield Strength |
|------|----------|-----------------|-----------------|----------------|
| A | Bone | 1.0 MPa | 0.3 | 10 KPa |
| B | Bone | 12 GPa | 0.3 | 120.5 MPa |

표 3. Table 2의 A/B의 값으로 축소한 후의 골 시멘트 물성치

Table 3. Material properties of bone cement after scale-down value A/B in Table 2

| Mixture ratio (mL/g) | Elastic Modulus (MPa) | Poisson's Ratio | Yield Strength (KPa) |
|----------------------|-----------------------|-----------------|----------------------|
| 0.40 | 0.151 | 0.3 | 4.108 |
| 0.47 | 0.176 | 0.3 | 4.871 |
| 0.53 | 0.184 | 0.3 | 4.938 |
| 0.57 | 0.173 | 0.3 | 4.780 |
| 0.6 | 0.168 | 0.3 | 4.689 |
| 0.67 | 0.160 | 0.3 | 4.108 |
| 0.73 | 0.163 | 0.3 | 4.033 |
| 1.07 | 0.148 | 0.3 | 3.817 |

11mm의 원통형 해면골 시편을 제작하였다(Fig. 4). 제작된 시편은 Micro-CT(Skyscan -1072, SkyScan, Belgium)를 이용하여 시편의 장축에 직각이 되는 2차원 횡단면 영상(픽셀크기:21.3 μ m \times 21.3 μ m)을 획득하였다(Fig. 5). 골다공증 진단 장비로 현재 세계적으로 많이 사용하는 DEXA(Dual Energy X-Ray Absorptiometry)는 단지 뼈의 밀도만을 공간 개념이 아닌 평면의 개념(g/cm²)으로 분석하는 진단장비이다. 본 연구에서 사용한 Micro-CT는 해면골의 2차원 미세구조 영상을 통하여 평면 개념 및 3차원 재구성을 통하여 공간 개념으로 밀도를 분석할 수 있어 최근 들어 골다공증 연구에 많이 사용되는 진단 장비이다. Fig. 5에서와 같이 골 시멘트 주입 시 골 시멘트는 골소주 사이로 흡수되었다.

본 연구에서의 골 시멘트 치료 전의 유한요소 모델은 골다공증 모델(밀도: 0.114)을 사용하였으며, Fig. 5를 참고로 하여 골 시멘트 부분을 평판요소를 이용하여 골 시멘트 치료 후의 유한요소 모델을 구성하였다(Fig. 6). 골 시멘트 치료의 물성치는 제조사에서 추천하는 중합비율(0.57ml/g)의 물성치를 사용하였다. 또한 척추성형술 시술시 골 시멘트의 주입량은 실제 환자의 척추성형술 시술 후의 CT영상을 이용하여 뼈와 골 시멘트의 외각선 추출(Segmentation)을 하여 3차원 영상 재구성을 통하여 뼈와 골 시멘트의 부피 비를 측정한 결과 일반적으로 해면골 체적의 10~30%인 것을 알 수 있었다[17]. 본 연구는 평균적인 주입량인 약 15%의 시멘트를 주입한 것으로 모델링하였다.

6. 경계조건 및 하중조건

Silva와 Gibson의 호르몬 치료 모델과 본 연구의 척추성형술(골 시멘트 치료) 모델을 비교하기 위하여, Silva와 Gibson의 유한요소 해석에 사용한 물성치를 동일하게 사용하였다.

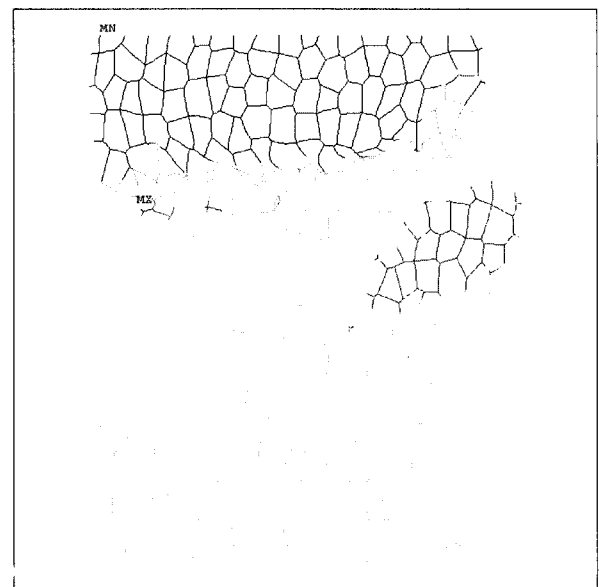


그림 8. 정상 모델의 변형된 상태
Fig. 8. Deformed state of an intact model

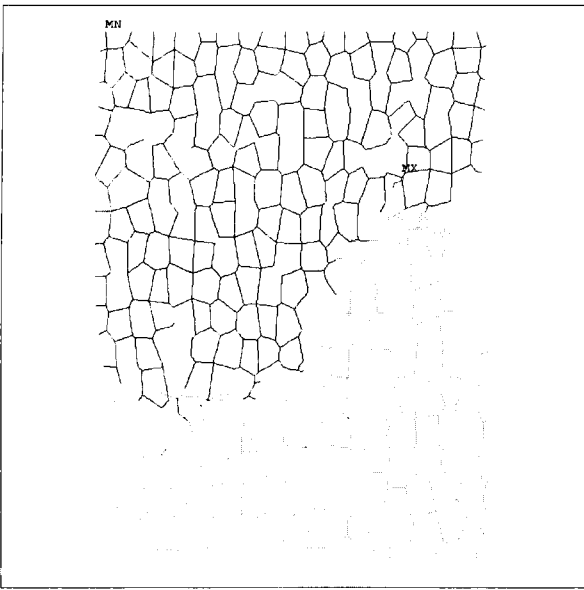


그림 9. 골다공증 모델의 변형된 상태
Fig. 9. Deformed state of an aged model

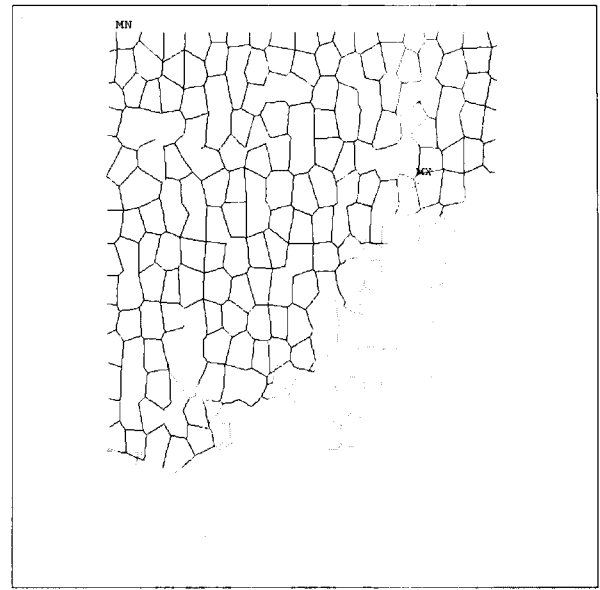


그림 10. 호르몬 치료 모델의 변형된 상태
Fig. 10. Deformed state of a treated (Hormone) model

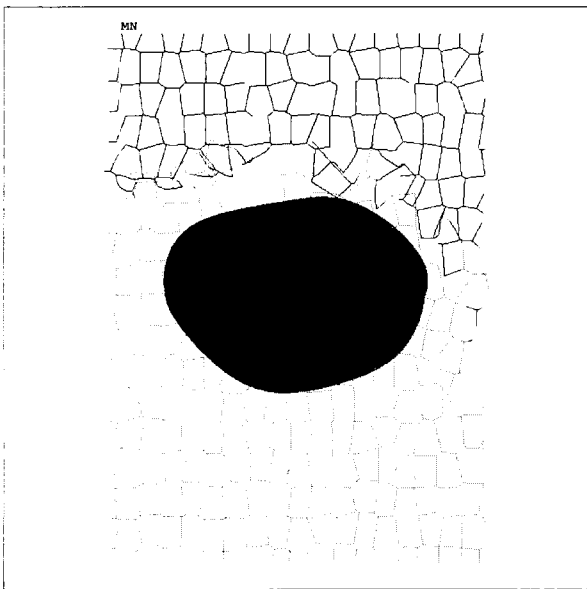


그림 11. 골 시멘트 치료 모델의 변형된 상태
Fig. 11. Deformed state of a treated (Bone cement) model

Table 2에서 Silva와 Gibson이 사용한 물성치 A는 실제 물성치가 아닌 각 모델의 상대비교를 위한 임의의 물성치이며, 2차원 해석을 위하여 Silva와 Gibson이 가정한 물성치이다. 또한 물성치 B는 척추 해면골의 실제 물성치이다. 본 연구에서 정상, 골다공증, 호르몬 치료 모델의 해석에서 Silva와 Gibson의 해석 결과에 대한 타당성을 검증하기 위하여 먼저 물성치 A를 적용하였다. 또한 Jasper가 보고한 척추성형술 시술시 제작사가 제시한 중합비율과 다른 중합비율(0.40~1.07ml/g)을 사용할

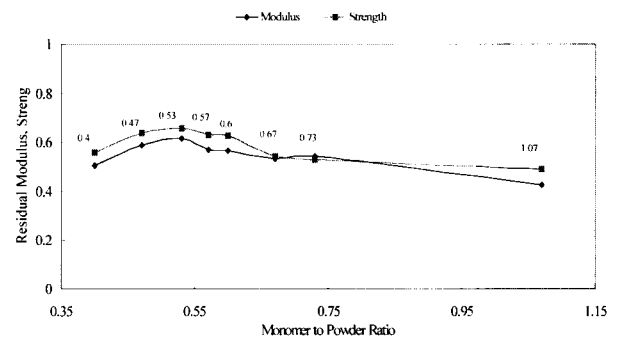


그림 12. 척추성형술에서 중합비율에 따른 탄성계수와 강도
Fig. 12. Modulus and strength for monomer-to-powder ratio for vertebroplasty

경우, 골 시멘트의 중합비율에 따른 해면골의 탄성계수와 강도를 호르몬 치료모델의 값들과 비교하기 위하여 물성치 A를 물성치 B로 나눈 축소비율(A/B)을 적용하였다(Table 3). 경계조건은 미세구조의 하단부를 수직 방향으로 고정하였으며, 상단부에 압축변위를 적용하였다. 상용 유한요소 프로그램인 ANSYS 5.7TM(Swanson Analysis Systems, Houston, PA, USA)을 이용하여 비선형 정적해석을 수행하였으며, 탄성계수와 강도를 계산하였다. 탄성계수는 탄성영역에서의 수직 응력-수직 변형을 선도의 기울기이며, 강도는 압축변위 테스트를 수행하는 동안의 최대 응력값이다. 상대적인 비교를 위하여 본 연구에서는 정상상태의 탄성계수와 강도를 기준으로 하여 골다공증 모델, 호르몬 치료 모델 그리고 척추성형술(골 시멘트 치료) 모델의 탄성계수와 강도를 정규화(normalize)하여 비교하였다.

결과 및 고찰

인간의 척추 해면골의 여러 유한요소 모델(정상상태, 골다공증 상태, 호르몬 치료 상태, 척추성형술시술 상태)들을 생성하였고, 호르몬 치료 모델과 척추성형술(골 시멘트 치료)시 중합 비율 변경에 따른 척추 해면골 모델의 탄성계수와 강도 변화를 유한요소 해석을 통하여 분석하였다. Silva와 Gibson이 사용한 축소 물성치 A와 실제 물성치 B를 적용한 모델에 대한 유한요소 해석을 통한 상대비교 결과 탄성계수와 강도에서 두 물성치에 대한 해석결과는 큰 차이(3~4%)가 없었다. 본 연구의 결과 Fig. 7과 같이 정상상태의 탄성계수와 강도에 상대적으로 골다공증 상태에서의 탄성계수와 강도는 각각 18.2%와 22.6%이며, 호르몬 상태의 탄성계수와 강도는 각각 30.4%, 35.2% 이다. 본 연구에서 수행한 골다공증 치료의 결과와 호르몬 치료의 결과는 Silva와 Gibson의 골다공증 해석결과(탄성계수: 18%, 강도: 23%)와 호르몬 치료의 해석결과(탄성계수: 32%, 강도: 37%)와 상당히 유사함을 확인할 수 있었다. 또한 정상 상태, 골다공증 상태 그리고 골 시멘트 치료 상태의 모델(Fig. 2,3,6)과 해석후의 변형된 모델인 정상 상태(Fig. 8), 골다공증 상태(Fig. 9), 호르몬 치료 상태(Fig. 10) 그리고 골 시멘트 치료 상태(Fig. 11)를 비교하여 보았다. 정상 상태의 경우 실제 척추 해면골을 압축 실험한 결과와 유사하였다[18]. 골다공증의 경우 골 손실이 많이 일어난 부위에서 골절 가능성이 높은 것을 알 수 있었다. 호르몬 치료와 골 시멘트 치료는 골다공증 모델과 비교하였을 때 구조적으로 보강된 것을 알 수 있었다. 본 연구에서 변형된 양상만을 가지고 각 치료법들의 상대적 효과를 모델의 변형 전·후를 통하여 예측할 수 있었다. 제작사에서 추천하는 중합비율(0.57ml/g)의 골 시멘트로 골다공증 척추 해면골을 치료할 경우 탄성계수와 강도는 정상상태의 57%와 63%이며 Jasper가 제시한 골 시멘트의 최대 물성치를 가지는 중합비율(0.53ml/g)에서의 탄성계수와 강도는 정상상태의 61.6%와 65.6%이다. 또한 골 시멘트의 최소 물성치를 가지는 중합비율(1.07ml/g)에서의 탄성계수와 강도는 정상상태의 42.6%와 49%로 가장 낮은 값을 보이지만 호르몬 치료보다 좋은 결과를 나타내고 있다.

본 연구는 2차원해석 모델이므로 정량적으로 정확한 값은 아니지만 척추 해면골의 골절 예방 및 치료에 호르몬 치료법보다는 골 시멘트 주입하는 척추성형술 치료법이 더 효과적일 수 있으며, 제작사에서 추천하는 중합비율과 다른 비율을 사용할 경우 골다공증 해면골의 탄성계수와 강도가 약 10~20% 정도 달라지는 것을 알 수 있었다.

결 론

본 논문에서는 유한요소법을 이용하여 골다공증 척추 해면골의 호르몬치료와 척추성형술 치료법에 대한 비교 연구를 수행하였고, 척추성형술시 골 시멘트의 중합비율에 따라 변화하는 해면골의 탄성계수 및 강도에 대한 임상적인 영향을 예측하였다. 척추성형술시 해면골의 탄성계수와 강도는 호르몬 치

료시 보다 해석적으로 약 30% 증가함을 알 수 있었다. 또한 척추성형술시 제작사에서 제시한 중합비율과 다른 중합비율을 사용할 경우 골 시멘트의 물성치가 감소할 뿐만 아니라 골다공증 척추해면골의 기계적 특성값(탄성계수와 강도)도 역시 감소하였다. 그러나 가장 낮은 기계적 특성값(중합비율: 1.07ml/g)의 골 시멘트 치료 모델도 호르몬 치료 모델의 강도보다는 높은 값을 보였다. 따라서 호르몬 치료가 적합하지 않은 골다공증 환자의 경우 호르몬 치료보다는 척추성형술 치료가 더 효과적이지만 골 시멘트 치료시 제작사에서 추천하는 중합비율과 다른 비율을 사용할 경우 환자의 골밀도에 따라서 해면골의 강도회복에 문제가 발생할 수 있다는 것을 알 수 있다. 본 연구는 2차원 유한요소 모델이므로 정량적으로는 정확한 결과가 아닐 수 있으므로 현재 진행중인 3차원 모델에 대한 연구 결과를 향후 연계 논문으로 발표하고자 한다.

참 고 문 헌

1. R.D. Wasnich, in Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism, 4th ed., Favus, M. J., Ed., Lippincott/Williams & Wilkins, chap. 49., 1999
2. J.M. Lane, L. Russell and S.N. Khan, "Osteoporosis", Clin Orthop, Vol. 372, pp. 139-150, 2000
3. S.R. Cummings, D.M. Black, S.M. Rubin, "Lifetime risks of hip, colles, or vertebral fracture and coronary heart disease among white postmenopausal", Arch Intern Med, Vol. 149, pp. 2445-2448, 1989
4. J.A. Kanis and E.V. Closskey, "The Epidemiology of Vertebral Osteoporosis", Bone, Vol. 13, pp. S1-S10, 1992
5. P.D. Miller, "Management of osteoporosis", Dis Mon, Vol. 45, pp 21-54, 1999
6. C. Bergot, A. Laval-Jeantet, F. Preteux and A. Meunier, "Measurement of Anisotropic Vertebral Trabecular Bone Loss During Aging by Quantitative Image Analysis", Calcif Tissue Int, Vol. 43, pp. 143-149, 1988
7. L. Mosekilde, "Sex Differences in Age-Related Loss of Vertebral Trabecular Bone Mass and Structure-Biomechanical consequences", Bone, Vol. 10, pp. 425-432, 1989
8. M. Li, L. Mosekilde, C.H. Søgaard, J.S. Thomsen and T.J. Wronski, "Parathyroid Hormone Monotherapy and Cotherapy with Antiresorptive Agents Restore Vertebral Bone Mass and Strength in Aged Ovariectomized Rats", Bone, Vol. 16, pp. 626-635, 1995
9. L. Mosekilde and J. Reeve, Treatment with PTH peptides. In: R. Marcus, D. Feldman and J. Kelsey,

- Eds. Osteoporosis. San Diego:Academic, pp. 1293-1311, 1996
10. M.J. Silva and L.J. Gibson, "Modeling the Mechanical Behavior of Vertebral Trabecular Bone: Effects of Age-Related Changes in Microstructure", Bone, Vol. 21, pp. 191-199, 1997
 11. P. Galibert, H. Deramond, P. Rosat and G.D. Le, "Preliminary Note on the Treatment of Vertebral Angioma by Percutaneous Acrylic Vertebroplasty", Neurochirurgie, Vol. 33, pp. 166-168, 1987
 12. J.D. Barr, M.S. Barr, T.J. Lemley and R.M. Mccann, "Percutaneous Vertebroplasty for Pain Relief and Spinal Stabilization", Spine, Vol. 25, pp. 923-928, 2000
 13. A. Weill, J. Chiras, J.M. Simon, M. Rose, T. Sola-Martinez and E. Enkaoua, "Spinal Metastasis: Indications for and Results of Percutaneous Injection of Acrylic Surgical Cement", Radiology, Vol. 199, pp. 241-247, 1996
 14. L.E. Jasper, H. Deramond, J.M. Mathis and S.M. Belkoff, "The Effect of Monomer to-Powder Ratio on the Material Properties of Cranioplastic", Bone, Vol. 25, pp. 27S-29S, 1999
 15. M.J. Silva and L.J. Gibson, "The Effects of Non-Periodic Microstructure and Defects on the Compressive Strength of Two-Dimensional Cellular Solids", Int. J. Mech., Vol. 39, pp. 549-563, 1997
 16. L.J. Gibson and M.F. Ashby, Cellular Solids: Structure & Properties, Second Edition. Cambridge University Press, Cambridge, 1997
 17. G.R. Tack, S.Y. Lee, S.J. Lee, B.J. Jun, D.H. Lim, J.W. Shin, J.K. Kim and K.C. Shin, "Prediction of Cement Volume for Vertebroplasty based on imaging and biomechanical results", KSME I. J., Vol. 15, pp. 1041-1050, 2001
 18. M.J. Silva, T.M. Keaveny and W.C. Hayes, "Computed Tomography-Based Finite Element Models Predict Failure Load and Location of Failure in Vertebral Slices", Trans Orthop Res Soc, Vol. 21, pp. 273, 1996