

뼈와 유사한 생체복합재료의 유효탄성계수에 대한 수치해석

Numerical Analysis of Effective Elastic Constants of Bone-Like Biocomposites

이도륜¹, 범현규^{1,✉}

Do Ryun Lee¹ and Hyeon Gyu Beom^{1,✉}

¹ 인하대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Inha Univ.)

✉ Corresponding author: hgbeom@inha.ac.kr, Tel: 032-860-7310

Manuscript received: 2011.1.3 / Revised: 2011.6.27 / Accepted: 2011.7.18

Effective elastic constants of bone-like biocomposites are investigated numerically. The bone-like materials are composed of strong layers and weak layers, and hierarchically structured. The unit cell model is employed to obtain the effective elastic constants. The effective anisotropic elastic constants of bone-like composites are obtained by using the potential energy method and finite element analysis. The effects of the Poisson's ratio, elastic modulus, hierarchical level, volume fraction and aspect ratio of the strong layer composed of the composites on the effective elastic constants are discussed.

Key Words: Effective Elastic Constant (유효탄성계수), Biocomposite (생체복합재료), Hierarchical Structure (계층구조), Finite Element Analysis (유한요소해석)

기호설명

n = hierarchical level

ρ_n = aspect ratio of mineral at level n

ρ = aspect ratio of mineral

Φ_n = volume fraction of composite inclusion at level n

Φ = volume fraction of composite inclusion

a = longitudinal distance between mineral platelets

b = lateral distance between mineral layers

L = length of mineral platelet

d = width of mineral platelet

H = length of unit cell

B = width of unit cell

σ_{ij} = stress

ε_{ij} = strain

C_{ij} = effective elastic constants

Π = potential energy

Π^* = potential energy of effective orthotropic material

W = strain energy density

S = surface area

u_i = displacement

n_j = unit outward normal vector

E_m = elastic modulus of mineral

E_p = elastic modulus of protein

ν_m = Poisson's ratio of mineral

ν_p = Poisson's ratio of protein

1. 서론

뼈는 동물의 보호, 역학적 지지 및 운동을 위해 자연으로부터 만들어진 가장 중요한 생체조직이다. 일반적으로 뼈의 강도, 강성과 같은 기계적 성질은 우수한 것으로 밝혀졌으며,¹ 이는 생체재료 내부의 미네랄(mineral)과 단백질(protein) 간의 이상적인 구조에서 기인한다. 뼈와 같은 생체재료들은 미시적 관점에서 거시적 관점까지 계층구조

(hierarchical structure)를 이루고 있는데, 이 구조는 Fig. 1 과 같이 미네랄과 단백질의 반복적인 배열로 되어있다. 뼈의 구조적 우수성이 평가되면서 복합체를 활용한 많은 산업에 응용될 것으로 전망되며, 이러한 관심도로 다양한 측면에서 뼈에 대한 연구가 진행되고 있다.

우선, 고전압 전자 현미경, X-ray 를 사용한 뼈의 미세구조 분석 연구가 진행되었으며,²⁻⁵ 뼈의 미세구조 파악을 위한 실험 및 이론연구가 진행되었다.⁶⁻¹³ Gao¹³ 는 여러 연구자들의 복합체에 대한 물성해석 방법을 도입하여, 뼈와 같은 구조를 가지는 재료에 대해 적합한 물성 측정법을 비교, 소개하였다. 또한, 뼈와 유사한 구조를 가지는 물체나 뼈의 파괴와 관련하여 많은 연구가 진행되었으며, 뼈나 조개껍질과 같은 생체재료가 계층구조 및 엇갈림 구조 등의 구조적 특성을 통해 효과적으로 파괴에너지(fracture energy)를 흡수하고 재료의 강성을 유지한다는 연구결과가 나오기도 했다.¹² 그 밖에 최근 뼈와 유사한 구조를 가진 생체모방재료에 대해 많은 역학 모델이나 이론들이 연구되고 있다.¹⁴ 하지만, 아직 뼈와 유사한 생체모방재료의 물

성해석 및 파괴해석시 이방성 특성 및 뼈의 미세구조 특성을 고려하여 연구하는 데에 한계를 가지고 있다.

본 논문에서는 포텐셜 에너지법을 사용하여 뼈와 유사한 생체모방재료의 이방성 유효탄성계수를 수치적으로 해석하는 방법을 제안하고, 이방성 유효탄성계수에 영향을 미치는 재료 탄성계수(elastic modulus) 및 Poisson 비의 값, 재료간 부피비율(volume fraction), 강한 재료의 종횡비(aspect ratio) 등의 요소들에 대한 영향력 분석을 진행하였다.

2. 이론

2.1 뼈의 계층구조

뼈나 조개껍질과 같은 생체복합재료는 Fig. 1 에서 보는 것과 같이 계층구조로 이루어져 있다. 두 가지 다른 특성의 재료가 서로 층을 이루어 쌓여져 있는 구조가 반복되면서 그 안에 계층구조를 이루고 있다. 계층구조는 유사한 구조가 반복되기 때문에 대표로 표현할 수 있는 단위 구조를 사용하여 해석할 수 있다. n 수준 계층구조에서 단위구조의 형상인자들은 Fig. 2 에서 정의된 것과 같이 표현할 수 있으며, 이를 활용하여 n 수준에서의 기하학적 파라미터(parameter)들은 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$\rho_n = \rho = L / d \tag{1}$$

$$\Phi_n = \Phi = \frac{Ld}{(L+a)(b+d)} \tag{2}$$

여기서 ρ_n , Φ_n 은 각각 n 수준에서 프로틴 기체 내의 미네랄과 프로틴으로 구성된 복합재료의 형상비와 부피비율이며 변화가 없는 고정된 재료로 가정하였다. ρ , Φ , L , d , a , b 는 각각 미네랄의 형상비, 프로틴 기체 내의 미네랄과 프로틴으로 구성된 복합재료의 부피비율, 미네랄 판의 길이, 미네랄 판의 폭, 미네랄 판 사이의 거리, 미네랄 층간 거리를 나타낸다.

2.2 뼈와 유사한 생체복합재료의 유효탄성계수

뼈와 같은 재료에 대한 여러 가지 연구는 탄성계수의 측정으로부터 시작할 수 있다. Gao 는 뼈의 유효탄성계수를 측정하기 위해 노력하였으며, Voight, Reuss 등의 방법과 자신이 고안한 TSC 모델

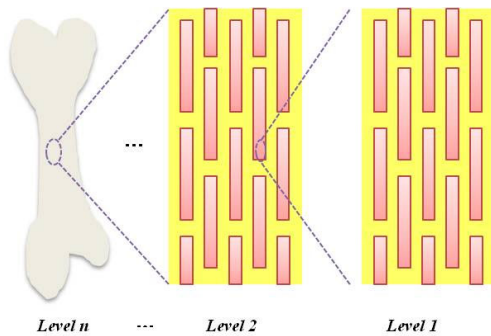


Fig. 1 The n-level hierarchical structure

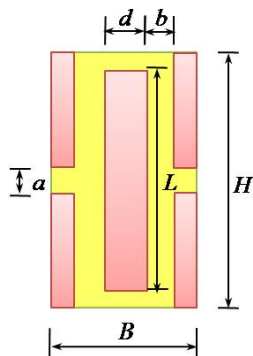


Fig. 2 The unit cell model of hierarchical structure

을 사용하여 방향 별 적합한 탄성계수를 측정하고, 각 방법에 대해 비교하였다. 또한, Poisson 비와 탄성계수의 영향에 대한 물성해석을 진행하기도 했다.¹⁵ 그리고 Gitman 및 기타 연구자들은 뼈와 같은 재료에 대해 미세구조의 이방성 탄성계수를 사용할 수 있는 평형방정식을 활용하여 파괴해석을 진행하기도 했다. 하지만, 아직 뼈와 같은 구조를 가지는 생체복합재료의 물성해석은 연구가 부족한 상황이므로 본 논문에서는 구성방정식과 포텐셜 에너지(Potential energy)를 사용하여 뼈와 같은 구조를 가지는 생체복합재료의 유효탄성계수를 구하는 방법을 제안한다.

뼈의 미세조직은 두께에 비해 상당히 작은 크기이므로 평면변형상태를 가정하여 해석할 수 있다. 이때의 이차원 구성방정식은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & 0 \\ C_{21} & C_{22} & 0 \\ 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ 2\varepsilon_{12} \end{Bmatrix} \quad (3)$$

여기서 σ_{ij} , ε_{ij} , C_{ij} 는 각각 응력, 변형률, 유효탄성계수이다. 그리고 식 (3)에서 한 방향으로 일정한 변형률을 주고, 그에 해당하는 응력을 알 수 있다면, 유효탄성계수를 계산할 수 있다. 그러나 Fig. 2 와 같은 복합체의 경우 같은 변형률을 주더라도 위치마다 응력의 값이 다르게 나타난다. 이러한 응력의 불균일 문제를 해결하기 위해 포텐셜 에너지 방법을 도입하였다. Fig. 2 와 같은 복합체의 외부 경계면에 주어지는 트랙션이 0 인 경우 이차원 포텐셜 에너지는 발산정리를 이용하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Pi = \int W dS = \int_{\partial S} \frac{1}{2} \sigma_{ij} u_i n_j ds \quad (i, j=1, 2) \quad (4)$$

$$\Pi^* = \frac{1}{2} \sigma_{ij}^* \varepsilon_{ij} S \quad (i, j=1, 2) \quad (5)$$

여기서 Π , Π^* , σ_{ij} , σ_{ij}^* , W , S , u_i , n_j 각각 복합체의 포텐셜 에너지, 단일 구조로 보았을 때

의 포텐셜 에너지, 일정한 변위에서의 복합체의 응력, 단일 구조의 응력, 에너지밀도(energy density), 면적, 변위, 단위 외향수직벡터(unit outward normal vector)를 의미한다. 그리고 ∂S 는 면적 S 를 둘러싼 곡선을 의미하며, ds 는 ∂S 위의 무한히 작은 길이이다. 포텐셜 에너지를 사용함으로써 평균적인 유효탄성계수를 구할 수 있으며, 각각의 유효탄성계수를 구하는 방법은 다음과 같다.

우선 Fig. 2 와 같은 단위구조에서 유효탄성계수 C_{11} 을 구하기 위해서 경계조건의 설정이 필요하다. 여기서 단위구조의 너비는 B 이고 높이는 H 이다. Fig. 3 에서 보듯이 $x=0$ 인 면과 $x=B$ 인 면의 x 축 변위를 각각 $u_1(0, y) = -u^0$ 과 $u_1(B, y) = u^0$ 으로 일정하게 제어하고, $y=0$ 인 면과 $y=H$ 인 면의 y 축 변위를 0 으로 제어한다. 이러한 조건 하에서 수치해석 프로그램이나 실험 측정 장비를 활용하여 뼈와 유사한 복합체 표면에서의 응력분포와 변형률 분포를 알 수 있다. 응력과 변형률 분포 및 형상적 요소 계산을 통해서 식(4), (5)의 방법으로 포텐셜 에너지를 계산할 수 있으며, 유효탄성계수 C_{11} 을 구할 수 있다. 유효탄성계수 C_{11} 을 구하기 위한 수식적 계산은 다음과 같이 전개된다.

$$\Pi = \int_0^H \sigma_{11}(B, y) u_1(B, y) dy = u^0 \int_0^H \sigma_{11}(B, y) dy \quad (6)$$

$$\Pi^* = \frac{1}{2} \left(C_{11} \left(\frac{2u^0}{B} \right)^2 \right) BH \quad (7)$$

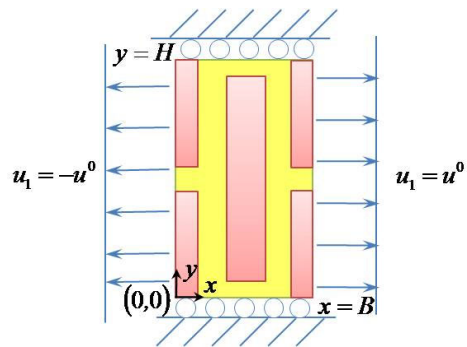


Fig. 3 Boundary condition for calculating effective elastic constant C_{11}

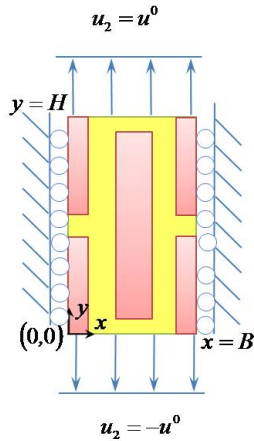


Fig. 4 Boundary condition for calculating effective elastic constant C_{22}

여기서 두 가지로 표현된 포텐셜 에너지 식(6)과 식(7)를 같다고 놓으면, 원하는 뼈와 유사한 복합체에서 유효탄성계수 C_{11} 이 수식으로 다음과 같이 표현된다.

$$C_{11} = \frac{B}{2u^0 H} \int_0^H \sigma_{11}(B, y) dy \quad (8)$$

유효탄성계수 C_{12} , C_{22} , C_{33} 또한 경계조건의 변화를 통해 위의 방법을 활용하여 계산할 수 있으며, C_{22} 는 다음의 경계조건 설정이 필요하다.

Fig. 4 에 나타낸 바와 같이 $y=0$ 인 면과 $y=H$ 인 면의 y 축 변위를 각각 $u_2(x, 0) = -u^0$ 와 $u_2(x, H) = u^0$ 일정하게 제어하고, $x=0$ 인 면과 $x=B$ 인 면의 x 축 변위를 0 으로 제어한다. 이러한 조건하에서 뼈와 유사한 복합체 표면에서의 응력분포와 변형률 분포를 알 수 있다. 응력과 변형률 분포 및 형상적 요소 계산을 통해 식(4), (5)의 방법으로 포텐셜 에너지를 계산할 수 있으며, 유효탄성계수 C_{22} 를 구할 수 있다. 유효탄성계수 을 구하기 위한 수식적 계산은 다음과 같이 전개된다.

$$\Pi = \int_0^B \sigma_{22}(x, H) u_2(x, H) dx = u^0 \int_0^B \sigma_{22}(x, H) dx \quad (9)$$

$$\Pi^* = \frac{1}{2} C_{22} \left(\frac{2u^0}{H} \right)^2 BH \quad (10)$$

여기서 두 가지로 표현된 포텐셜 에너지 식(9)

과 식(10)을 같다고 놓으면, 원하는 뼈와 유사한 복합체에서 유효탄성계수 C_{22} 가 수식으로 다음과 같이 표현된다.

$$C_{22} = \frac{H}{2u^0 B} \int_0^B \sigma_{22}(x, H) dx \quad (11)$$

유효탄성계수 C_{12} 는 다음의 경계조건 설정이 필요하다. Fig. 5 에서 보듯이 $y=0$ 인 면과 $y=H$ 인 면의 y 축 변위를 각각 $u_2(x, 0) = -u^0$ 와 $u_2(x, H) = u^0$ 일정하게 제어하고, $x=0$ 인 면과 $x=B$ 인 면의 x 축 변위를 각각 $u_1(0, y) = -u^0$ 과 $u_1(B, y) = u^0$ 으로 일정하게 제어한다. 이러한 조건하에서 뼈와 유사한 복합체 표면에서의 응력분포와 변형률 분포를 알 수 있다. 응력과 변형률 분포 및 형상적 요소 계산을 통해 식(4), (5)의 방법으로 포텐셜 에너지를 계산할 수 있으며, 유효탄성계수 C_{12} 를 구할 수 있다. 유효탄성계수 C_{12} 를 구하기 위한 수식적 계산은 식(12), (13)와 같이 전개된다.

$$\begin{aligned} \Pi &= \int_0^H \sigma_{11}(B, y) u_1(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{22}(x, H) u_2(x, H) dx \\ &= u^0 \left(\int_0^H \sigma_{11}(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{22}(x, H) dx \right) \end{aligned} \quad (12)$$

$$\Pi^* = \frac{1}{2} \left(C_{11} \left(\frac{2u^0}{B} \right)^2 + C_{22} \left(\frac{2u^0}{H} \right)^2 + 2C_{12} \left(\frac{2u^0}{B} \right) \left(\frac{2u^0}{H} \right) \right) BH \quad (13)$$

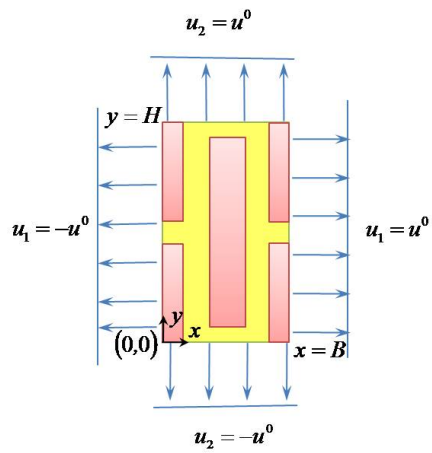


Fig. 5 Boundary condition for calculating effective elastic constant C_{12}

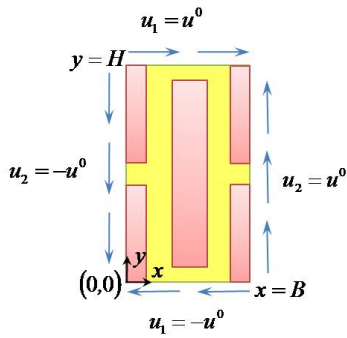


Fig. 6 Boundary condition for calculating effective elastic constant C_{66}

이제 두 가지로 표현된 포텐셜 에너지 식(12)와 식(13)을 같다고 놓으면, 원하는 뼈와 유사한 복합체에서 유효탄성계수가 수식으로 다음과 같이 표현된다.

$$C_{12} = \frac{1}{4u^0} \left(\int_0^H \sigma_{11}(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{22}(x, H) dx \right) - \frac{HC_{11}}{2B} - \frac{BC_{22}}{2H} \quad (14)$$

여기서 C_{11} , C_{22} 는 앞의 계산과정을 통해 구한 값을 사용함으로써 C_{12} 를 계산할 수 있다. 그리고 유효탄성계수 C_{66} 은 Fig. 6과 같은 경계조건 설정이 필요하다. Fig. 6에서 보듯이 $y=0$ 인 면과 $y=H$ 인 면의 x 축 변위를 각각 $u_1(x, 0) = -u^0$ 과 $u_1(x, H) = u^0$ 으로 일정하게 제어하고, $x=0$ 인 면과 $x=B$ 인 면의 y 축 변위를 각각 $u_2(0, y) = -u^0$ 과 $u_2(B, y) = u^0$ 으로 일정하게 제어한다. 이러한 조건하에서 뼈와 유사한 복합체 표면에서의 응력 분포와 변형률 분포를 알 수 있다. 응력과 변형률 분포 및 형상적 요소 계산을 통해 식(4), (5)의 방법으로 포텐셜 에너지를 계산할 수 있으며, 유효탄성계수 C_{66} 을 구할 수 있다. 유효탄성계수 C_{66} 을 구하기 위한 수식적 계산은 다음과 같이 전개된다.

$$\begin{aligned} \Pi &= \int_0^H \sigma_{12}(B, y) u_2(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{21}(x, H) u_1(x, H) dx \\ &= u^0 \left(\int_0^H \sigma_{12}(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{21}(x, H) dx \right) \end{aligned} \quad (15)$$

$$\Pi^* = \frac{1}{2} C_{66} \left(\frac{2u^0}{H} + \frac{2u^0}{B} \right)^2 BH \quad (16)$$

이제 두 가지로 표현된 포텐셜 에너지 식(15)와 식(16)을 같다고 놓으면, 원하는 뼈와 유사한

복합체에서 유효탄성계수 C_{66} 가 수식으로 다음과 같이 표현된다.

$$C_{66} = \frac{BH}{2u^0} \left(\int_0^H \sigma_{12}(B, y) dy + \int_0^B \sigma_{21}(x, H) dx \right) \left(\frac{1}{B+H} \right)^2 \quad (17)$$

포텐셜 에너지를 활용한 이러한 과정을 통해서 뼈와 같은 구조물뿐만 아니라 단위구조를 통해 해석할 수 있는 복합체에 대한 유효탄성계수를 측정할 수 있다.

3. 유효탄성계수 수치해석

뼈와 유사한 생체복합재료는 거시적으로 Fig. 1과 같은 계층구조를 이루고 있기 때문에 계층이 달라지면서 강한 재료의 재료 특성이 달라진다.

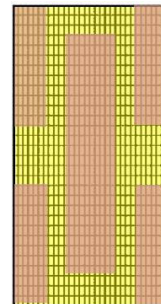


Fig. 7 The unit cell model of hierarchical structure for FEM

또한, 식(1), (2)에서 언급한 강한 재료인 미네랄의 형상비 및 프로틴 기체 내의 미네랄과 프로틴의 부피비율과 같은 형상인자들이 재료의 특성에 영향을 미친다. 이러한 계층과 형상인자들의 영향을 고려하여 식(3)~(17)를 활용해 뼈와 유사한 생체복합재료의 유효탄성계수를 수치적으로 해석하였다.

평면변형 상태로 가정하고 연속성을 만족하는 단위 구조를 활용하여 계산을 진행하였다. 상용유한요소해석 프로그램인 ABAQUS 6.9를 사용하여 Fig. 7과 같은 모델을 사용하였다. Fig. 3~6에서 보듯이 각각의 유효탄성계수에 대해 상용유한요소해석 프로그램을 사용하여 경계조건을 주었다. 경계조건에서 u^0 는 일정한 값 1을 임의로 주어 계산하였으며, 이에 대응하는 응력과 변형률 자료를

상용유한요소해석 프로그램을 통해 언어 활용하였다. 요소 타입은 평면변형요소인 CPE8R 을 사용하였다.

우선 구성물질의 탄성계수와 계층의 영향을 알아보기 위해 강한 층의 탄성계수 E_m 을 100 GPa 로 두고, 약한 층의 탄성계수 E_p 를 1~15 GPa 로 변화시키며 계층의 변화에 따라 유효탄성계수를 측정하였다. 측정시 계층에 따른 형상요소는 고정된 시스템을 가정하였으며, 각 재료의 Poisson 비 ν_m 와 ν_p 도 고정된 상태를 가정하였다. 각각의 유효탄성계수 값은 Fig. 8~11 과 같은 결과를 나타내었다. 계층이 증가할수록 유효탄성계수는 점차적으로 낮아지는 양상을 보였으며, 약한 층의 탄성계수가 감소할수록 유효탄성계수도 감소하는 양상을 나타내었다.

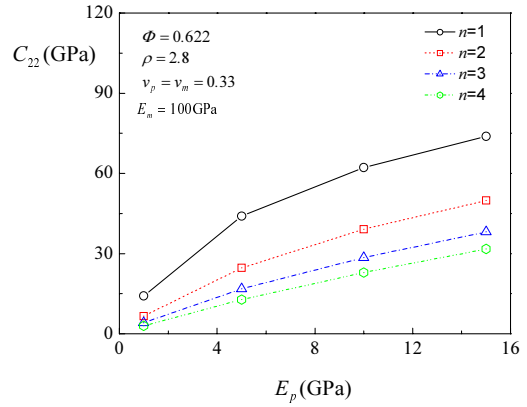


Fig. 10 C_{22} for various E_p and hierarchical level n

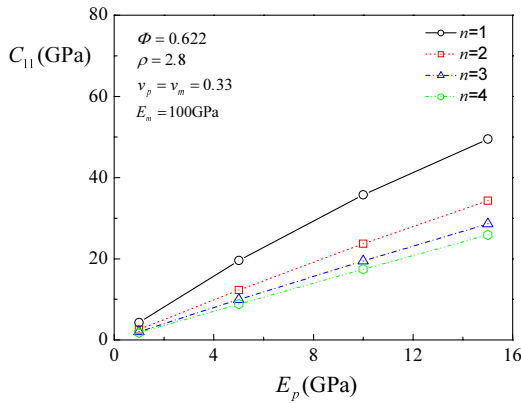


Fig. 8 C_{11} for various E_p and hierarchical level n

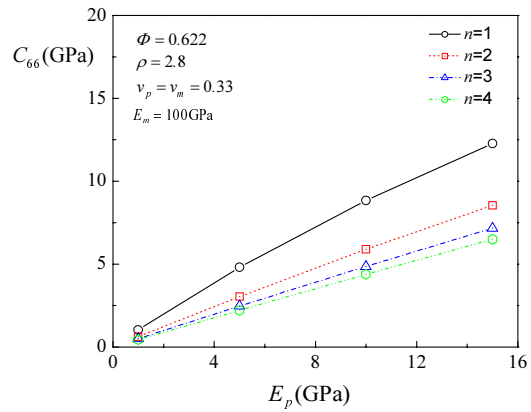


Fig. 11 C_{66} for various E_p and hierarchical level n

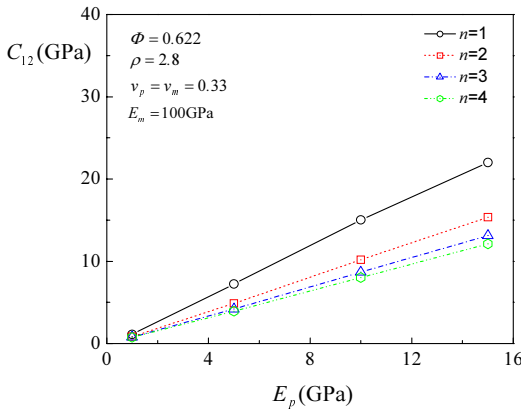


Fig. 9 C_{12} for various E_p and hierarchical level n

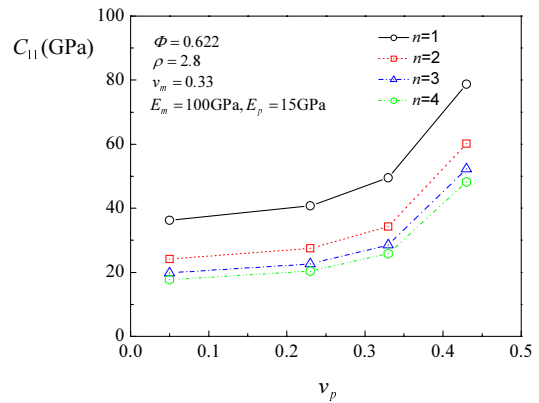


Fig. 12 C_{11} for various ν_p and hierarchical level n

계층에 따른 구성물질의 Poisson 비가 유효탄성 계수에 미치는 영향을 알아보기 위해 약한 층의 Poisson 비인 ν_p 를 0.05~0.43 까지 변화시키며 계층에 따른 유효탄성계수를 측정하였다. 측정시 계층에 따른 형상요소는 고정된 시스템을 가정하였다. 각각의 유효탄성계수 값은 Fig. 12~15 와 같이 나타났으며, C_{11} , C_{12} , C_{22} 의 값은 약한 층의 Poisson 비가 커짐에 따라 증가하는 양상을 나타내었으나, C_{33} 는 약한 층의 Poisson 비에 반하는 영향을 나타내었다.

계층에 따른 강한 층인 미네랄의 형상비가 유효탄성계수에 미치는 영향을 알아보기 위해 강한 층의 형상비를 2.8~16.8 까지 변화시키며 계층에 따른 유효탄성계수를 측정하였다. 측정시 계층에 따른 형상요소는 고정된 시스템을 가정하였으며, 각 재료의 Poisson 비도 고정된 상태를 가정하였다. 각각의 유효탄성계수 값은 Fig. 16~19 과 같이 나타났으며, 강한 층의 형상비가 유효탄성계수에 미치는 영향은 거의 없는 것으로 나타났다.

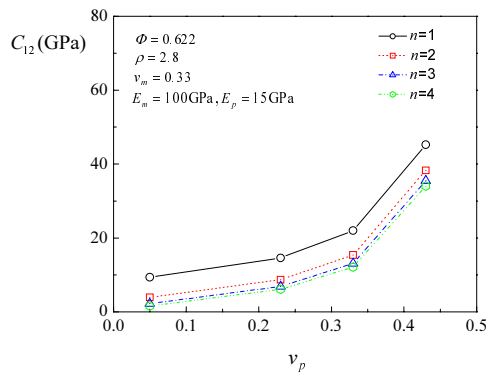


Fig. 13 C_{12} for various ν_p and hierarchical level n

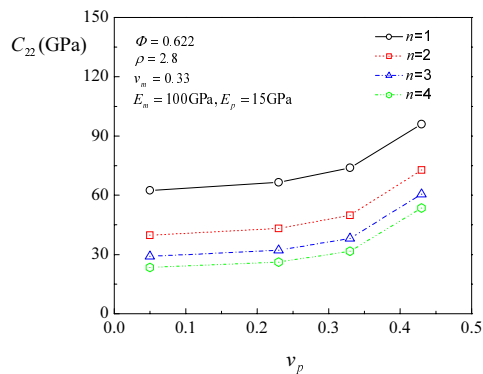


Fig. 14 C_{22} for various ν_p and hierarchical level n

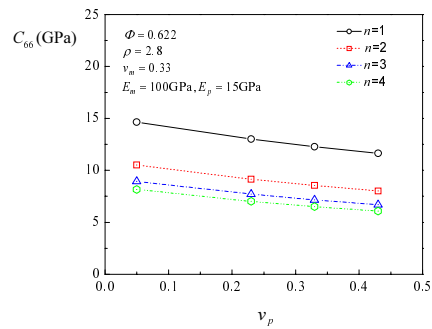


Fig. 15 C_{66} for various ν_p and hierarchical level n

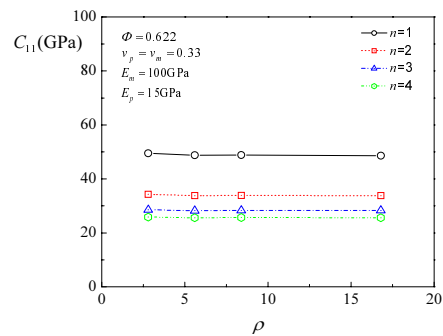


Fig. 16 C_{11} for various ρ and hierarchical level n

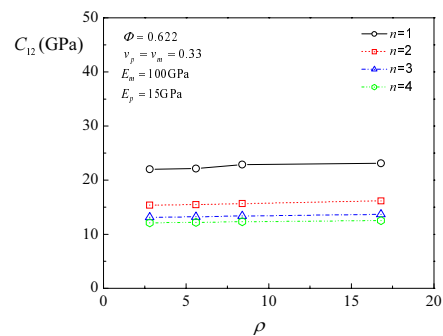


Fig. 17 C_{12} for various ρ and hierarchical level n

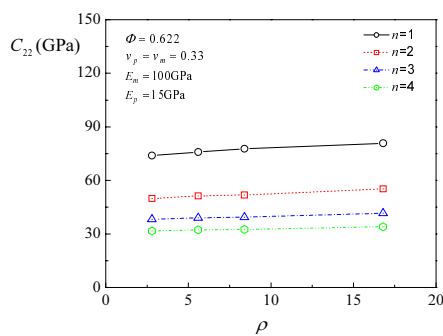


Fig. 18 C_{22} for various ρ and hierarchical level n

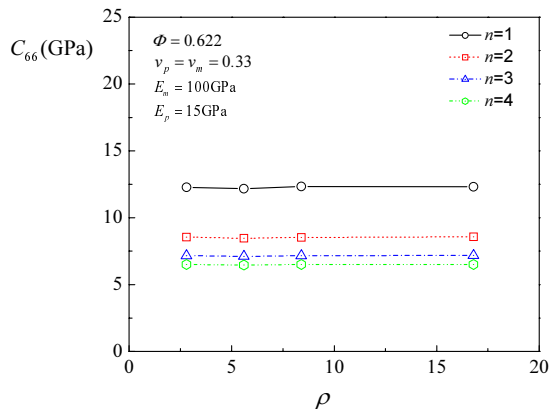


Fig. 19 C_{66} for various ρ and hierarchical level n

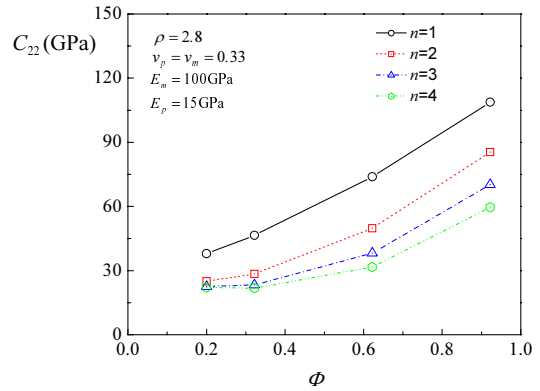


Fig. 22 C_{22} for various volume fraction Φ and hierarchical level n

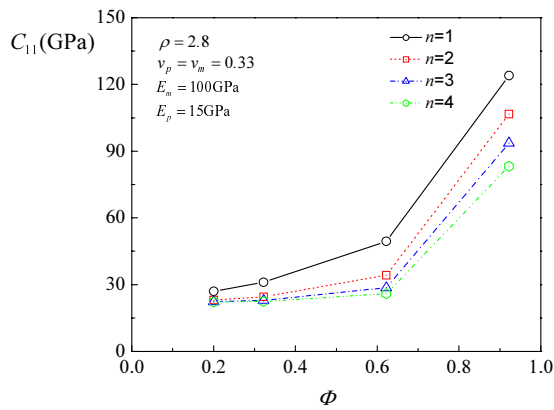


Fig. 20 C_{11} for various volume fraction Φ and hierarchical level n

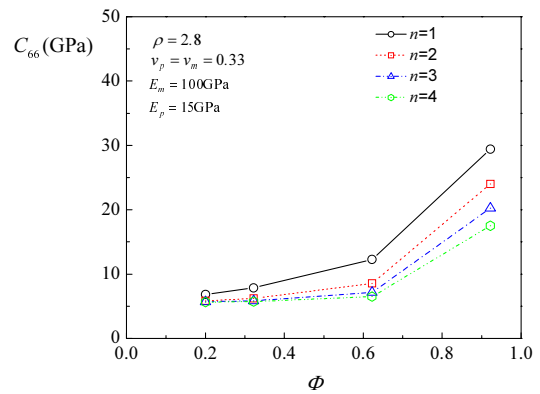


Fig. 23 C_{66} for various volume fraction Φ and hierarchical level n

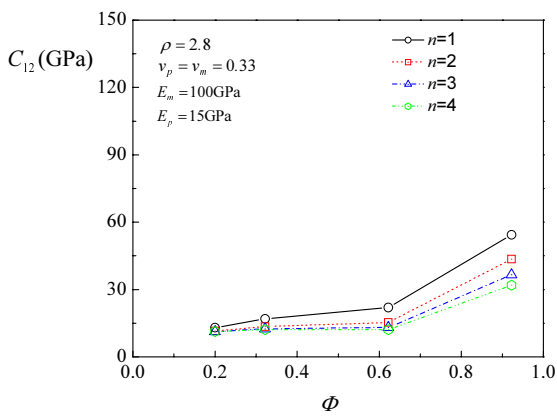


Fig. 21 C_{12} for various volume fraction Φ and hierarchical level n

계층에 따른 재료간 부피비율이 유효탄성계수에 미치는 영향을 알아보기 위해 식(2)에서 정의한 재료간 부피비율을 0.2~0.922 까지 변화시키며 계층에 따른 유효탄성계수를 측정하였다. 각각의 유효탄성계수 값은 Fig. 20~23 과 같이 나타났으며, 재료간 부피비율이 증가할수록 유효탄성계수의 값이 증가하는 양상을 보였다.

4. 결론

본 논문에서는 포텐셜 에너지법을 사용하여 뼈와 유사한 생체모방재료의 이방성 유효탄성계수를 수치적으로 해석하는 방법을 제안하였다. 이방성 유효탄성계수에 영향을 미치는 구성 재료의 탄성계수 및 Poisson 비의 값, 재료간 부피비율, 강한

재료의 종횡비, 계층효과에 대한 영향력 분석을 진행하였다. 계층이 변화하더라도 형상적 요소는 보존되는 시스템을 가정하여 해석한 결과, 계층 증가에 대해 생체모방재료의 이방성 유효탄성계수는 전체적으로 감소하였다. 그리고 구성 재료의 탄성계수가 증가하면 전체적인 이방성 유효탄성계수가 증가하는 경향을 보였으며, 구성 재료의 Poisson 비가 증가해도 두께방향 이방성 유효탄성계수를 제외한 다른 방향 이방성 계수는 증가하는 결과를 나타내었다. 하지만, 두께방향 이방성 유효탄성계수는 구성 재료 Poisson 비의 증가에 대해 감소하는 영향을 나타내어 방향별 유효탄성계수 분석의 중요성을 알게 하였다. 또한, 재료간 부피 비율 증가에 대해 전체적인 이방성 유효탄성계수가 증가하는 성향을 나타내었으며, 뼈와 유사한 생체모방재료의 구성 재료 중 강한 재료의 종횡비가 이방성 유효탄성계수에 미치는 영향은 거의 없는 것으로 나타났다.

후 기

이 논문은 2010 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2010-0010163).

참고문헌

1. Norman, Y. L., Vashishth, D. and Burr, D. B., "Fracture Toughness of Human Bone under Tension," *J. of Biomechanics*, Vol. 28, No. 3, pp. 309-320, 1995.
2. Landis, W. J., Song, M. J., Leith, A., Mcewen, L. and Mcewen, B. F., "Mineral and organic matrix interaction in normally calcifying tendon visualized in three dimensions by high-voltage electron microscopic tomography and graphic image reconstruction," *J. Struct. Biol.*, Vol. 110, No. 1, pp. 533-544, 1993.
3. Landis, W. J., "The strength of a calcified tissue depends in part on the molecular structure and organization of its constituent mineral crystals in their organic matrix," *Bone*, Vol. 16, No. 5, pp. 533-544, 1995.
4. Fratzl, P., Groschner, M. and Vogl, G., "Mineral crystals in calcified tissues: a comparative study by SAXS," *J. Bone Miner. Res.*, Vol. 7, No. 3, pp. 329-334, 1992.
5. Fratzl, P., Jakob, H. F. and Rinnerthaler, S., "Position resolved small-angle X-ray scattering of complex biological materials," *J. Appl. Cryst.*, Vol. 30, No. 5, pp. 765-769, 1997.
6. Gao, H. and Ji, B., "Materials becomes insensitive to flaws at nanoscale: lessons from nature," *Proc. Natl Acad. Sci. USA*, Vol. 100, No. 10, pp. 5597-5600, 2003.
7. Gao, H. and Chen, S., "Flaw tolerant in a thin strip under tension," *J. Appl. Mech.*, Vol. 72, No. 5, pp. 732-737, 2005.
8. Ji, B. and Gao, H., "A study of fracture mechanisms in biological nano-composites via the virtual internal bond model," *Mater. Sci. Eng. A*, Vol. 366, No. 1, pp. 96-103, 2004.
9. Ji, B. and Gao, H., "Mechanical properties of nanostructure of biological materials," *J. Mech. Phys. Solids*, Vol. 52, No. 9, pp. 1963-1990, 2004.
10. Ji, B. and Gao, H., "How to slender mineral crystals resist buckling in biological materials?" *Phil. Mag. Lett.*, Vol. 84, No. 10, pp. 631-641, 2004.
11. Gao, H. and Ji, B., "Modeling fracture in nanomaterials via a virtual internal bond method," *Eng. Frac. Mech.*, Vol. 70, No. 14, pp. 1777-1791, 2003.
12. Gao, H., "Application of fracture mechanics concepts to hierarchical biomechanics of bone and bone-like materials," *International Journal of Fracture*, Vol. 138, No. 1-4, pp. 101-137, 2006.
13. Ji, B. and Gao, H., "Elastic properties of nanocomposite structure of bone," *Composite Science and Technology*, Vol. 66, No. 9, pp. 1212-1218, 2006.
14. Zuo, S. and Wei, Y., "Effective elastic modulus of bone-like hierarchical materials," *Acta Mechanica Sinica*, Vol. 20, No. 3, pp. 198-205, 2007.
15. Gao, H. and Liu, B., "Poisson ratio can play a crucial role in mechanical properties of biocomposites," *Mechanics of Materials*, Vol. 38, No. 12, pp. 1128-1142, 2006.