

푸아송비가 골소강(lacunae) 내 압력에 미치는 연구 Pressure build-up in the lacunae is affected by Poisson's ratio variation

*윤영준¹, 이계한²

*Y.J. Yoon¹ (yoonyoungjune@gmail.com), K.Rhee (khanrhee@mju.ac.kr)²,
¹ 명지대학교 산업대학원 산업시스템경영학과, ² 명지대학교 기계공학과

Key words : Poisson's ratio, Pressure, Lacunae, Osteocytes, Mechanobiology

1. 서론

뼈는 재생성이라는 과정을 통해서 뼈의 질을 일정하게 유지하게 된다. 세 가지 종류의 세포들이 이 과정에 참여하게 되는데, 뼈를 만드는 조골세포(osteoblasts)와 오래된 뼈를 제거하는 파골세포(osteoclasts), 그리고 이 세포들 사이를 연결해 주는 골세포(osteocytes)가 그것이다. 연락체계를 담당하는 골세포는 제거되어야 할 골조직 부분을 파골세포를 불러들여서 새로운 골조직으로 채우게 된다[1,2]. 이렇게 하여 생성된 골조직을 골단위 (osteon)이라고 하고, 이는 원통형 구조를 띠고 있다. 이 골단위는 힘의 방향과 밀접한 관계를 가지며, 받는 힘의 방향에 따라서 세 가지의 골단위로 구분된다.

골세포는 골소강(lacunae)라고 불리는 타원형의 공간 내에서 생존하며, 매우 작은 세관 (canaliculus)를 통해서 서로 연결되어 있다. 골소강과 세관들은 간액질로 채워져 있고, 이 통로는 세포에게 영양분을 제공해 주는 연결고리 역할을 담당한다[1,2].

간액질은 혈액에서 영양분을 제공받으며 노폐물을 림프를 통해서 배출한다. 현재 이러한 간액질의 흐름이 조골세포와 골세포 사이의 신호전달체계 역할을 담당한다고 여겨지고 있다 [1,2].

인체의 움직임에 따라 뼈는 자극을 받게 되며, 이러한 자극에 의해서 골소강 내에 존재하는 골세포 또한 자극을 받게 된다. 이런 자극들은 골조직을 통한 응력의 전달[3]일 수도 있고, 변형률의 전달[4]일 수도 있다. 그러나 이러한 응력 또는 변형률은 골세포에 직접적으로 전달될 수 없고, 골소강 내에 채워져 있는 간액질을 통해서 골소강 내 압력이라는 방법으로 전달된다.

간액질에 전달되는 압력은 골소강을 둘러싸고 있는 골조직의 물성치와 밀접한 관계를 맺으며, 같은 변형률을 가질 경우 탄성계수가 강하면 큰 압력이 골소강 내에서 발생하게 된다.

이 논문에서 골조직의 탄성계수가 같을 경우 푸아송비 (Poisson's ratio)가 골소강 내의 압력에 어떠한 영향을 미치는지를 살펴보고자 한다.

2. 미세역학을 이용한 해석

골소강의 방향은 뼈 내 존재하는 콜라겐의 방향과 일치한다고 알려져 있다. 뼈의 재생성 과정을 통하여 만들어지는 골단위 (osteon)은 힘의 방향에 따라 L, A, 그리고 T 타입으로 나누어져 있다 [5,6]. L 타입은 골단위 내 콜라겐의 방향이 장골 (long bone)의 길이 방향 (또는 힘의 방향) 과 같은 방향으로 배열되어 있고, T 타입은 콜라겐 방향이 장골의 길이 방향 (또는 힘의 방향) 과 직각에 가까운 각도로 배열되어 있다. A 타입의 골단위는 L 타입과 T 타입의 복합형태로 배열되어 있다. 이러한 콜라겐의 배열은 골소강의 방향성을 또한 동시에 변화시키며, 골소강의 방향성과 주어지는 외부의 자극에 따라서 골소강 내의 압력의 변화를

일으킨다.

타원형 모양의 골소강이 간액질로 가득 차 있을 경우, 간액질의 압력 q 는 외부 자극에 의해서 골조직에 전달된 응력 σ 와 선형적인 관계식을 갖게 된다. 다음 식은 다공탄성이론 (poroelasticity)에서 말하는 스킴튼 계수 (Skempton coefficient)와 같은 맥락으로 수식으로는

$$q = Q : \sigma.$$

과 같이 나타낼 수 있다. 여기서 Q 텐서는 골조직내의 응력 값을 골소강 내의 압력 값으로 변환 시켜주는 텐서로서, 이는 다음의 식에서 구할 수 있다.

$$Q = -\frac{1}{1+\delta} \frac{1}{R} [R_1 \mathbf{1}\mathbf{1} + R_2 \mathbf{m}\mathbf{m} + R_3 \mathbf{nn}],$$

그리고 위의 식에 있는 각 상수들의 값은 다음과 같다.

$$\delta = \frac{\kappa E_0 - 2(1-\nu_0)}{R}$$

$$R_1 = \frac{VE_0}{V_{cav}} (\mathbf{H}_{1111} + \mathbf{H}_{1122} + \mathbf{H}_{3311})$$

$$R_2 = \frac{VE_0}{V_{cav}} (\mathbf{H}_{1122} + \mathbf{H}_{2222} + \mathbf{H}_{2233})$$

$$R_3 = \frac{VE_0}{V_{cav}} (\mathbf{H}_{3311} + \mathbf{H}_{2233} + \mathbf{H}_{3333})$$

$$R = R_1 + R_2 + R_3$$

여기 사용된 \mathbf{H} 텐서는 잘 알려진 Eshelby tensor 를 이용하여 구할 수 있다. 관계식이 길어서 여기서는 제외시켰으나, 구체적인 식이 필요할 경우 Shafiro 와 Kachanov [7]의 논문을 참조하기 바란다. Q 텐서를 계산한 후 텐서회전법칙 (Tensor transformation)을 사용하여 골소강의 방향에 따른 골소강 내의 압력 변화를 예측하였다.

3. 사용한 데이터

사용된 골소강의 크기는 $5\mu\text{m}$, $10\mu\text{m}$, $25\mu\text{m}$ 의 크기를 가진 타원형 구조를 가지고 있고[8], 사용된 골조직의 물성치는 Yoon 과 Cowin[9]이 예측한 등방형 물성치 값을 사용하였다. 등방성 물성치에 해당하는 $E=18.9 \text{ GPa}$ 를 사용하였고, 전단탄성계수, G 는 다음 식을 사용하여서 구하였다.

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

계산시 푸아송비를 변수로 놓고 회전각도의 변화에 따른 간액질의 압력변화를 살펴보았다.

4. 결론

푸아송비의 변화를 0 에서 0.5 까지 변화시켰고, 이에 따른 골소강내 간액질의 압력변화는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

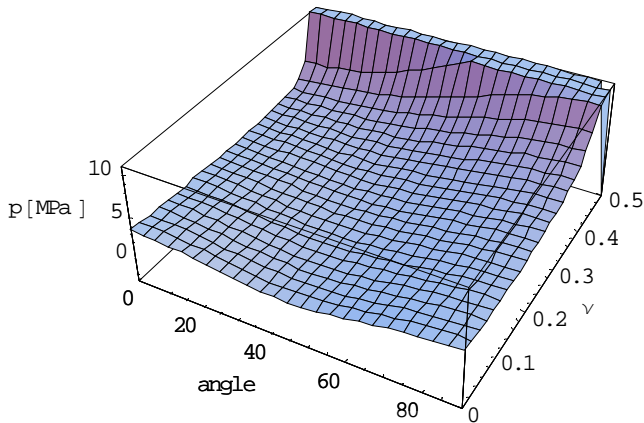


Fig. 1 The pressure built-up in the lacunar space as Poisson's ratio varies from 0 to 0.5

그림 1에서 보듯이 골소강의 방향에 따른 골소강 내 압력의 변화보다 푸아송비가 0.5에 가까워지면서 급격히 변하기 시작하고, 이 영역에서는 골소강의 방향 변화에 따른 압력변화가 상대적으로 크을 알 수 있다. 일반적인 뼈의 푸아송비가 0.25에서 0.4사이임을 고려하여 생각해 본다면 골소강의 방향이 장골의 길이방향과 일치할 경우 골소강 내 압력은 푸아송비가 0.25에서 0.35로 증가함에 따라 2.80MPa에서 2.84MPa로 거의 변화가 없음을 알 수 있다. 그러나 골소강의 방향이 장골의 길이 방향과 직각 방향을 이룰 경우엔 같은 범위 내에서 4.25MPa에서 5.62MPa로 변화함을 알 수 있다. 특히 결과에서 알 수 있듯이 푸아송비가 0.4를 넘어서면서 압력에 있어서 급격한 변화가 있음을 알 수 있다. 비슷한 예를 들어 골소강의 방향이 장골의 길이방향과 일치할 경우 푸아송비가 0.4에서 0.45로 변화함에 따라서 골소강 내의 압력은 3.16MPa에서 4.67MPa로 변화하고 골소강의 방향이 장골의 길이방향과 직각일 경우 같은 범위 내에서 압력은 7.52MPa에서 13.38MPa로 급격히 변화함을 알 수 있다. 이는 골소강의 방향이 장골의 방향과 수직을 이룰 경우 골소강이 상대적으로 쉽게 압축됨을 의미한다.

뼈의 미세구조를 보면 새로 생성되는 골단위들이 기존의 골조직 (interstitial bone)으로 둘러싸여있는 구조이기에 두 가지 다른 골조직의 물성에 따른 영향을 받는다고 할 수 있다. 현재까지 골단위와 기존의 골조직의 푸아송비에 관한 연구는 이루어지고 있지 않다. 이유인즉 현재 보편적으로 사용되는 나노인덴테이션의 경우 탄성계수를 얻기 위해서 푸아송비를 가정해서 계산하고 있기 때문이다 [10]. 하지만 기존의 골조직의 푸아송비가 새로 생성되는 골단위 내의 골조직의 푸아송비보다 상대적으로 높다고 가정하면 기존 골조직 내의 골세포가 받는 압력은 훨씬 높다고 말할 수 있다.

이러한 압력의 변화는 골소강 내에 존재하는 골세포의 생존과도 밀접한 관계를 가지고 있다. 기존의 세포실험을 살펴본다면, 예를 들어 100 MPa 미만의 압력을 받았을 경우 세포막의 유체투과성과 세포막 내 단백질의 변형을 야기시키고 100-220 MPa까지는 세포막의 변형과 세포막 내 단백질의 분리를 야기시킨다 [11]. 이렇듯 골조직의 푸아송비가 비압축성 고체에 가까운 경우 ($\nu=0.5$) 골소강내 골세포는 세포막의 유체투과성 및 세포막 단백질의 변형을 야기시킬 수 있다.

이러한 골세포가 받는 압력은 골세포의 생존에도 매우 중요한 역할을 담당한다. Klein-Nulend[12]의 실험에서 알 수 있듯이 상대적으로 적은 압력 (13kPa)을 간헐적으로 적용했을 경우, prostaglandin E2 (PGE2)의 양을 증가시킨다. 간헐적

인 압력의 자극은 세포에 있어서 전단응력보다는 원주방향의 응력 (circumferential stress)을 야기시키고, 압력이 강할 경우 세포막의 유체투과성과 세포막내 단백질의 변형을 야기시킬 수도 있다. 여기서 예측된 값은 실험에 사용된 13kPa 보다 훨씬 높은 값으로 향후 실험에 사용될 수 있다고 생각한다. Takai [13] 또한 간헐적인 압력 (3MPa, 033Hz)의 사용이 골세포의 생존에 유용함을 보여주었다. Takai의 실험에 사용된 압력은 이 논문에서 예측한 값과 매우 유사함을 알 수 있다.

향후 실험을 이용하여 두 가지 경우를 검증해보고자 한다. 첫째는 나노인덴테이션과 마이크로 단위에서의 인장시험을 사용하여 새로이 생성된 골단위의 푸아송비가 기존에 있던 골조직의 푸아송비와 어떻게 다른지를 살펴보고자 하고, 둘째는 세포실험에서 골세포들이 기존의 실험보다 높은 압력에 어떤 변화를 일으키는지를 알아보고자 한다.

후기

본문을 준비하게 조인을 해준 명지대학교 정우원 박사에게 감사함을 표합니다.

참고문헌

1. Cowin, S.C., "bone poroelasticity," J. Biomech., 32, 217-238
2. Knothe-Tate, M.L., "Whither flows the fluid in bone? An osteocyte's perspective," J. Biomech., 36, 1409-1424
3. Cowin, S.C., "Bone stress adaptation models," J. Biomech. Eng., 115, 528-533
4. Lanyon, L.E., "osteocytes, strain detection, bone modeling, and remodeling," Calcified Tissue International, 53, S102-S107
5. Ascenzi, A., and Bonucci, E., "The tensile properties of single osteons," Anat. Rec., 158, 375-386
6. Ascenzi, A., and Bonucci, E., "The compressive properties of single osteons," Anat. Rec., 161, 377-391
7. Shafiro, B., and Kachanov, M., "materials with fluid-filled pores of various shapes: effective elastic properties and fluid pressure polarization," Int. J. Solids Structures, 34, 3517-3540
8. Remaggi, F., Cane, V., Palumbo, C., and Ferreti, M., "Histomorphometric study on the osteocyte lacuna-canalicular network in animals of different species. I. Woven-fibered and parallel fibered bones," Ital J. Anat Embryol., 103, 145-155
9. Yoon, Y.J., and Cowin, S.C., "The estimated elastic constants for a single bone osteonal lamella," Biomech Model Mechanobiol., 7, 1-11
10. Rho, J.Y., Zioupos, P., Currey, J.D., and Pharr, G.M., "variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation," 25, 295-300
11. Hayashi, R., "High pressure in bioscience and biotechnology: pure science encompassed in pursuit of value," Biochimica et Biophysica Acta, 1595, 397-399
12. Klein-Nulend, J., van der Plas, A., Semeins, C.M., Ajubi, N.E., Frangos, J. A., Nijweide, P.J., and Burger, E.H., "Sensitivity of osteocytes to biomechanical stress in vitro," FASEB J., 9, 441-445
13. Takai E, Mauck, R., Hung, C.T., and Guo, X.E, "osteocyte viability and regulation of osteoblast function in a 3D trabecular bone explants under dynamic hydrostatic pressure," J. Bone Miner Res, 19, 1403-1410