韓國精密工學會 2001年度 秋季學術大會論文集 pp.600~604 KSPE 01F149

Voxel mesh 기법을 이용한 하악골의 유한요소모델링

이은택*(경희대원 기계공학과), 오택열(경희대 기계산업시스템공학부), 변창환(경희대원 기계공학과), 이병권(칸티바이오), 유용석(칸티바이오),

Finite element modeling of the mandible using voxel mesh method

E. T. Lee(Mech. Eng. Dept. KHU), T. Y. Oh(Mech. Eng. Dept., HKU), C.H. Byun(Mech. Eng. Dept. KHU), B. K. Lee(CANTIbio Inc.) ,Y. S. Yu(CANTIbio Inc.)

ABSTRACT

Knowledge of the complex biomechanical behavior of the human mandible is of great importance in various clinical situations. Various approaches can be used to evaluate the physical behavior of bone. In this study, we developed the voxel mesh program(Bionix) and generated FE models of mandible using Bionix and using hand-made work and compared them with free vibration results derived from finite element analysis(FEA). The data of FE models based on DICOM File exported from Computed tomography(CT). Comparing the two models, we found a good correlation about mode type and natural frequency. The voxel based finite element mesh is a valid and accurate method to predict parameters of the complex biomechanical behavior of human mandibles.

Key Words : Voxel mesh, Finite element method(유한요소방법), Mandible(하악골), Natural Frequency(고유진동수), Modal analysis(모달 해석), DICOM(의료영상파일), Computed tomograpy(단층촬영장치)

1. 서론

미국의 경우 골다공증에 의한 골절환자의 수가 120 만 명에 이르고 있으며, 국내에서도 200 만 명의 골다공증 환자가 있는 것으로 추정되고 있다. 이들 중 65 세 이상의 노인에서의 대퇴골 근위부의 골절은 여성의 경우 32%가 남성의 경우 17%가 발생되며 이중 50%는 골절에 의한 활동이 제한되고 12-20%는 골다공증이 원인이 되어 사망에 이르게 된다고 보고되어지고 있다.[1), 2)] 또한 자동차 사고를 비롯한 많은 안전사고로 인한 뼈의 골절 및 상실도 많아지고 있다. 뼈의 골절을 치료하기 위한 인공보철물 등 생체구조물 및 정형외과 용품의 사용이 증가하고 있으며, 치아를 수복하기 위한 임플란트의 사용도 증가하고 있다. 한편, 스포츠분야에서도 과학적인 방법으로 인체에 대한 생체역학적인 연구가 많이 진행되어지고 있는 실정이다.

그러나 이상의 연구 수요에도 불구하고 인간을 대상으로 학문의 특성상 실험적인 방법에 앞서 유한요소모델을 이용한 연구가 당연히 선행되고 있다 따라서, 골(bone)의 유한요소모델의 수요는 급증하고 있다.

골(bone)의 유한요소모델링은 일반적인 기계구조물과는 달리 그 기하학적인 형상을 의료영상에서 얻기 때문에 시간적인 소비가 크고 또한 많은 노동이 요구되어진다. 이에 대한 대안으로 Keyak[3)] 등이 제시한 voxel 기법을 기반으로 한 자동으로 3 차원 유한요소모델을 형성하는 프로그램이 절실히 필요하다. Voxel mesh 기법이란 여러 장의 연속된 방사선 사진을 이용하여 전체 유한요소 모델을 재작하는 기법으로 이 방법이 가지는 장점은 각 요소에 방사선 값인 투영도가 포함된 CT 번호를 이용하여 이들 값을 골밀도와 탄성계수로 변환하는 방법으로 물성치를 정의할 수 있으며 이를 이용하여 거시적으로 이방성을 표현할 수 있다. 즉, 생체에 가장 가까운 뼈 모델을 형성할 수 있는 방법이며, 기존의

뼈 모델을 구성하는 방법에 비해서도 시간과 노력을 줄일 수 있는 획기적인 방법이다.

Voxel mesh 기법과 관련된 연구동향은 다음과 같다. Couteau [4]는 CT 의 단층촬영영상을 위하여 개개인의 골의 형상과 물성치를 포함한 유한요소 모델을 이용하여 진동거동에 대해 연구하였고, Rho [5] 등은 CT 번호와 골밀도, 탄성계수와의 관계를 실험을 통하여 제시하였으며, Carter 와 Hayes [6]는 실험을 통하여 골에서의 밀도와 탄성계수 및 강도와의 관계식을 만들었다. 이러한 연구들과 연결하여 Keyak [3]은 voxel mesh 기법을 이용하여 대퇴골두의 모델을 제작하고 골절 거동에 대하여 연구하였다.

Cody[7]는 QCT 와 DXA 를 통해 구해진 골밀도를 이용하여 대퇴골의 강도를 예측하는 것보다 유한요소해석을 통하여 강도를 예측하는 것이 더 정확하다는 것을 보고하였고, Vicenconti[8]는 자동적으로 mesh 를 생성하는 서로 다른 5 개의 유한요소 모델링 방법을 대퇴골의 유한요소 모델링에 적용하여 각각의 장단점과 계산의 걸린시간, 계산의 정확도 등을 비교 분석하고 voxel mesh 를 이용한 방법이 가장 우수하다고 평가하였다.

본 연구에서는 뼈의 생체모델을 생성하는데 있어서 가장 정확한 voxel mesh 기법을 이용한 3 차원 유한요소 생성 프로그램을 개발(Bionix, CANTIBio Inc.)하고, 본 연구에서 개발된 프로그램으로 생성된 3 차원 유한요소모델과 두 개의 물성치만을 고려하여 생성된 수작업에 의한 모델을 자유진동해석을 수행하여 고유진동수(Natural Frequency)와 모드형(Mode type)을 비교분석 하는 방법으로 voxel mesh 기법의 유효성을 검증하고자 한다.

2. 연구내용 및 방법

2.1 CT scan 및 모델 제작

본 연구에서 사용된 데이터는 살아있는 20 세의 여성으로부터 얻어진 것으로 X-선관의 전류는 170mA, 발생기의 전력은 20KV 의 조건으로 두부의 머리끝으로부터 턱 끝까지 2mm 의 간격으로 횡단면(transverse plane) 방향으로 연속적인 CT 촬영을 하였으며, 이에 사용된 해상도는 512 pixel× pixel 이었다. CT 촬영으로 얻어진 100 장의 CT image 를 표준의료영상 파일인 DICOM 파일로 출력된 것을 이용하여 데이터를 얻었다. DICOM 이란 MR, CT, CR, 초음파(ultrasound) 및 핵의학(nuclear medicine) 등의 의학 영상장비를 네트워크로 연결하여 사용자의 욕구를 충족시키기 위하여 1983 년에 ACR(America College of Radiology)와 NEMA(National Electrical Manufacturer Association)가 결합하여 만들어졌으며 이것은 영상장비를 출력하는 정보의 표준화를 통한 영상정보는 물론, 환자 및 검사정보 교환을 가능케 하여 장비의 효율적인 운영을 목표로 하고 있다.

2.1.1 수작업(hand-made)에 의한 모델제작

CT scan 하여 얻은 DICOM 파일에는 본 연구에서 원하는 하악골에 대한 데이터뿐만 아니라 이외에도 구개골(palatine bone), 상악골(maxillae), 측두골(temporal bone) 및 기타 여러 가지의 정보를 포함하고 있다. 따라서, 하악골의 데이터만을 추출해야만 한다.

모델을 구성하는 절차는 다음과 같다. 먼저 자체 개발한 소프트웨어(Bionix) 프로그램을 이용하여 DICOM 파일을 불러들여 각각의 DICOM 파일로부터 하악골만을 추출하기 위해 CT number 값을 조절하여 뼈(bone)만을 추출한 다음 하악골을 제외한 모든 부분을 제거하고 해면골과 치밀골의 경계라인을 산출한 다음 이를 CAD 파일 형태로 출력하여 상용모델링 프로그램을 이용하여 3 차원 유한요소모델을 완성하였다. 치밀골과 해면골의 각각의 요소 수는 Table. 1 에 나타내었고 모델은 Fig. 1(a)에 나타내었다

2.1.2 voxel mesh 방법에 의한 모델제작

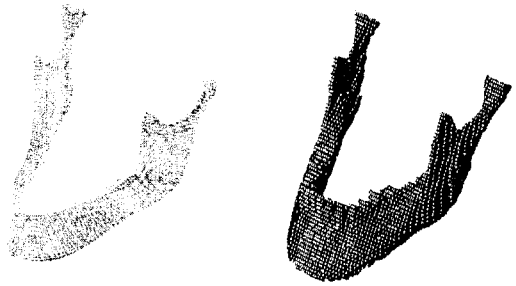
Voxel mesh 를 통한 유한요소모델 구성은 수작업에 의한 것과 마찬가지로 DICOM 파일을 불러들여 자체로 개발한 프로그램(Bionix, CANTIBio Inc.)을 이용하여 생성하였다. 프로그램의 알고리즘은 Fig. 2 에 나타내었다. Voxel mesh 기법의 기본원리는 Keyak [8]이 제안한 방법으로 CT 스캐너에서 순차적으로 촬영된 골의 단층영상 사진을 CT number 값을 조절하여 범위 내에 있는 값들을 선택하여 골의 외각을 폐곡이 되도록 연결하여 따내고, 단면영상사진의 픽셀을 6 면체 요소로 만들어 각각의 인접한 2 차원적 단면사진을 순차적으로 차곡차곡 쌓아올려 3 차원 유한요소 모델로 만든다. 이런 원리를 바탕으로 생성된 하악골의 3 차원 모델의 절점 수는 230,968 개이고 요소 수는 194,178 개였으며, pixel 을 기준으로 생성된 material set 은 3,106 개였다. Voxel 모델은 Fig.1(b)에 나타내었다.

2.2 유한요소해석

두 모델에 대한 고유치를 결정하는 방법으로 본

Table 1. The number of element in the Model 1

	Trabecular	Cortical	Total
Tetra element	32	192	224
Penta element	772	3,194	3,936
Hexa element	7,488	17,310	24,798
Total	8292	20,666	38,958



(a) hand-made model (b) voxel model

Fig. 1 The Finite element model of the mandible

연구에서는 FEM 상용프로그램을 사용하여 Lanczos Method 를 이용하여 해석하였다. 두 모델의 경계조건은 condyle 부분의 node 점들을 세 개의 방향(x, y, z)을 구속시켜 해석을 수행하였다.

수작업에 의한 생성된 Model 1 의 물성치(material property)는 Table 2 에 나타낸 것처럼 해면골과 치밀골의 탄성계수(Elastic modulus), 프와송비(poisson's ratio), 밀도(density) 값은 선인들의 연구에서 나온 결과나 이용되었던 값들을 사용하였다.[9-11]

Voxel mesh 기법으로 이루어진 물성치는 Jeffery [12] 등이 제안한 밀도와 HU(Hounsfield

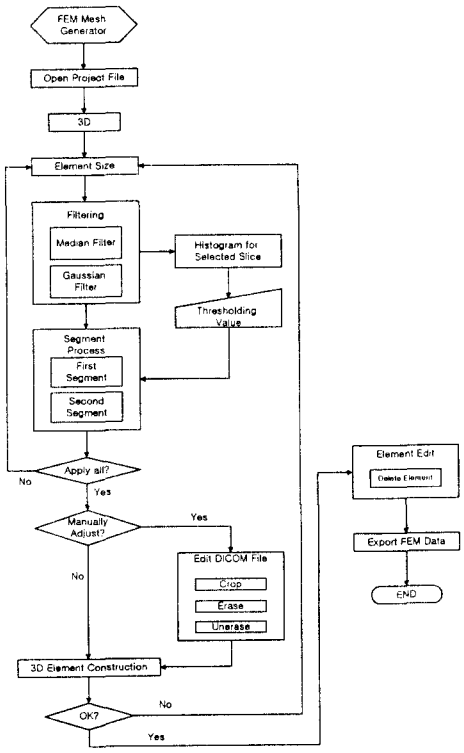


Fig. 2 Flowchart of 3D FE mesh generate processor

Table 2 Material properties of Model 1

Component	Elastic Modulus(MPa)	Poisson's ratio	Density [g/㎤]
Cortical	13700	0.3	1.8
Trabecular	7930	0.3	1.14

Unit)의 관계를 이용하여 밀도를 구했다. 관계식은 다음과 같다

$$\rho = 0.0012 \times HU + 0.17 \quad (1)$$

여기서, ρ 는 밀도[g/㎤], HU 는 CT 번호와 선감약계수의 관계식[CT 번호= $K(\mu_p - \mu_w)/\mu_w$]에서 K 값이 1000 일 때의 CT 번호 값이다. μ_p는 뼈의 선감약계수이고, μ_w는 물의 선감약계수이다.

탄성계수를 입력하기 위해서는 Beat Mert [13] 등이 제시한 밀도의 범위에 따른 탄성계수를 구하는 식을 사용하였다. 그 식은 다음과 같다.

$$FE = 60 + 900\rho^2 \quad , \rho < 0.46\ g/㎤$$
$$E = 2875\rho^3 \quad , \rho < 0.46\ g/㎤ \quad (2)$$

여기서 E 는 탄성계수[MPa]이다. (1)과 (2)의 관계식에 의해 3 차원 유한요소모델 생성과 동시에 자동으로 물성치가 입력이 되었다.

자유진동해석은 1 차 Mode 부터 10 차 Mode 까지 두 모델에 대해 실시하였으며 고유진동수와 모드형(Mode type)을 비교함으로써 voxel mesh 기법을 이용한 자동 3 차원 유한요소해석모델에 대한 평가를 실시하였다.

3. 결과 및 고찰

수동으로 생성된 유한요소모델의 Mode 1 부터 Mode 10 까지의 자유진동해석 결과로 고유진동수(Natural Frequency)는 Table 3 에 나타낸 것과 같이 100.9 ~ 2693.0 Hz 범위의 값이 나왔다. 하악골의 모드형(mode type)은 크게 Coronal 형, median 형, transverse 형으로 나누었다. Coronal 형은 관 상면(Coronal plane)에 대한 수직 방향 굽힘으로 정하였고, Median 형은 정중면(median plane)에 대한 수직 방향 굽힘으로, Transverse 형은 횡단면(transverse plane)에 대한 비틀림으로 정의하였다. Fig. 3 는 4 차 mode 까지의 모드형을 나타낸 것이다. 이런 결과를 보면 1 차 모드는 Coronal 형, 2 차는 median 형, 3 차는 transverse 형의 mode 가 지배하고 고차 모드로 진행될수록 횡단면에 대한 비틀림 방향이 지배적인 것을 살펴볼 수 있다

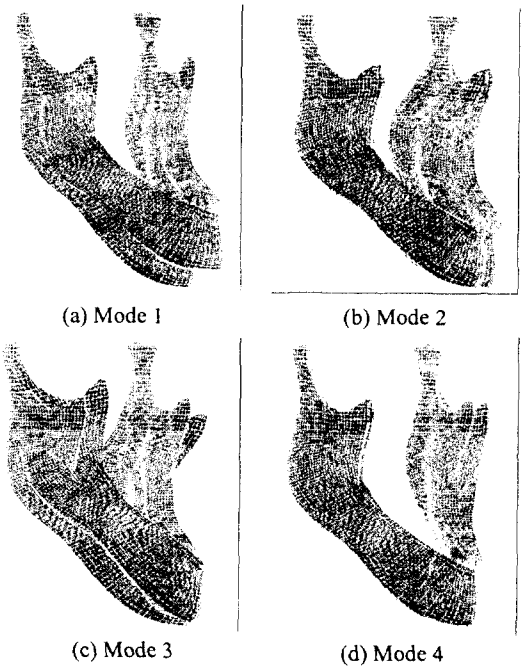
Table 3. Natural Frequency and Mode type of Model 1 and Model 2

Mode	Model 1 (Hz)	Model 2 (Hz)	Mode type
1	100.9	140.6	C
2	356.8	422.2	M
3	557.6	639.7	T
4	732.3	978.9	M
5	1,258.0	1429.0	C
6	1,320.0	1687.0	T
7	1,857.0	1999.0	T
8	1,880.0	2143.0	T
9	2,595.0	2982.0	T
10	2,693.0	3112.0	T

*C:coronal mode, M:median mode, T:tranverse mode

Voxel 기법을 이용한 해석결과는 Table 3 과 Fig. 4 에 나타내었다. 수작업에 의한 것과 마찬가지로 모드타입은 일치하였고 고유진동수는 140.8~3112.0 Hz 의 범위로 수작업에 의한 것보다 높게 나타남을 살펴볼 수 있다. 두 모델에 대한 고유진동수에 대한 비교는 Fig. 5 에 나타내었다

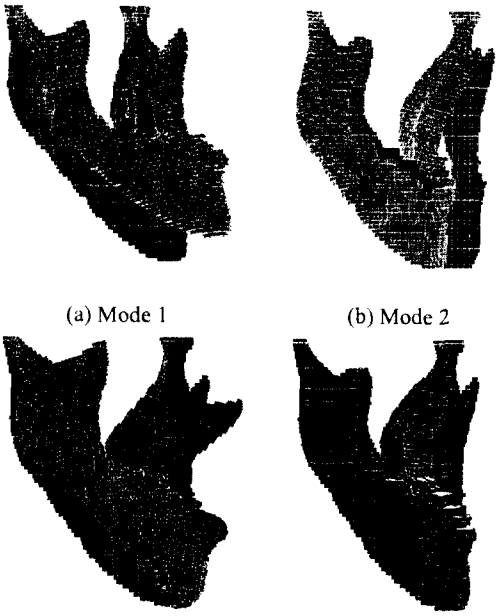
두 모델에 대한 차이는 골의 이방성에 의한 것이 가장 중요할 것이라고 여겨진다. 수작업에 의한 모델은 골의 이방성을 무시한 채 단순히 두 개의



(a) Mode 1 (b) Mode 2

(c) Mode 3 (d) Mode 4

Fig. 3 The mode shapes of mandible using hand-made work



(a) Mode 1 (b) Mode 2

(c) Mode 3 (d) Mode 4

Fig. 4 The mode shapes of the mandible using the voxel mesh method

물성치로 간주하여 나온 것이므로, CT 로부터 얻어진 DICOM 파일로부터 CT number 값을 바탕으로 한 pixel 을 기본으로 하여 구성된 모델과는 차이를 일으키는 요인이 되었다고 볼 수 있다.

4. 결론

voxel mesh 기법이란 CT 로 2 차원의 평면단층 사진을 연속적으로 촬영 후 이를 사진을 순차적으로 쌓아올려 최종적으로 mesh 된 3 차원 형태의 생체역학적 거동을 고려한 유한요소 모델을 자동으로 형성하는 방법이다. Voxel mesh 에 대해서 Vicenconti [8]는 자동적으로 mesh 를 수행하는 서로 다른 5 개

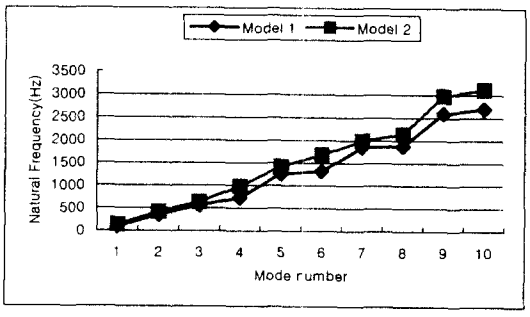


Fig. 4 The comparison of natural frequency

의 유한요소 모델링 방법을 대퇴골의 유한요소 모델링에 적용하여 각각의 장단점과 계산의 걸린 시간, 계산의 정확도 등을 비교 분석하여 voxel mesh를 이용한 방법이 가장 우수한 것이라고 보고하였다. 이에 본 연구에서 수행된 일반 모델과 voxel mesh 기법을 이용한 모델의 자유진동해석을 통한 비교에서 볼 수 있듯이 고유진동수의 차이는 있지만, 모드형(mode type)이 일치하는 것을 볼 수 있었다. 고유진동수의 차이는 앞에서도 언급되었듯이 골의 이방성에 의한 것이 가장 큰 원인이라고 여겨진다. 또한, 뼈에 대한 물질 상태량에 대한 값에 대해서도 많은 학자들이 서로 다른 결과들을 제시하고 있으며, CT number로부터 밀도와 탄성계수를 얻는 식에 대해서도 서로 다른 결과들이 제시되어지고 있는 실정이다. 본 연구에서도 서로 다른 학자들이 실험을 통해 얻은 값이나 이용되었던 값이나 관계식들을 이용한 것이므로 정량적인 값의 정확성을 유지하기는 어려웠을 것이다. 그러나 정성적인 결과를 살펴본다면 경향이 유사하게 나온다고 볼 수 있다고 고려되어진다. 또한, 대퇴골(femur)를 비롯한 다른 분야에서는 voxel mesh 기법을 이용한 응력 및 변형에 대한 해석결과에서도 일반 유한요소 모델에 대해서보다 더 정확한 결과를 가져온다고 보고 되기도 하였다.

이런 면에서 살펴본다면 하악골에 대한 Voxel mesh 기법을 통한 생체역학적인 거동을 표현한 3차원 유한요소모델의 자동 생성은 시간적, 노동적인 노력의 단축뿐만 아니라 해석결과에서도 정확한 방법이라 사료되어진다.

참고문헌

1. Melton, L.J., Riggs, B.L., "The osteoporotic Sundrom, 1987
2. 장준섭, 신상진, "대퇴골 근위부의 단순 방사선계측을 통한 고관절 고절의 위험 인자 예측", 대한정형외과학회지, Vol. 34, pp. 565-571, 1999
3. Keyak, J.H., Meagher, J.M., Mote., D.D., "Automated three-dimensional finite element modeling of bone : a new method", J. Bone Joint Surg., Vol. 52, pp. 457-467, 1970
4. Couteau, B., Hobatho, M.C., Daramana, R., Brignola, J.C., Arlaud., J.Y.,"Finite element modeling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties", J. Biomech., Vol. 31, pp. 383-386, 1998
5. Rho, J.Y., Ashman, R.B., Turner, C.H., "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurement", J. Biomech., Vol. 26, pp. 111-119, 1993
6. Carter, D.R., Hayes, W.C., "Fracture prediction for the proximal femur using finite element models", J. Bone Joint Surg., Vol. 59a, pp.954-962, 1977
7. Cody, D.D, Groww, G.J, Hou, F.J., Spencer, H.J., Goldstein, S.A., "Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA, J. Biomech, Vol. 32, pp. 1013-1020, 1999
8. Viceconti, M., Bellingeri, L., Cristofolii., L., Toni, A., "A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs", Medica Eng. & Physics., Vol. 20, pp. 1-10, 1998
9. Tanaka, E., Rodrigo, D.P., Miyawaki, YU., Lee, K., Yamaguchi, K., "Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method", J. Oral Rehabil., Vol. 27, pp. 754-759, 2000
10. Carl E. Miscb., "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible : Implications for dental implant treatment planning and surgical plaement", J. Oral Maxiliofac Surg, Vol. 57, pp. 700-706, 1999
11. Franz, S., Andre, S., Daniel A., "The New Concept of ITI Hollow-Cylinder an dHollow-Screw Implants : Part 1. Engineering and Design", Int. J. Oral Maxillofaical Implant., Vol. 3, pp. 161-172
12. Jeffrey, C., Tobin N., Wilson C., "Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study", J. Comp. Assited Tomography", Vol. 14, pp.107-114, 1990
13. Merz, B., Niederer, P., Muller, R., Ruegsegger, P., "Automated finite element analysis of excised human femora based on precision-QCT", J. Biomeh. Eng.,