

해면 골 미세구조의 평가를 위한 CAD/CAM 기술

글 _ 박상철 _ 아주대학교 산업정보시스템공학부 _ scpark@ajou.ac.kr

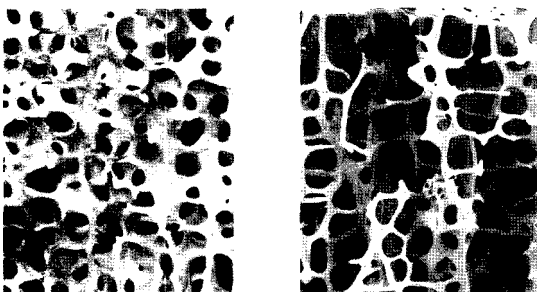
1. 서론

골다공증 진단을 위한 해면 골에 대한 평가는 일반적으로 골 밀도를 기준으로 평가하지만, 골 밀도는 뼈의 특성을 70-80% 정도만 설명하는 것으로 알려져 있다. 다시 말하면 골 밀도가 비슷하더라도 뼈의 실질적인 강도에는 큰 차이가 있을 수도 있다는 것이다. 이에 따라 골 밀도로 설명이 되지 않는 나머지 특성을 뼈 미세구조의 형태학적 특성을 이용하여 설명하려는 노력이 생체역학 분야에서 오랫동안 있어 왔다. 그림 1은 해면 골의 구조에서 정상적인 뼈와 골다공증 뼈를 보여주고 있다. 최근 Micro CT(Computed Tomography)를 이용한 정밀한 단층 촬영이 가능해짐에 따라, 뼈의 미세구조를 표현하는 삼차원 CAD 모델도

얻어내는 것이 가능하게 되었다. 뼈의 미세구조를 표현하는 삼차원 CAD 모델이 가용해짐에 따라 뼈의 형태학적 특성을 파악하는데 기존 CAD/CAM 기술을 활용하는 것 또한 가능해졌다. 이에 따라 CAD/CAM 분야의 전통적인 기술들(삼각 매쉬 옵션, Feature Extraction 등) 기술을 활용하여 뼈의 미세구조를 분석할 수 있는 가능성을 탐색하고자 한다.

2. 기존 형태학적 지수

기존 뼈 미세구조의 형태학적 연구[1-10]는 매우 다양하지만 가장 일반적으로 받아들여지고 있는 것은 SMI (Structure Model Index)라고 할 수 있다. SMI[3]는 기본적으로 뼈 구조의 부피가 linear measure 'r'로 표현되고 뼈 구조의 표면적이 부피의 미분으로 표현된다는 가정을 한다. 이러한 가정 위에서 몇 가지 간단한 수식을 통해 SMI를 정의하는데 SMI는 0에서 4까지의 범위에서 움직이며, 0에 가까울수록 뼈가 판 구조 (Plate)에 가깝고 숫자가 커질수록 뼈가 막대구조 (Rod)에 가깝다고 판단한다. 그림 1에서 보듯이 정상 뼈의 경우는 넘적한 판(Plate)이 막대(Rod)보다 많음을 알 수 있다. 즉 SMI가 0에 가까울수록 뼈의 구조는 판 구조에 가까우며 뼈의 강도가 높다는 것을 의미한다. 이러한 SMI가 골 밀도를 보완하기 위한 형태학적 지수로써 많이 사용되고는 있지만 SMI는 다



(a) 정상 (b) 골다공증
그림 1. 정상 뼈 구조와 골다공증 뼈 구조

음의 세 가지 문제점을 내포하고 있다. 우선 SMI는 뼈 구조가 모든 부분에서 일정한 두께 (thickness)임을 가정하고 있지만, 이는 대단히 비현실적이다. 두 번째는 실제 뼈 구조에서는 판과 막대가 겹치는 부분이 많지만 그런 부분들은 모두 무시된다는 것이다. 마지막으로 세 번째는 뼈 구조의 표면적을 미분하는 방식에 관한 것이다. SMI 계산에 있어서 핵심적인 것 중 하나가 뼈 부피를 표현하는 linear measure 'r'을 이용하여 뼈의 면적을 미분하는 것이다. 현재는 삼각 메쉬로 표현된 뼈 모델의 꼭지점들을 조금 Normal 방향으로 키워줌으로써 미분하지만 기본적으로 삼각 메쉬의 꼭지점에서 Normal이라는 것은 제대로 정의되지 않는다는 점이다. 이러한 문제점으로 인해 SMI 이외의 다른 대안을 찾으려는 연구도 매우 활발하다.

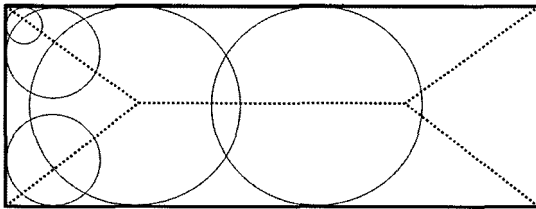


그림 2. Medial Axis

특히 Medial axis를 이용한 연구 [4,5]를 예로 들 수 있다. Medial axis는 그 정의상 해당 geometry의 차원을 1차원 낮추는 효과가 있다. 예를 들어 삼차원 물체의 Medial axis는 이차원이 되고 이차원 형상은 1차원이 되는 것이다. 그림 2는 사각형으로 표현되는 이차원 형상에 대한 일 차원 점선들 이루어진 Medial axis를 보여준다. Medial axis를 이용하는 연구는 일단 Voxel로 뼈의 미세구조를 표현한다. 왜냐하면 일반적인 삼차원 형상에 관한 Medial axis를 계산하는 것은 실제적으로 지극히 어려운 일에 속하지만 Voxel

모델은 상대적으로 매우 수월하기 때문이다. 하지만 Voxel의 도입으로 인한 비 효율성 및 정밀도의 퇴보는 감수할 필요가 있다. Voxel로 표현된 뼈 미세구조 모델로부터 Medial axis를 계산하면 판 (Plate)에 해당하는 부분들은 평면으로 나타내어지지만, Rod에 해당하는 부분들은 선으로 표현된다. 이러한 특성을 이용함으로써 Voxel로 나타내어진 특정 뼈 구조 모델이 얼마나 판 구조에 가까운지 혹은 막대 구조에 가까운지를 판단하는 것이다.

또 다른 형태학적 뼈 미세구조 평가 법은 연결도 (connectivity)를 이용하는 것이다. 하지만 연결도의 경우에는 이것이 뼈의 강도에 확실히 도움이 되는 것인지 아닌지가 아직 명확히 밝혀지지 않았다. 일반적으로 높은 연결도는 뼈의 강도향상에 도움이 된다고 여겨지지만, 일부 연구자들은 높은 연결도가 뼈의 강도에 별 도움이 되지 않는 것을 주장하기도 한다. 연결도와 뼈의 강도가 모호한 이유 중에 한가지는 뼈마다 힘을 받는 방향성이 다르며 따라서 다른 방향의 연결도가 필요하기 때문이다.

3. SMI의 개선

이미 설명되었듯이 형태학적 지수 중에서 가장 일반적으로 SMI가 사용되고 있다. SMI의 계산과정을 살펴보면 뼈 구조의 면적을 미분하는 것이 매우 중요한 단계임을 알 수 있다. 하지만 현재 제안된 방법은 삼각 메쉬에서 꼭지점들의 Normal을 추정하여 모델을 읍셋하고 있다.

그림 3에서 보듯이 삼각 메쉬를 읍셋하는 방법은 크게 꼭지점 읍셋과 삼각형 읍셋의 두 가지로 나눌 수 있다. 꼭지점 읍셋의 경우는 더 간편하고 계산시간이 적은 반면 정밀도가 떨어지고 꼭지점에서의 Normal이 크게 왜곡될 우려가 있다. SMI의 더 정확한 계산을 위해서는 꼭지점 읍셋보다는 삼각형 읍셋을 수행하는 것이 바람직하다고 할 수 있다. 하지만 삼각형

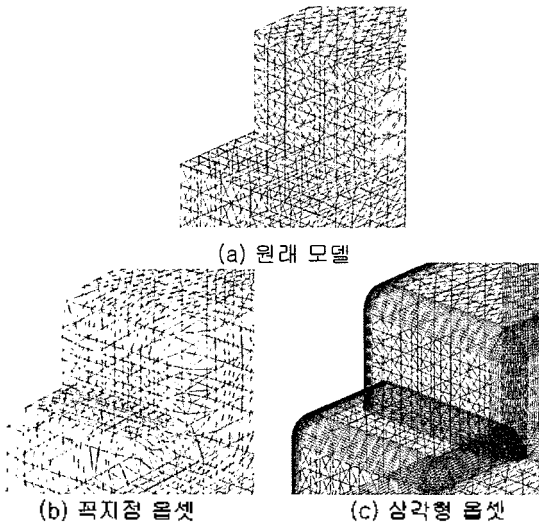


그림 3. 삼각 메쉬 읍셋의 두 가지 방법

읍셋의 경우는 삼각형의 개수가 많이 늘어나고 또한 자체 꼬임을 동반하게 된다. 자체 꼬임이 있다는 것은 읍셋모델을 구성하는 삼각형 중에 유효하지 않은 삼각형들이 많이 있다는 것이다. 이는 읍셋 된 모델의 표면적을 계산할 때 모든 삼각형의 면적을 단순히 합쳐서는 안 된다는 것을 의미한다. 유효하지 않은 꼬임 삼각형들을 판별하기 위해서는 전통적인 CAD/CAM 기술 중에서 펜슬커브 인식 알고리즘을 활용할 수 있다. 그림 4에서 보듯이 펜슬 커브는 읍셋 모델에서 유효한 삼각형들과 그렇지 않은 삼각형들의 경계선을 따라서 정의된다. 펜슬 커브를 계산하기 위해서는 우선 읍셋 모델의 자체 꼬임을 모두 찾아야 하는데, 이는 계산 량이 매우 많다. 이러한 과도한 계산을 줄이기 위해서는 그래픽 하드웨어를 이용한 기법을 쓸 수 있다. 그림 5에서 보듯이 자체 꼬임 중에서 Visible한 것들만 펜슬 커브를 구성할 수 있다는 사실에 착안하면 굳이 모든 꼬임을 다 계산할 필요는 없는 것이다.

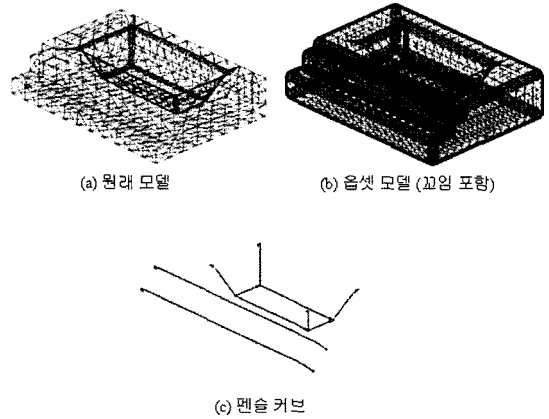


그림 4. 읍셋 삼각 메쉬와 펜슬커브

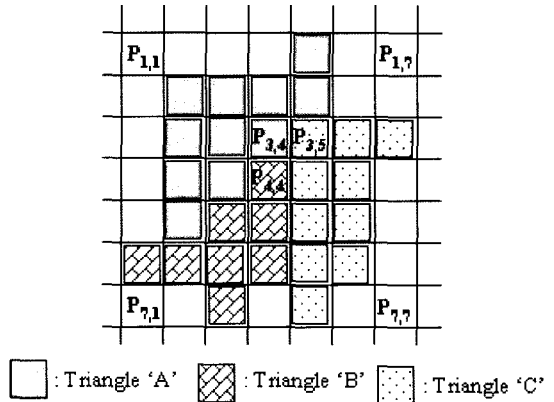


그림 5. Visibility를 이용한 펜슬커브 계산

4. Feature Extraction 기술 활용

SMI에서는 여러 가지 가정을 하고 그에 기반하여 수식을 정리하고 계산한다. 그리고 최종 목적은 결국 뼈 미세구조 모델이 얼마나 판(Plate)구조에 가까우냐 아니면 막대(Rod)구조에 가까우냐를 판단하는 것이다. 비록 뼈의 미세구조의 형상이 랜덤하고 복잡하지만 여전히 전문가가 보면 어떤 부분이 판 구조에 해당하고 또 어떤 부분이 막대 구조에 해당하는지는 쉽게 알

수 있다. 전문가는 뼈 미세구조의 특징 형상 (Feature)에 기반하여 판단한다. 만약 우리가 이러한 뼈 미세구조에 있어서의 Feature를 Formal하게 기술 할 수 있다면 결국 SMI 보다 더 뼈의 특성을 설명하는 형태학적 지수를 개발하는 것도 가능하다. 물론 이를 가능케 하기 위해서는 다양한 전문가들과 많은 경우에 예에 대한 폭넓은 인터뷰가 선행되어야 할 것이다.

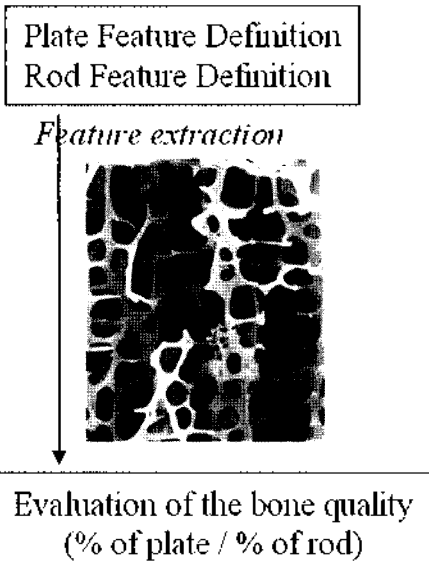


그림 6. Plate & Rod Feature의 활용

5. 결론 및 추후 연구

해면골에 대한 평가는 일반적으로 골밀도를 기준으로 평가하지만, 골밀도는 뼈의 특성을 70-80% 정도만 설명하는 것으로 알려져 있다. 이에 따라 골밀도로 설명이 되지 않는 나머지 특성을 뼈 미세구조의 형태학적 특성을 이용하여 설명하려는 노력이 생체역학 분야에서 오랫동안 있어 왔다. 기존 형태학적 연구에서 대표적인 것으로써 SMI (Structure Model Index)를 들

수 있다. 하지만 SMI는 몇 가지 다소 비현실적인 가정에 기반하여 수식을 전개했다는 약점을 가지고 있다. 여기에서는 이러한 SMI를 보완하기 위한 방법으로써 CAD/CAM 분야의 feature extraction 기술의 사용 가능성을 탐색해 보았다.

참고문헌

- [1] Odgaard A, Gundersen HJG, Quantification of connectivity in cancellous bone with special emphasis on 3-D reconstructions, *Bone*, 1993;14:173-182.
- [2] Compston JE, Connectivity of cancellous bone: Assessment and mechanical implications, *Bone*, 1994;15(5):463-466
- [3] Hildebrand T, Ruegsegger P, Quantification of bone microarchitecture with the structure model index, *CMBBE*, 1997;1:15-23.
- [4] Gomberg B, Saha PK, Song HK, Hwang SN, Wehrli FW, Topological analysis of trabecular bone MR images, *IEEE transactions on Medical Imaging*, 2000;19(3):166-174.
- [5] Saha PK, Chaudhuri BB, 3D digital topology under binary transformation with applications, *Computer Vision and Image Understanding*, 1996;63(3):418-429.
- [6] Aaron JE, Shore PA, Beneton M, Kanis JA, Trabecular architecture in women and men of similar bone mass with and without vertebral fracture, *Bone*, 2000;27(2):277-282.
- [7] Kabel J, Odgaard A, Rietbergen BV, Huiskes R, Connectivity and the elastic properties of cancellous bone, *Bone*, 1999;24(2):115-120.
- [8] Ulrich D, Rietbergen BV, Weinans H, Ruegsegger P, Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques, *Journal of Biomechanics*, 1998;31:1187-1192.
- [9] Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ, Ott SM, Recker RR, Bone histomorphometry: Standardization of nomenclature, symbols, and units, *Journal of Bone*, 1987;2(6):595-610.
- [10] Gundersen HJG, Boyce RW, Nyengaard JR, Odgaard A, The connexor: unbiased estimation of connectivity using physical dissectors under projection, *Bone*, 1993;14:217-222.
- [11] Choi BK, Jerard RB. *Sculptured Surface Machining*, Kluwer, 1998