

골다공증에 걸린 쥐 대퇴골의 고유진동수 예측: 유한 요소 해석 및 진동 실험

Estimation of Natural Frequencies in Osteoporotic Mouse Femur: A Finite Element Analysis and a Vibration Test

김윤혁*, 변창환*, 오택열*[†]

Yoon Hyuk Kim*, Chang Hwan Byun* and Taek Yul Oh*[†]

초 록 골다공증에 따른 쥐 대퇴골의 고유진동수의 변화를 예측하기 위하여 유한요소해석과 진동 시험을 수행하였다. 연구 대상으로 골다공증에 걸린 쥐 그룹, 골다공증을 치료한 쥐 그룹, 그리고 골다공증이 없는 정상 쥐 그룹을 구성하였다. 유한요소해석에서는 미세단층촬영(Micro-CT)에서 얻은 해면골 영상 데이터와 Voxel 요소 생성 알고리즘을 이용하여 3차원 미세 유한요소 모델을 생성한 다음 고유진동수 해석을 수행하였다. 진동 시험에서는 모빌리티 실험에 의한 주파수 응답함수로부터 고유진동수를 측정하였다. 연구 결과로부터 골다공증에 걸린 쥐 그룹의 고유진동수가 가장 높고, 골다공증을 치료한 쥐의 그룹, 골다공증이 없는 정상 쥐의 그룹 순서로 낮아지는 경향을 볼 수 있었다. 모든 그룹에서 유한요소해석에 의한 고유진동수는 시험에서 측정한 결과보다 10~15% 오차 범위 내로 높은 값을 보였다. 본 연구로부터 개발된 미세단층촬영기 장치, Voxel 요소 생성 알고리즘, 진동시험 및 유한요소해석 방법을 이용하여 골다공증에 의한 생체 골조직의 구조적 변화 진단 및 치료 평가 등에 대한 응용 가능성을 확인할 수 있었다.

주요용어: 골다공증, 고유진동수, 진동 시험, 유한요소해석, 미세단층촬영

Abstract In this study, a finite element analysis and a vibration test were performed to estimate the natural frequencies of mouse femurs with osteoporosis. Three groups of the femurs include the osteoporotic group, the treated group and the normal group. For the finite element analysis, the micro finite element model of the femur was reconstructed using the Micro-CT images and the Voxel mesh generation algorithm. In the vibration test, the natural frequencies were measured by the mobility test. From the results, the averaged natural frequencies in the osteoporotic group were the highest, followed by those in the treated group. The finite element models were validated within 15% errors by comparing the natural frequencies in the finite element analysis with those in the vibration test. The developed Micro-CT system, the Voxel mesh generation algorithm, the presented finite element analysis, and vibration test could be useful for the investigation of the structural change of the bone tissue, and the diagnosis and the treatment in the osteoporosis.

Keywords: osteoporosis, natural frequency, vibration test, finite element analysis, micro-CT

1. 서 론

최근 우리나라에서의 인구 고령화 현상에 따라 골다공증이 급속한 속도로 증가하고 있다. 일반적으로 골조직은 30세 중반까지 성장하여 35세 전후에 최대로 단단하게 되며, 그 이후 노화에 따라 매년 약 1% 정도 골소실이 발생하게 되고, 여성의 경우에는 갱년기 이후의 골소실이 2배 이상으로 증가한다[1]. 이러한 골다공증으로 인하여 일상생활에서 척추, 손목관절 그리고 고관절 등의 부위에서 골절 위험성이 증가하고 있다. 특히, 골다공증에 의하여 대퇴골에서의 골절이 발생하는 경우에는 치사율이 높고 후유증으로 인한 완전회복율이 낮게 되어 환자에게 매우 치명적이라고 알려져 있다. 이와 같이 골절의 위험성 때문에 골다공증에 대한 연구가 매우 중요하다고 할 수 있다[1].

일반적으로, 골다공증에 의한 골소실이 있는 골조직에서는 구조적 변화가 일어나 해면골(trabecular bone)의 두께 및 연결도 등의 3차원적 구조가 변하게 되고, 이에 따라 골조직의 기계적 특성이 변한다[2,3]. 그러므로 단순히 골조직에서 무기질의 양으로 표현되는 골밀도가 감소하는 동시에 골 내부의 3차원 구조에 의한 기계적 강도도 변화하게 된다. 현재 골다공증 진단을 위하여 임상적으로 사용되고 있는 방법인 골밀도 검사나 골대사지표 검사 등은 단순한 골밀도 정도나 골세포의 신진대사 정도를 판단하는 산술적 지표이기 때문에 골다공증에 의한 골절 여부 판단의 직접적 연관성을 보이는 것이 아니라고 할 수 있다. 최근에는 초음파를 이용한 해면골의 강도를 평가하는 연구도 수행되고 있다[4].

최근에 미세 해면골조직의 구조적 상태를 고려한 골절위험도를 판단할 수 있는 방법인 미세단층촬영(Micro-CT)을 이용한 유한요소 모델링 기법과 이를 이용한 유한요소해석에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다[5-10]. 또한 단층촬영 시스템을 이용하여 소형 물체의 검사를 위한 비파괴검사에 대한 연구도 진행되고 있다[11]. 일반적인 단층촬영(CT)으로부터 얻는 이미지의 한 화소(pixel)의 크기는 0.2 ~ 0.4 mm 정도라 해면골의 미세 구조를 반영하기 어렵지만 미세단층촬영을 이용하면 약 10 μ m 정도의 해상도를 가지는 픽셀 이미지를 얻을 수 있어서 미세한 해면골조직 상태를 관찰할 수 있는 장점이 있다. 또한 미세단층촬영 이미지를 이용하여 유한요소 모델을 개발하면 골조직의 이방성(anisotropy)과 비

균질성(nonhomogeneity)을 반영할 수 있는 물성 정보를 표현할 수 있다. 몇몇의 생체역학 연구자들은 골 조직의 비균질성을 반영하기 위하여 단층촬영 영상에서의 각 화소(pixel)으로부터 방사선 투영값인 CT 번호를 예측하고 이를 골밀도와 탄성계수로 변환할 수 있는 실험식들을 발표하였다[8,12]. 이 CT 번호-골 물성치 관계 정보를 이용한다면 단위 유한요소에 각각의 물성치를 대입함으로써 해면골조직의 미세 기계적 특성을 반영할 수 있게 되는 것이다.

생체 구조물의 유한요소해석에 있어서 정확한 유한요소 모델의 생성은 매우 중요한데, 생체구조물의 특성상 유한요소 모델의 생성은 많은 시간과 노력이 소비될 뿐만 아니라 이방성을 표현하는 데에는 한계가 있었다. 최근에 단층촬영 영상으로부터 3차원 유한요소 모델을 생성하기 위하여, 연속된 두 단면 영상 사이에 3차원 육면체(hexahedron)를 자동으로 생성하는 Voxel 요소 알고리즘이 널리 사용되고 있다[7,8].

개발된 유한요소 모델을 이용하여 골절 위험성이나 골다공증 그리고 골절 치유 정도를 예측하기 위하여 주로 응력해석이나 진동해석을 통한 응력, 변형률 또는 고유진동수와 같은 생체역학적 인자들을 이용할 수 있다. 현재까지 많은 연구자들은 주로 미세단층촬영 또는 단층촬영 영상으로부터 생성된 유한요소 모델을 이용하여 응력 해석과 같은 정하중 해석으로부터 골절위험성 예측에 관한 연구를 수행하여 왔다. 그러나 대퇴골의 고유진동수 역시 생체 구조물이 갖는 고유한 특성으로서 골의 형상과 물성을 잘 반영할 수 있는 반면에 이에 대한 연구가 많이 진행되고 있지 않다 [5,13-15]. 고유진동수 해석의 장점으로는 진동 시험을 통한 유한요소 모델의 검증 과정이 가능하다. 이에 비하여 응력 해석의 결과는 실험으로 검증하기 거의 불가능하다. 또한 응력 해석이 생체구조물의 정적 특성을 나타내는데 반하여 고유진동수는 생체구조물의 동적 특성을 잘 반영할 수 있다. 이와 더불어 진동 시험은 생체구조물에 발생할 수 있는 미세균열(micro crack)에 의한 특성 변화를 감지할 수 있어서 골의 안정성 평가에 응용할 수 있는 가능성을 가지고 있다.

본 연구에서는 쥐 대퇴골에 대하여 유한요소 방법을 이용한 고유진동수 해석 및 진동 시험을 수행하고 골다공증에 따른 고유진동수의 변화를 관찰하며, 골다공증의 상태를 정량적으로 표현할 수 있는 생체역학적 인자로서의 가능성을 확인하는 것을 연

구 목표로 하였다. 이를 위하여 골다공증에 걸린 쥐와 골다공증을 치료한 쥐, 그리고 골다공증이 없는 정상 쥐의 대퇴골에 대하여 미세단층촬영 영상 정보와 Voxel 요소 프로그램을 이용하여 미세 유한 요소 모델을 개발하고, CT 번호를 이용하여 요소 단위의 물성치를 예측하였다. 그리고 개발된 유한 요소 모델을 이용한 고유진동수 해석과 쥐의 대퇴골에 대한 자유 진동 시험을 수행하였다. 유한요소 해석 및 진동 시험 결과를 이용하여 골다공증에 따른 쥐의 대퇴골에서의 고유진동수 변화를 관찰하고, 진동 시험 결과와 유한요소 해석의 결과를 비교함으로써 검증 과정을 수행하였다.

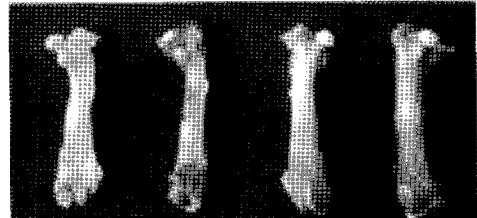
2. 연구 대상

본 연구에는 골다공증에 따른 고유진동수의 변화를 확인하기 위하여 쥐의 대퇴골을 이용하였다. 일반적으로 쥐는 16주(4개월)가 되면 모두 성장한 것으로 판단한다. 16주 이상의 쥐에서는 체중의 변화도 거의 없고 뼈 두께도 5 μ m 이내이다. 본 연구를 위하여 사용된 쥐의 대퇴골은 6-8개월 성장한 쥐로서, 총 12마리를 3개의 그룹으로 나누었다. 첫 번째 그룹(Group I)은 난소 제거와 알코올 투여를 통하여 인위적인 방법으로 인하여 골다공증에 걸린 쥐 4마리이다. 난소 절제는 출생 8주 후 시술하였다. 두 번째 그룹(Group II)은 골다공증을 약물 치료한 쥐 4마리이다. 골다공증 치료를 위하여 성장호르몬 계열의 약물을 사용하였다. 세 번째 그룹(Group III)은 골다공증이 없는 정상 쥐 4마리이다 (Fig. 1). 유한요소 해석과 진동시험을 위한 시편의 준비는 쥐 대퇴골의 근위부 1/3 부위를 준비하였고, 시편의 크기는 6.3-6.9 mm 정도였다.

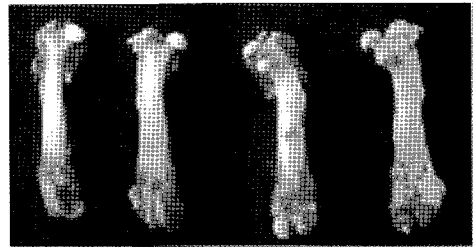
2.1. 미세단층촬영 영상(Micro-CT image)을 이용한 유한요소 모델링

유한요소 모델링을 위하여 사용된 미세단층촬영 시스템 본 연구그룹이 개발에 참여한 시스템이다 (Fig. 2) [16,17]. 미세단층촬영 시스템은 감도가 높은 CCD 또는 평판 디텍터(detector)를 이용하기 때문에 Micro-PET, MRI, 광학영상 시스템 등의 다른 영상 이미지 획득장치에 비하여 상대적으로 높은 공간 해상도의 해부학적 영상을 제공하는 장점이 있다. 본 연구에서 사용된 미세단층촬영기에서

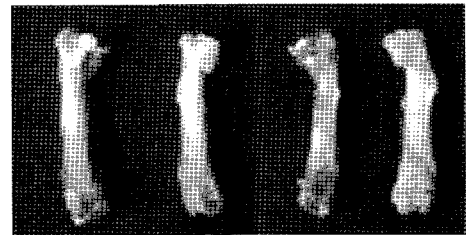
의 X-선 발생기의 전류는 100 μ A, 발생기 전압은 100 kV이었고, 횡단면(transverse plane) 방향으로 30 μ m 간격으로 촬영하였으며, 픽셀 사이즈는 15 \times 15 μ m, 그리고 영상 이미지의 크기는 512 \times 512 화소이었다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 1 Mouse femurs used in this study. (a) Osteoporotic femurs. (b) Treated femurs. (c) Normal femurs

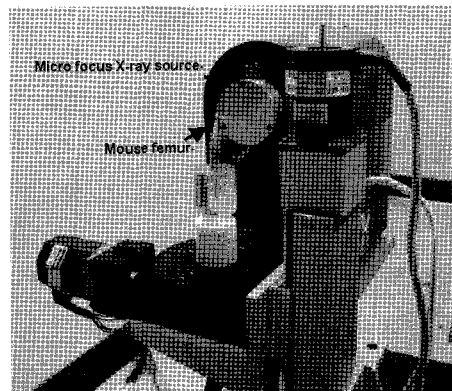


Fig. 2 Flat panel detector based Micro-CT system

Micro-CT에서 얻어진 이미지 데이터는 Voxel 요소 알고리즘을 이용하여 3차원 유한요소 모델을 생성하였다[16]. Voxel 요소는 2차원 단층촬영 영상의 화소를 일정 거리만큼 돌출(extrude)시켜 하나의 육면체를 형성한 것이다. 단층촬영 영상은 일정한 간격을 가지고 순차적으로 단면 영상을 만들어 나가기 때문에 단면 사이의 거리만큼 화소를 돌출 시키면 한 단면의 요소(element)가 생성된다. 이를 각 단면에 대해 반복 실행하면 육면체 요소(hexagonal element)로 이루어진 전체 3차원 유한요소 모델의 형상이 생성된다. 그 후, 각 픽셀에 저장되어 있는 X-선의 감약계수 등을 나타내는 CT 번호(Hounsfield Unit; HU)를 이용하여 각 요소마다 물성치를 대입하여 주면 형상과 물성을 포함하는 완전한 유한요소 모델이 생성된다. 이러한 형상의 생성과 물성의 대입을 골조직의 영역을 정하여 주는 경계탐색(threshold detection) 기법을 이용하여 자동화 할 수 있기 때문에 빠르게 유한요소 모델을 생성할 수 있을 뿐만 아니라, 골조직의 거시적인 이방성을 표현 할 수 있게 된다. 하나의 육면체 요소는 8절점으로 구성되어 있다. 본 연구에서 사용된 12마리의 쥐 대퇴골의 유한요소 모델의 요소 수는 약 20-30만개 정도이었다. Fig. 3에서는 Voxel 요소 프로그램을 이용하여 쥐 대퇴골의 유한요소 모델링 과정을 나타내었다.

CT 영상의 각 픽셀에서의 선감약계수에 근거한 HU로부터 탄성계수로의 변환에 대하여 많은 연구자들이 실험결과에 근거한 변환식을 제안하였지만, 본 연구에서는 생성된 유한요소의 탄성계수를 산출하기 위하여 Keyak 등이 제시한 HU와 골밀도 사이의 관계식과 Carter 등이 제시한 밀도와 탄성계수의 관계식을 이용하였다[8,12]. 먼저 CT 번호 HU와 골밀도 사이에는 다음과 같은 관계식으로 표현할 수 있다.

$$\rho = 0.0018 \times HU \quad (1)$$

위의 값이 예측된 골밀도를 이용하여 탄성계수를 다음과 같이 예측할 수 있다.

$$E = 3790 \epsilon^{0.06} \rho^3 \quad (2)$$

여기서 ϵ 는 strain rate [s^{-1}]이며, ρ 는 밀도 [g/cm^3]이고 E 는 탄성계수 [MPa]이다. 이 식은

대퇴골의 치밀골(cortical bone)과 해면골(trabecular bone)을 구분하기 않고 범용으로 사용할 수 있는 장점이 있다. ϵ 와 Poisson 비는 기존에 Keyak 등이 사용한 0.01과 0.3을 사용하였다[8].

미세단층촬영 장치에서 DICOM 파일을 얻고, Voxel 요소 프로그램을 이용하여 3차원 유한요소 모델을 생성한 후 상용 전/후처리 소프트웨어 *Hypermesh*[®] (Altair Eng. Inc., MI, USA) 이용하였고, 고유진동수 해석을 수행하기 위하여 상용 유한요소해석 소프트웨어인 MSC/NASTRAN[™] (MSC Software Inc., CA, USA)을 사용하였다. 고유진동수 해석 방법의 하나인 란초스법(Lanczos method)를 이용하여 고유진동수를 1차 모드부터 5차 모드까지 계산하였다.

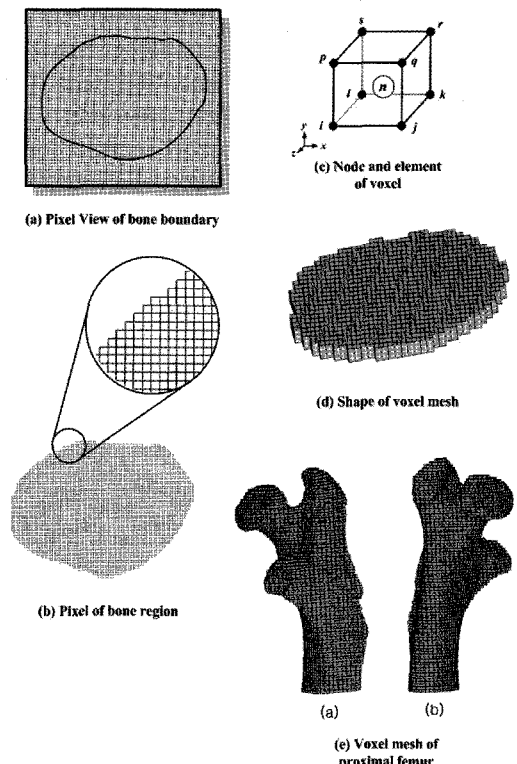


Fig. 3 Finite element modeling of mouse femur based on voxel mesh algorithm. (a) Pixel view of bone boundary. (b) Pixel of bone region. (c) Node and element of voxel. (d) Shape of voxel mesh. (e) Voxel mesh of proximal mouse femur

2.2. 진동 시험

쥐 대퇴골의 고유진동수를 측정하기 위하여 필요한 주파수 응답함수의 측정은 모빌리티 시험을 수행하여 구하였다[16,18]. 진동 시험 장치는 주파수 분석기, 데이터 수집장치(data acquisition), 증폭기, 가진기 및 힘 변환기(force transducer) 그리고 가속도계로 구성된 임피던스 헤드(impedance head)로 구성되어 있다(Fig. 4). 진동시험 수행 시 순간접착제를 이용하여 쥐 대퇴골을 임피던스 헤드에 고정시켰다. 주파수 분석기에서 신호발생기를 통하여 보내진 가진 신호(excitation signal)가 증폭기를 거친 후 가진기의 진동 신호로 가진을 하게 되고, 이 가진 신호는 스탭거를 거치게 되고, 임피던스 헤드에서의 가진의 결과로 진동의 신호가 가속도계로부터 감지되며, 이 신호는 데이터 수집 장치를 거쳐서 주파수 분석기로 보내진다. 주파수 분석기에서는 임피던스 헤드를 통하여 나온 힘의 신호와 가속도계의 신호를 분석하여 주파수 응답함수를 계산하게 된다.

힘 변환기(force transducer)는 가속도계와 함께 구조물의 동역학적 측정에 쓰이는데, 구조물의 동역학적 힘과 그로 인해 야기된 진동을 결정한다. 이 두 매개변수는 구조체의 임피던스를 나타낸다. 임피던스 헤드에서 힘의 크기와 가속도의 크기를 측정하게 되는데, 임피던스 헤드를 사용하게 된 이유는 측정 대상인 쥐 대퇴골의 무게가 가벼워서 가속도계를 위에 붙일 경우 질량의 영향이 반영되므로 아래쪽에 가속도계와 힘 변환기로 구성된 임피던스 헤드를 사용하였다.

가진 함수는 랜덤(random) 가진을 사용하였다. 진동 시험에 쓰이는 랜덤 신호는 가우스 분포(Gaussian distribution)에 따라 변하는 진폭을 가진 연속적인 스펙트럼을 갖는다. 명시된 주파수 범위 내에서는 어떠한 진폭도 있을 수 있어야 하나, 실제로는 신호 발생기와 증폭기에 따라 제한된다. 가진기의 랜덤 용량은 국제 표준 ISO 5344에 따라 모양이 정해진 스펙트럼의 여러 가지 다른 하중에 대한 최대 가속도 스펙트럼 밀도에 의해 정의된다.

고유진동수를 구하기 위해서 실험이 간편한 FRF(Frequency Response Function: 주파수 응답 함수)를 측정하였다. 주파수 응답 함수에서 고유진동수 값의 계산은 크기가 피크(peak)를 가지고 위상(phase)이 90°의 변화가 발생하는 점이다.

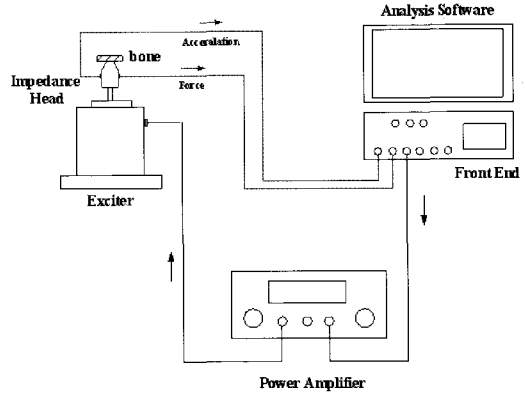


Fig. 4 Schematic diagram of the mobility test for mouse bone

3. 결과 및 고찰

3.1. 진동 시험

각 그룹별로 1차 모드를 살펴 보면 첫 번째 그룹은 20.9 ~ 25.6 Hz, 두 번째 그룹은 18.0 ~ 20.6 Hz, 세 번째 그룹은 17.9 ~ 19.4 Hz의 범위를 나타내고 있다 (Table 1). 1차 모드의 분포를 보았을 때 고유진동수는 골다공증인 쥐의 그룹이 가장 높게 나타나고 있고, 다음으로 골다공증을 치료한 쥐의 그룹, 정상인 쥐의 그룹 순서로 낮아지는 경향을 보이고 있다. 또한, 2차 ~ 5차 모드에서도 같은 결과를 보이고 있다.

3.2. 유한요소해석

유한요소해석의 결과를 보면 각 그룹별로 1차 모드에서 그룹 I은 24.1 ~ 28.6 Hz, 그룹 II는 19.6 ~ 23.5 Hz, 그룹 III은 21.1 ~ 21.7 Hz의 범위를 나타내고 있다 (Table 1). 진동실험 결과와 마찬가지로 고유진동수는 골다공증에 걸린 쥐 그룹이 가장 높게 나타나고 있고, 다음으로 골다공증을 치료한 쥐의 그룹, 골다공증이 없는 정상 쥐 그룹 순서로 낮아지는 경향을 보이고 있다. 또한, 2차 ~ 5차 모드에서도 동일한 경향을 보이고 있다.

진동 시험 결과와 유한요소해석 결과를 Fig. 6에 나타내었으며, 여기서 고유진동수의 값은 각 그룹별 평균값을 의미한다. 진동 시험 결과와 유한요소해석 결과는 약 10 ~ 15 % 정도의 오차가 발생하였지만 전체적인 경향은 유사한 모습을 보이고 있고, 유한

요소해석 결과에서의 진동수가 진동 시험 결과에서의 진동수보다 높게 나왔다. 이는 진동 시험 조건과 유한요소 해석 조건의 차이에 의한 것으로 보이고 있는데, 유한요소해석에서는 감쇠(damping) 효과를 고려하지 않았고, 쥐의 대퇴골을 척출하여 진동 시험을 수행할 때 완벽히 제거하지 못한 연조직(soft tissue)들에 의한 질량변화가 발생할 수 있었다.

모드 형태(mode shape)를 보면, 1차 모드에서는 전두 모드(frontal mode), 2차 모드에서는 시상 모드(sagittal mode), 3차 모드에서는 횡단 모드(transverse mode)를 보이고 있으며, 세 개의 그룹 모두에서 동일한 모드 형태를 보이고 있다.

골다공증에 걸린 쥐의 대퇴골이 가장 높은 고유진동수를 보이고 있는 것은 골다공증에 의한 골(bone)의 강성이 약해지는 것 보다는 골소실에 의한 질량감소 효과가 더 크다고 볼 수 있다. 강성이 감소하게 되면 오히려 고유진동수의 값이 낮아지게 되고, 미세단층촬영 영상으로 확인하여 보아도 현저한 골소실이 보이고 있으므로 질량 감소의 효과가 크다고 판단할 수 있다 (Fig. 6).

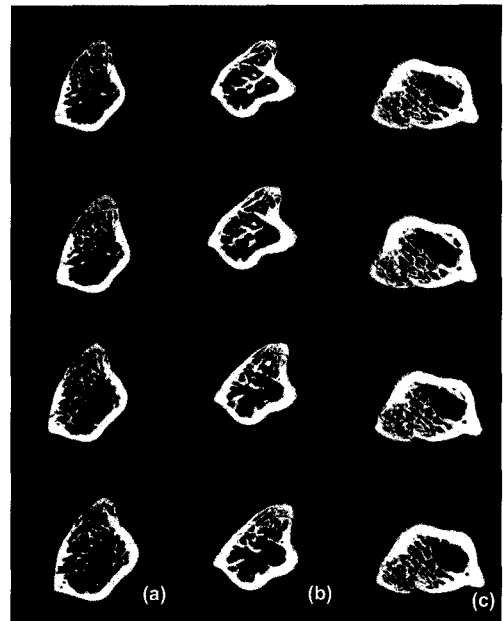


Fig. 6 Micro-CT images of mouse femurs. (a) Osteoporotic femurs. (b) Treated femurs. (c) Normal femurs

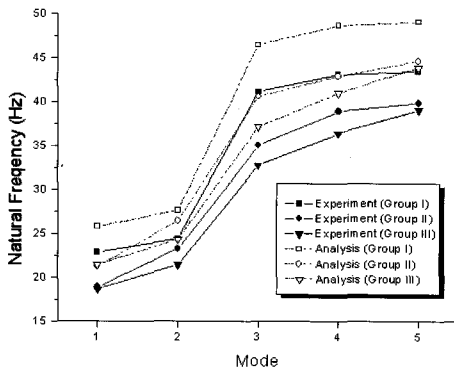


Fig. 5 Average natural frequencies as measured by vibration test and finite element analysis

마찬가지로 골다공증을 치료한 쥐의 대퇴골도 골다공증이 없는 정상 쥐 보다는 높은 고유진동수를 보이고 있지만, 골다공증인 쥐의 그룹보다는 약간 낮게 나타나고 있다. 이 그룹의 쥐도 이미 발생한 골다공증으로 인하여 정상적인 쥐 보다 골소실이 많이 발생하였기 때문에 높은 고유진동수를 보지만 골다공증에 걸린 쥐 보다는 낮은 고유진동수를 보이는 것으로 보아 약물 치료의 효과가 있다고 볼 수가 있다. 그러나 본 연구에서는 동일한 쥐에 대하여 치료 전후의 상태를 비교할 수 없기 때문에 정량적인 평가를 하기는 어려움이 있다.

Table 1 Averaged natural frequencies of osteoporotic, treated and normal mouse femurs as measured by vibration test and finite element analysis

Mode Order	Group I			Group II			Group III			*Mode Shape
	Experiment (Hz)	Analysis (Hz)	Relative error (%)	Experiment (Hz)	Analysis (Hz)	Relative error(%)	Experiment (Hz)	Analysis (Hz)	Relative error(%)	
1st	22.9	25.8	12.7	18.9	21.3	12.4	18.7	21.5	15.0	F
2nd	24.4	27.7	13.3	23.3	26.5	13.7	21.5	24.4	13.5	S
3rd	41.1	46.5	13.0	35.0	40.6	15.9	32.8	37.1	13.2	T
4th	43.1	48.6	12.8	38.9	42.9	10.2	36.4	41.0	12.6	F
5th	43.4	49.1	12.9	39.9	44.6	12.0	39.1	43.9	12.2	S

* F : Frontal Mode, S : Sagittal Mode, T : Transverse Mode

본 연구에서 수행한 결과에 대한 여러 제약 중에서 가장 중요한 것들은 생체 시편의 형상과 구조에 대한 변동성과 단층영상촬영에 사용한 시스템에 대한 신뢰성 부분이었다. 생체 시편을 획득하는 과정에서 가능하면 비슷한 크기와 형상을 지닌 쥐 대퇴골을 획득하고자 하였으나 충분한 시편을 획득하지 못하는 제약으로 인하여 시편 형상과 질량의 변동성이 존재함으로써 단순히 고유진동수를 비교하는 방법으로는 시편에 의한 오차를 고려하지 못하는 단점이 있다. 향후 연구에서는 이러한 문제점을 고려해야 할 것으로 생각한다. 본 연구에 사용된 미세단층촬영 시스템은 현재 출시되고 있는 상용 미세단층촬영 시스템과 방식이 다르기 때문에 직접 성능 비교는 어렵고, 연구에서 사용된 시스템을 이용한 연구 논문을 근거로 신뢰성을 간접 증명하였다. 그렇지만, 현재 개발된 시스템의 상용화가 추진되고 있기 때문에 영상정보의 신뢰성의 검증과정이 추후 수행될 예정으로 되어 있다.

4. 결 론

고유진동수는 구조물의 고유치이며 재료의 형상과 물성을 반영하고 있다. 진동시험이나 유한요소 해석에 의한 고유진동수 측정은 재료의 비파괴검사 방법으로서 생체역학적 중요성을 가지고 있다. 또한 골다공증이나 골절치유 과정 등을 평가하기 위하여 골의 미세구조 변화를 고유진동수와 관련하여 진단하는 것은 생체역학적으로 매우 의미 있다고 볼 수 있다.

본 연구의 결과로부터 다음과 같은 사실을 알 수 있었다. 첫째, 골다공증에 걸린 쥐 그룹이나 골다공증을 치료한 쥐 그룹이 골다공증이 없는 정상상태의 쥐 그룹보다 높은 고유진동수를 보였다. 둘째, 진동 시험 결과와 유한요소해석 결과가 15% 이내의 비교적 작은 오차범위를 나타냄으로써 미세단층촬영 영상을 이용하여 재구축한 유한요소 모델을 검증할 수 있었다. 마지막으로 본 연구에서 개발한 미세단층촬영 장치와 Voxel 요소 생성 알고리즘을 이용한 유한요소 모델링, 진동 시험을 이용한 유한요소 모델의 검증 등을 통하여 다양한 생체 골조직에 대한 미세 구조 변화, 골절 위험도 예측, 골다공증과 골절 치유(fracture healing) 등에 대한 진단 및 검사에 응용할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] L. J. Melton and B. L. Riggs, "The osteoporotic syndrome," 2nd Ed., W. B. Saunders Company, New York, (1987)
- [2] M. Morita, A. Ebihara, M. Itoman and T. Sasada, "Progression of osteoporosis in cancellous bone depending on trabecular structure," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 22, No. 5, pp. 532-539, (1994)
- [3] B. Van Rietbergen, R. Muller, D. Ulrich, P. Ruegsegger and R. Huiskes, "Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal femur can be quantified from computer reconstructions," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 165-173, (1999)
- [4] 김형준, 한승무, 이준현, 이민래, "골다공증 진단을 위한 초음파 영상화 진단 기법 연구", *비파괴검사학회지*, 22권 4호, pp. 386-392, (2002)
- [5] B. Couteau, M. C. Hobatho, R. Darmana, J. C. Brignola and J. Y. Arlaud, "Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties," *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 383-386, (1998)
- [6] S. A. Goldstein, "The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function," *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, pp. 1055-1061, (1987)
- [7] M. Viceconti, L. Bellingeri, L. Cristofolini and A. Toni, "A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, pp. 1-10, (1998)
- [8] J. H. Keyak, J. M. Meagher, H. B. Skinner and D. D. Mote Jr., "Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method," *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 12, pp. 389-397, (1990)
- [9] B. Van Rietbergen, R. Muller, D. Ulrich, P. Ruegsegger and R. Huiskes, "Tissue stresses and strain in trabeculae of a canine proximal

- femur can be quantified from computer reconstructions," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 443-451, (1999)
- [10] 구자용, 김영주, 이승석, 김환우, "소형 물체의 검사를 위한 고해상도 미세 초점 X선 단층 촬영 시스템", *비파괴검사학회지*, 18권 3호, pp. 181-190, (1998)
- [11] M. Ding, A. Odgaard and I. Hvid, "Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 323-326, (1999)
- [12] D. R. Carter and W. C. Hayes, "The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 59a, pp. 954-962, (1977)
- [13] T. B. Khalil, D. C. Viano and L. A. Taber, "Vibrational characteristics of the embalmed human femur," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 75, pp. 417-436, (1981)
- [14] A. M. C. Thomas, D. Z. Luo and J. W. Dunn, "Response of human femur to mechanical vibration," *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 13, pp. 58-60, (1991)
- [15] G. Lowet, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, P. Geusens, J. Dequeker and J. Lammens, "The relation between resonant frequencies and torsional stiffness of long bones in vitro. Validation of a simple beam model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, pp. 689-696, (1993)
- [16] 변창환, "Voxel mesh 알고리즘과 micro-CT를 이용한 골의 형태변화 및 유한요소 모델링에 관한 연구", 박사학위논문, 경희대, (2002)
- [17] S. C. Lee, H. K. Kim, I. K. Chun, M. H. Cho and S. Y. Lee, "A Flat-panel detector based micro-CT system," *Physics in Medicine and Biology*
- [18] J. Voughan, "Application of B&K equipment to vibration measurement," *B&K*, (1975)