

인체 골(bone)의 유한요소 모델링을 위한 VOXEL MESH 기법에 관한 연구

변창환*(경희대 대학원 기계공학과), 오택열(경희대 기계산업시스템공학부),
백승민(쥬칸티바이오), 채경덕(삼척대 정밀기계공학과)

A Study on the Voxel Mesh Technique for Finite Element Modeling of Human Bone

C. H. Byun(Mechanical. Eng. Dept., KHU), T. Y. Oh(Mechanical Eng. Dept., KHU),
S. M. Paek(CANTIBIO Inc.), K. D. Chae(Mechanical Eng. Dept., SCU)

ABSTRACT

In this study, we perform 3-D reconstruction of human proximal femur from DICOM files by using voxel mesh algorithm. After 3-D reconstruction, the model converted to Finite Element model which developed for automatically making not only 3-D geometrical model but also FE model from medical image dataset. During this job, trabecular pattern, one of characteristic of human bone can be added to the model by means of giving it's own elastic property calculated from intensity in CT scanned image to the each voxel. And then another model is made from same image dataset which have two material properties - one corresponds to cortical bone, another to trabecular bone. Finally, validity of voxel mesh technique is verified through comparing results of FE analysis, free vibration and stress analysis.

Key Words : Voxel Mesh, Finite Element Modeling (유한요소 모델링), Femur(대퇴골), Cortical Bone(피질골), Trabecular Bone(해면골), Trabecular pattern, DICOM

1. 서론

인체가 특유한 형태를 이루고 있는 것은 내부에 다수의 골(bone)이 연결되어 골격(skeleton)을 형성하기 때문이다.

새로운 골의 합성과 분해 정도를 비교해 보면 아동의 경우 분해보다 합성이 빨라 골의 성장이 일어나며 성인은 분해와 합성 정도가 거의 같아 유지가 되지만 40 세 이상이 되면 합성보다 분해가 빨라지므로 매년 총 골의 0.7%정도가 감소하게 된다. 특히 여성의 경우 남성보다 골의 유실이 오는 시기가 빠르며 특히 폐경 이후에 심해지며 이것을 골다공증(osteoporosis)이라고 한다. 골다공증에 의한 대표적 증상으로는 골절이 있는데 골절이 잘 발생하는 부위는 척추, 손목, 대퇴골두부 등이며 여성의 경우 일생 동안 척추의 골절이 발생할 위험률은 16%, 손목의 골절은 15%, 대퇴골 근위부의 골절은 16%라고 알려져 있다. 미국의 경우 골다공증에 의한 골절환자의 수가 120 만 명이며, 우리나라의 경우도

200 만 명의 골다공증 환자가 있는 것으로 추정되고 있다. 특히 미국 백인 중에서 65 세 이상 노인에서의 대퇴골 근위부의 골절은 여성의 경우 32%가 남자의 경우 17%가 발생되며 이중 50%는 골절에 의해 활동이 제한되고 12~20%는 골다공증이 원인이 되어 사망에 이르게 된다고 보고되었다.⁽¹⁾

이처럼 골다공증이 가지는 위험성 때문에 골다공증에 관련된 다방면의 연구가 진행되고 있으며 골의 정량적인 강도 평가 방법이 매우 중요시되고 있다.

이에 따라 골의 정량적 강도평가의 방법으로 유한요소법을 이용한 구조해석방법이 사용되고 있으며, 정확한 해석결과를 얻기 위해서는 골의 생체역학적 거동을 잘 표현해 줄 수 있는 생체역학모델과 해석에 필요한 적절한 골의 물성치가 요구된다.

Voxel mesh 기법이란 CT로 2 차원의 평면단층사진을 연속적으로 촬영 후 이들 사진을 순차적으로 쌓아 올려 최종적으로 mesh 된 3 차원 형태의 모델로 조합하여 원하는 골의 모델링을 빠른 시간 안에

효율적으로 완성하는 방법이다.⁽²⁾

기존의 골의 유한요소모델은 골의 이방성을 무시한 채 단순히 피질골(cortical bone)과 해면골(trabecular bone)의 2 개 물성치 만으로 표현되어 골의 물성을 정확히 표현하기에는 한계가 있었다.

이에 대한 대안으로 제시된 것이 voxel mesh 기법이며 이는 여러 장의 연속된 방사선 사진을 이용하여 전체 유한요소 모델을 제작하는 기법으로 이 방법이 가지는 장점은 각 요소에 방사선 투과 값인 투영도가 포함된 CT 번호를 이용하여 이들 값을 골 밀도와 탄성계수로 변환하는 방법으로 물성치를 정의할 수 있으며, 이를 이용하여 거시적으로 이방성을 표현 할 수 있다.

본 연구에서는 첫째, 의료 영상용 표준 입출력 영상 파일인 DICOM 파일을 이용하여 3 차원 유한요소모델을 자동 생성하는 알고리즘을 개발하고 둘째, DICOM 내의 방사선 파라미터를 이용하여 각 요소에 탄성계수를 다르게 정의하는 방법으로 대퇴골의 이방성의 대표적 특성인 trabecular pattern 이 정의된 유한요소모델을 생성시킨 뒤 셋째, 해면골(trabecular bone)과 피질골(cortical bone)의 평균 물성치단으로 생성된 대퇴골 모델과 voxel mesh 모델을 비교 분석하여 voxel mesh 기법의 유효성을 검증하고자 한다.

2. 물성(material property) 데이터

CT스캐너는 수집한 데이터로 각 화소(pixel)의 선감약계수 μ 를 산출하는데 CT에 부착된 컴퓨터는 각 화소의 선감약계수를 계산한 다음 CT번호(CT number)라 칭하는 새로운 값으로 변환한다. 이 변환은 회색조(gray scale)로 표현되는 영상으로 정보를 재현하기 위함이다.

CT번호의 정의는 컴퓨터가 화소의 선흡수계수와 물의 선감약계수간의 관계를 다음과 같이 산출한다.

$$CT\ Number = \frac{K(\mu_p - \mu_w)}{\mu_w} \quad (1)$$

K는 확대정수(magnification constant), μ_p 는 화소의 선감약계수, μ_w 는 물의 선감약계수 이다.

CT 촬영 후 표준 입출력 형식인 DICOM 파일로 출력하면 골의 각 부위의 방사선 투과치인 CT번호(Hounsfield Unit) 값이 각 픽셀마다 저장되게 된다.

각 픽셀마다 저장되어 있는 CT번호 값은 Keyak 이 제안한 변환방법을 이용하여 각각의 voxel 요소의 밀도로 변환할 수 있다.⁽²⁾ Keyak이 제안한 변환식을 표현하면 다음과 같다.

$$\rho = 0.0018 \times H \quad (2)$$

여기서 ρ 는 밀도[g/cm³], H는 Hounsfield 값이다.

단 CT 번호 값이 음수가 될 때에는 골의 밀도 값은 0이 되는 것으로 정한다.

구해진 밀도는 Carter와 Hayes가 제안한 다음 식에 의해 탄성계수(Young's modulus)로 변환 시킬 수 있다.⁽³⁾ 이 식은 피질골(cortical bone)과 해면골(trabecular bone)을 구분하지 않고 범용으로 사용할 수 있다.

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

여기에서 $\dot{\epsilon}$ 는 strain rate[s⁻¹], ρ 는 밀도[g/cm³], E는 탄성계수 [MPa]이다. ϵ 과 Poisson 비는 기존에 Keyak 등이 사용한 0.01과 0.3을 사용하였다.

대퇴골을 피질골과 해면골의 물성으로만 나타낸 모델의 평균 물성치는 Table 1과 같다.

Table 1 Material properties of proximal femur⁽⁴⁾⁽⁵⁾

| | cortical bone | trabecular bone | description |
|-----------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|
| Young's modulus | 16700 MPa | 609 MPa | Hobatho et al., 1991 |
| average density | 1.996 g/cm ³ | 0.303 g/cm ³ | rho et al., 1995 |

3. Voxel Mesh 알고리즘

Voxel mesh는 CT 스캐너에서 순차적으로 촬영된 단층영상 사진을 골만의 영역을 추출하고, 단면영상사진의 화소(pixel)를 6면체 형태의 요소로 만들어 각각의 인접한 2차원적 단면사진을 순차적으로 쌓아 올려 3차원 유한요소모델로 만든다.

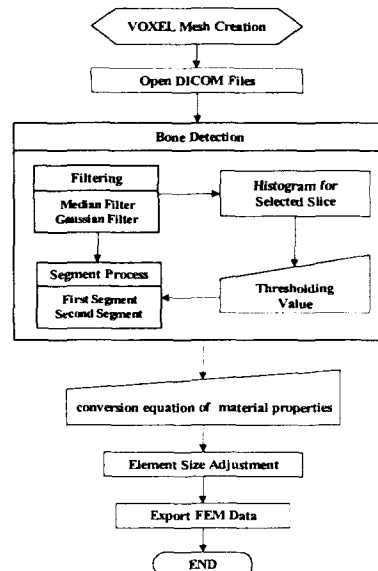


Fig. 1 Flow chart of automated voxel mesh method

CT 단면영상사진의 각 화소에 기록된 방사선 수치를 이용하여 각각의 탄성계수 및 밀도값을 가지는 요소를 생성할 수 있다. 이러한 이유 때문에 다른 골의 유한요소 모델링 방법보다 빠르게 모델링을 할 수 있을 뿐만 아니라, 골의 이방성을 표현할 수 있게 된다.

모델을 구성하는 하나의 요소(element)는 8개의 절점(node)으로 구성된 6면체의 모양을 가지게 되며 각 요소는 각각 서로 다른 물성치를 가진다.

작은 크기의 요소를 사용하게 되면 골의 외곽 표면과 해면골부의 다공질 특징도 표현할 수 있게 된다. 요소의 폭은 스캔한 이미지 사이의 폭으로 정하거나 화소 크기를 고려하여 정하며 세밀한 화소로 작업된 스캔 자료를 이용한다면 좀더 매끄럽고 자연스러운 형상과 자세한 물성치를 줄 수 있다. 일반적으로 최소로 하는 두께와 화소 사이즈는 1.0mm, 0.25mm 이며, 육면체 요소가 이루는 3개의 축은 그대로 CT 스캐너의 좌표계와 일치하게 된다. 육면체 요소의 각 모서리부분에 위치하게 되는 절점은 x, y, z 축의 정보를 갖는 3차원배열로 표현할 수 있으며, 이렇게 구성된 육면체 요소는 골의 모델을 이루게 된다.

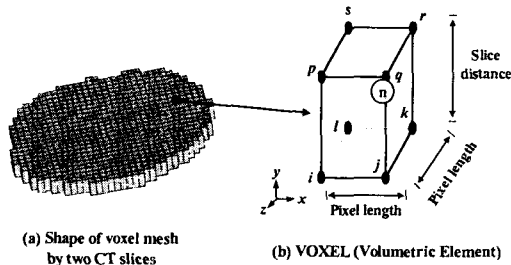


Fig. 2 Shape of voxel

Fig. 1은 voxel mesh 모델링의 흐름도(flow chart)이고, Fig. 2는 2장의 CT 영상으로 만들어진 voxel mesh와 하나의 voxel을 보여주고 있다. voxel mesh 기법과 상용 모델러를 이용하여 수작업으로 만들어진 대퇴골의 3차원 유한요소 모델을 Fig. 3에 나타내었다.

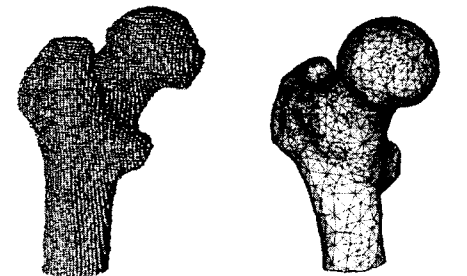


Fig. 3 Voxel and manual mesh model

4. 결과 및 토의

본 연구에서 구성된 대퇴골의 3 차원 유한요소모델의 voxel mesh 기법의 유효성을 검증하기 위해서 다음과 같은 두 가지 해석을 수행하였다.

첫째, voxel mesh 기법에 의한 방법으로 모델을 구성하고 CT 번호에 의해 밀도와 탄성계수를 산출하여 각 요소마다 자기 다른 물성치를 가지는 모델(model I-1)과 피질골과 해면골 만의 물성치를 포함하는 강성계수의 총량이 같은 등가강성 모델(model I-2)을 구성하여 자유진동 해석을 수행하였다.

둘째, Fig. 3에 나타낸 것과 같이 voxel mesh 기법으로 만든 모델(model II-1)과 상용 모델러를 이용하여 수작업으로 만든 모델(model II-2)를 이용하여 이방성이 반영된 모델과 피질골과 해면골만의 물성치를 구분한 모델에서 응력의 차이를 확인하여 보았다.

model I-2와 model II-2의 물성값은 Table 1에 나타낸 기존의 연구에 의해 피질골과 해면골의 물성치를 사용하였다.

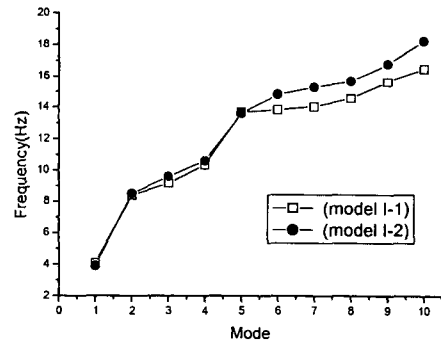


Fig. 4 Result of eigen value of femoral head

Fig. 4는 1차에서 10차 모드까지의 고유치의 결과이다. Fig. 4에 보여지듯이 두 모델은 저차 모드에서 거의 동일한 고유값을 나타내고 있으며, 고차 모드에서는 조금의 차이를 나타내고 있다.

두 모델의 1차 모드는 principal tensile group에 해당하는 모드를 나타내었고, 2차 모드는 greater trochanter group에 해당하는 모드를, 3차 모드는 다시 principal tensile group에 해당하는 모드를 나타냈다.

고유벡터의 미세한 차이를 3차원 모델로 비교한다는 것은 기술적으로 많은 어려움이 존재하므로 sagittal plane의 변위를 구속하여 다시 해석하고 이때의 최대 변위를 기준으로 두 모델을 비교한 것이 Fig. 5이다. 최대 고유벡터의 크기를 비교하면 항상 Model I-1이 10% 이상 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 모드의 형태를 비교하면 비슷해 보이지만 동일한 고유치와 모드에서 진폭의 크기가 높게 나타나는 것이다. 즉 대퇴골두의 trabecular pattern에 따

라 전체 모드가 결정되지만 모드의 상대 크기가 부분적으로 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

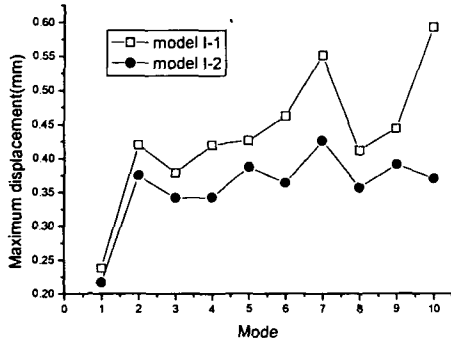


Fig. 5 Result of eigen vector of femoral head

다음은 대퇴골에서 가장 응력이 크게 발생하는 목(neck) 부위를 관찰하여 Von Mises 응력을 확인하였다. Fig. 6은 한 다리로 서있을 경우와 낙상하였을 경우의 model II-1과 model II-2의 대퇴골 목 부위의 응력결과이다.

두 가지의 물성치로 구성된 model II-2는 대퇴골의 목 부위에서 비교적 고른 응력분포를 보이는 반면 이방성이 표현된 model II-1은 불규칙한 응력분포를 보였다. 즉, voxel 모델은 골의 각 요소 위치에서 강도를 잘 표현해 주고 있음을 알 수 있다.

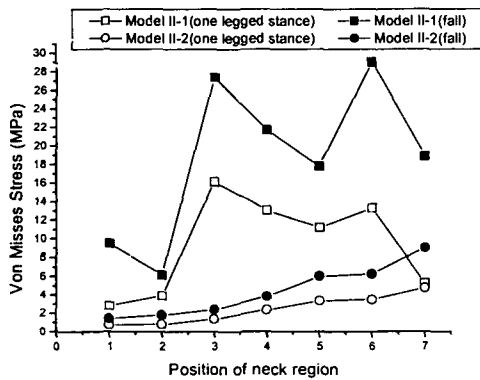


Fig. 6 Result of Von Mises stress of femoral neck

5. 결론

본 연구에서는 의료 영상용 표준 입출력 영상 파일인 DICOM 형태의 이미지를 이용하여 3차원 유한요소 모델을 자동 생성하는 알고리즘을 개발하고, 대퇴골의 대표적 특성인 trabecular pattern이 정의된 유한요소 모델을 DICOM 파일 내의 방사선 파라미터를 이용하여 각 요소에 탄성계수를 다르게 정의

하는 방법으로 생성시킨 뒤에 해면골과 피질골의 평균 물성치만으로 생성된 모델(model I-2)과 voxel mesh 모델(model I-1)을 등가 시킨 뒤 두 모델의 자유진동 해석을 수행하였다. 또한, 이방성이 표현된 voxel 모델(model II-1)과 상용 모델러를 이용하여 두 가지 물성치를 가지는 수작업으로 만든 모델(model II-2)의 응력분포를 비교 분석하는 방법으로 voxel mesh 기법의 유효성을 검토하였다.

voxel mesh 알고리즘을 이용하여 대퇴골의 3차원 유한요소 모델을 생성하여 모델을 상용 유한요소 모델러에서 불러들인 뒤 모델을 평가한 결과 연결도(connectivity), 자코비안 비(jacobian ratio) 등의 모든 모델의 평가요소를 충분히 만족하였고 모델을 만드는 시간과 노력을 현저히 줄이는 결과를 나타내었다.

voxel mesh 모델(model I-1)과 등가 된 모델(model II-2)의 자유진동해석을 수행한 결과를 보면 기하학적으로 형상이 동일한 두 모델은 거의 동일한 고유치를 나타내었으나 부분적으로 모드의 경우 국부적으로는 차이가 발견되었다.

또한, voxel mesh 모델(model II-1)과 수작업된 모델(model II-2)에서의 응력 분포는 대퇴골 목 부위의 각 지점에서 현격한 차이를 나타내었다.

이러한 차이가 나타나는 것을 볼 때 trabecular pattern이 반영된 결과라고 판단이 된다.

이러한 결과를 보면 voxel mesh 기법은 인체 골(bone)의 모델을 생성함에 있어 생성 시간의 단축뿐만 아니라 정확한 물성을 표현하는 적절한 방법으로 사료된다.

참고문헌

- Melton L.J, Riggs B.L, The osteoporotic Syndrome, 1987
- J.H. Keyak, J.M. Meagher, H.B. Skinner, D.D. Mote, Jr, Automated three-dimensional finite element modelling of bone : a new method, Journal of Biomedical Engineering, vol.12, pp389-397, 1990
- D.R. Carter, W.C. Hayes, The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J. Bone Joint Surg vol.59a, pp954-962, 1977
- B. Couteau, M.C. Hobatho, R. Darmana, J.C. Brignola, J.Y. Arlaud, Finite element modeling of the vibrational behavior of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties, Journal of Biomechanics, vol.31, pp383-386, 1998
- J.Y. Rho, R.B. Ashman, C.H. Turner, Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements, J. Biomechanics vol.26, pp111-119, 1993