

CT상의 HU 수치에 따른 상악골 전방견인 효과의 유한요소 분석

정 동 화^a

유한요소분석의 결과는 표현된 물성과 구조, 유한요소의 밀도, 그리고 경계 및 하중조건에 의존하게 된다. 상악견인장치의 사용에 있어 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영하여 새로이 개선된 유한요소 모델과 기존의 방식을 따른 유한요소 모델을 비교하였다. 연구에서 대상이 된 환자는 13세 6개월된 남자 환자였으며 전산화단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 개인용 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다. CT상에서 Gray scale을 표현하는 수치인 Hounsfield unit (HU)값을 이용하여 24단계의 물성을 가진 모델(모델1)과 고전적인 방법에 따라 2가지의 물성만을 가진 모델(모델2)을 구성하였다. FH plane하방 45° 방향에서 500g의 힘으로 견인하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 관골하 능선 후방에 있는 상악골의 부위는 전방부보다 더 넓고, 낮은 밀도를 가진 해면골로 구성되어 있었다. 따라서 같은 견인력을 적용하였음에도 24개의 물성을 가진 모델1의 제1소구치가 모델2의 제1소구치보다 전방과 하방으로의 더 많은 이동이 가능했다. 이에 대한 반응으로, 상악골은 시상면과 전두면상에서 휘어졌고, 소구치를 포함한 전방부위의 상악골이 아래 방향으로 움직이게 되었다. 고전적인 방법의 2개의 물성을 이용한 모델의 경우, 제1소구치 골 주위에서의 전하방 이동이 작게 나타났으며 상악결절 부위에서는 상방으로의 이동양상을 보여 결과적으로 이 모델에서는 상악 제1대구치의 전방을 중심으로 시계방향의 회전을 보여 주었다. 따라서 물성 지정의 차이에 따라 유한 요소분석의 결과에 차이를 보였으며 HU 값을 이용했을 때 좀 더 역학적 구조가 잘 표현해 내리라 고려된다. (대치교정치 2006;36(6):412-21)

주요 단어: 상악견인장치, 유한요소분석, CT, Hounsfield unit값

서론

복잡한 구조의 응력분포에 대한 이전의 전통적인 방식의 생역학적 연구는 광탄성이나 strain gauge^{1,2}를 사용한 연구들이 주류를 이루었으나 이제는 인체골격 특히 복잡한 악골의 형태적 특징을 그대로 나타내어 줄 수 있는 유한요소분석이 생역학 분야에 있어 널리 사용되는 추세이다. 초기의 유한요소분석은 컴퓨터의 연산능력의 한계로 인하여 2차원의 모델 혹은 매우 단순화된 형태의 3차원 모델을 생성해야만 했으며, 컴퓨터 산업의 발달에도 불구하고 여전히

이러한 제약은 실제에 가까운 유한요소 모델의 제작을 어렵게 하고 있다. 유한요소모델의 생성에 있어서도 고전적인 방법은 해부학적 평균치를 참고하거나, 실제의 dry skull을 여러 단면으로 나누어 채득된 이미지나 CT이미지 상에서 트레이싱 후 입력해야 했다.³⁻¹² 이제 CT의 사용이 점차 대중화되면서 CT이미지로부터 얻은 정보를 직접적으로 이용한 유한요소모델의 생성이 점차 연구되어 지고 있다.¹³⁻¹⁵

유한요소분석에서의 결과는 적합한 물성과 정확한 구조의 표현, 유한요소의 밀도, 그리고 경계조건과 하중조건에 의존하게 된다. 그러나 이제껏 치과에서의 유한요소분석은 방법론 즉 어떻게 유한요소 모델을 사실에 가깝게 모델링할 것인가에 대한 관심보다는 어떠한 장치나 힘의 적용이 효과를 나타내는가를 분석하는 연구가 주류를 이루어 왔다. 유한요소분석은 물리학이나 역학을 근간으로 하기 때문에 역학적인 환경 이외의 생물학적인 환경은 실험자가

^a전임강사, 단국대학교 치과대학 교정학교실.

교신저자: 정동화.

충남 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 교정학교실.

041-550-1941; e-mail, abeh@dankook.ac.kr.

원고접수일: 2006년 5월 24일 / 원고최종수정일: 2006년 8월 17일 /

원고채택일: 2006년 8월 19일.

부여해야만 한다. 기존의 연구에서의 고전적인 방법의 유한요소모델들은 환자의 실제적인 물성이 모델상에 적용된 것이 아니라 해부학적인 단면이나 CT 이미지 상에 나타난 골기질 상에 따라 치밀골 혹은 망상골의 물성을 대입한 것이었다. 그러나 개인 내에서조차 부위에 따라 골의 탄성율이 다르며 실제의 골에서 진정한 치밀골의 탄성을 나타내는 부분은 매우 적은 양이므로 이러한 물성의 차이를 구체적으로 적용시켜야 한다.

이 연구에서는 CT로부터 얻어진 이미지들을 3차원 영상 재구성 프로그램인 Mimics 9.01 (Materialise, Leuven, Belgium) 을 이용하여 3차원 모델을 형성하였다. 처음에 형성된 모델의 거친 표면을 Mimics에 내장된 자동화 루틴을 사용하여 자연스럽게 메쉬를 한다. CT 데이터로부터 받아들인 Hounsfield number (HU) 값으로부터 Young's modulus를 부여하여 mesh 내 각기의 요소들은 각기 다른 물성을 가지게 된다.

국내에서 이루어 졌던 유한요소분석은 악골에 대한 응력 분포보다는 주로 치근막에 가해진 응력의 분포나 브라켓 혹은 와이어와 같은 기계요소의 형태에 따른 연구가 대부분이었다.^{3,4,16,17} Face mask는 상악복합체의 복잡한 구조로 인해 실제에 근사하는 모델의 제작이 어렵다는 한계가 있으나 악골의 응력분포 혹은 회전 중심을 구하는 악골을 실제적으로 포함하는 분석이 시도되어 왔다.^{5,6,7,10,11} 이러한 기존의 연구에서 역시 시각적 구분을 통한 고전적인 방법에 의해 제작된 유한요소모델이 사용되었다. 그러나 복잡한 구조를 가진 악골에서 그 물성을 어떻게 표현하는가에 따라 상악 전방경인의 회전중심 또한 다르게 표현될 것이며, 이전의 연구들에서 face mask의 사용에 있어 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영한 바가 없었기에 저자는 새로이 개선된 유한요소 모델을 생성하여 고전적인 모델과 비교하고자 한다.

연구방법

연구대상

단국대학교 교정과에 내원한 환자 중 CT 촬영을 시행한 환자는 13세 6개월된 남자 환자였으며 두개저와 상악에서의 비대칭이 존재하지 않았다.

연구방법

전산화단층사진 촬영

연구대상자를 눕혀 Frankfort 평면이 바닥에 수직이 되도록 전산화단층촬영 장치(Light Speed Volume Computed Tomograph, 64 channel, General Electronics, Fairfield, CT, USA)에 위치시키고 안면의 시상 중앙 정중선이 촬영장치의 장축과 일치되게 한 후 하악골이 포함되도록 두개악안면 부위의 촬영을 시행하였다. 조건은 gantry의 각도가 0°, 120kV,와 auto mA 였으며, 0.625mm thickness, slice pitch 3, scanning time 4초, 시야 (field of view) 250mm였다. 그런 후 0.625mm의 slice thickness DICOM 영상정보를 구성하였다.

3차원 유한요소 model의 제작

전산화단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 개인용 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램 (Mimics 9.01, Materialise, Leuven, Belgium)을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다. CT상에서 gray scale을 표현하는 수치인 Hounsfield unit (HU) 값을 일반적인 골밀도인 250에 맞추어 전체적인 골격을 불러들이는 masking작업을 하였다. 이 mask를 대상으로 하여 3차원 재구성 (3 dimensional volume rendering) 은 연속적인 삼각형으로 이루어진 표면의 표현인 triangularization을 통해 이루어졌다.

하악의 분리는 상악과 접합된 모든 하악의 pixel을 제거 후 새로운 영역 (상악) 만을 지정하여 3차원으로 재구성하였다. 치아의 분리 시 가장 단단한 부분만을 구분 짓기 위해 HU 값을 1300으로 지정하고 3차원으로 재구성 하였다. 여기서 생성된 치아 모형은 따로 저장하였고 치아를 제거한 모델은 전체 상악 모델에서 치아만을 제거하는 방법으로 얻었다. 이로 인해 치아와 골 부위의 모델을 빠른 시간안에 재구성을 할 수 있게 된다. Mimics 상의 "cut" 란 방법을 이용하여 상악만 분리된 모델을 다시 간소화시켰다. 좌우측은 대칭적이란 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로, 상방 경계는 frankfort plane에 평행하게 frontonasal suture 고경에서 수평으로 자른 면으로, 후방경계는 mastoid process 후방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다.

생성된 3D 모델을 volume meshing을 하기 전에 surface remesh 작업을 통해 삼각형의 수를 줄이고 최적화하였다. Surface mesh의 요소인 삼각형의 형태가

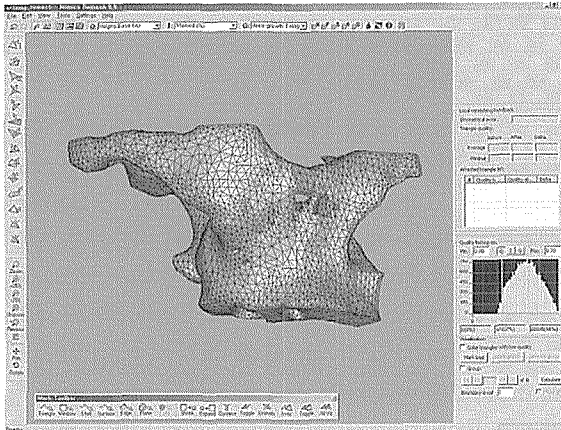


Fig 1. Remeshing procedure for optimizing the triangular quality and number.

비대칭적일수록 해석시 오류의 가능성이 있으므로 remesh 작업은 필수적인 단계이다. 여기서는 height/base 변수를 0.30의 수치로 맞추어 밑변의 길이에 대한 높이의 비율이 0.3이하인 삼각형을 제거하였다. 다음과 같은 3단계의 remeshing protocol 을 따라 단계적으로 remesh를 해준다: 1) 모델의 삼각형의 양을 줄임 2) 모델의 삼각형 질의 향상 3) remesh 과정 중 본체 모델에서 따로 떨어져 나간 독립적인 외부의 shell 제거 (Fig 1).

Surface remesh를 마친 3D 모델을 Mimics에서 FEA pre- and post-processor인 Patran program (MSC Software, Santa Ana, CA, USA) 으로 export하여 volumetric mesh를 형성한다. 그 후 FEA preprocessor에서 다시금 export하여 Mimics로 volumetric mesh가 완료된 remeshed object를 다시 불러낸다. 결과적으로 90,400개의 요소와 11,327개의 절점으로 구성된 접형골과 구개골 그리고 관상골이 포함된 상악골 모델과, 2984개의 요소와 1160개의 절점으로 구성된 치아모델, 그리고 1176개의 요소와 1386개의 절점으로 구성된 face mask unit 모델이 3차원적으로 형성되었다.

물성의 지정

1) 24가지 물성을 갖는 모델의 제작

상악은 망상골과 치밀골로 이루어져 있으며 기계적인 성질의 정확한 표현을 위해서는 각기 다른 골 조직에 대해 각기 다른 물성을 주어야 한다. 물성치의 실제적 설정법은 Cattaneo¹³의 방법에 따라 다음

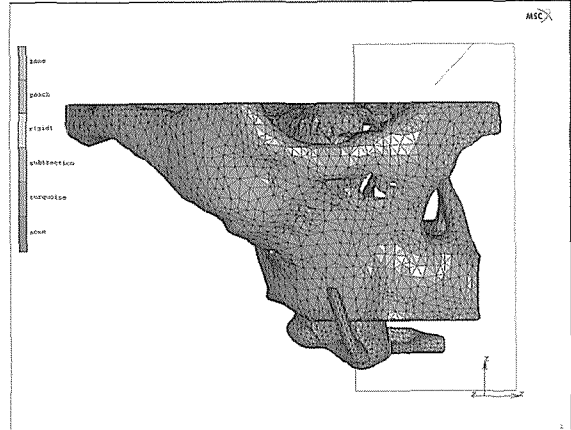


Fig 2. Volume meshed face mask finite element model.

과 같이 주어지게 된다. HU와 apparent density와의 관계, 그리고 apparent density와 Young's modulus와의 관계를 이용하여, CT상의 실제적인 HU 값 분포에 따라서 각기의 골요소는 Young's modulus를 얻는다. 이러한 방법은 25 MPa (가장 낮은 밀도를 가지고 있는 해면골) 에서부터 22 GPa (가장 높은 밀도를 가지고 있는 피질골) 까지 다양한 Young's modulus를 나타내게 된다. 각각의 골요소의 Poisson's ratio는 Young's modulus 25 MPa인 경우에서 0.3, 그리고 22 GPa인 경우에는 0.2로의 선형적인 증가의 관계에 기초하였다.

각기의 apparent density에 해당하는 HU 값이 Esses¹⁸와 Harp¹⁹의 연구로부터 생성되었다. CT 이미지 상의 HU 값이 816보다 같거나 작은 경우는 망상골을 위한 물성을 따르며 HU 값이 816이상인 경우엔 치밀골을 위한 물성을 따른다. Cattaneo¹³의 방식으로 만든 Table로부터 HU 값을 역산하여 look up file을 만들어 각 HU 값에 해당하는 Young's modulus와 Poisson's ratio를 입력하여 모두 24가지 범주의 물성치가 기입된 volume mesh (Fig 2) 가 완성되었다.

2) 고전적인 방법의 2가지 물성을 가진 모델의 제작

위에서 설명한 골의 밀도에 기초한 24 개의 물성을 갖는 모델1과 고전적인 모델의 차이를 분석하기 위하여 기존의 방법에 근거하여 다음과 같은 치밀골과 망상골의 두가지의 물성만을 가지는 모델2가 제작되었다. 이 모델에서 치밀골과 망상골의 수치는 Young's modulus와 Poisson's ratio가 각기 1.4×10^3 kgf/mm²과 0.30, 그리고 8.0×10^2 kgf/mm²과 0.30로

Table 1. Material properties for conventional finite element model.

Material	Young's modulus (Kgf/mm ²)	Poisson's ratio
Compact bone	1.37×10^3	0.3
Cancellous bone	8.00×10^2	0.3
Tooth	2.07×10^3	0.3
Stainless steel	2.14×10^4	0.3

Table 2. Number of nodes and elements of finite element model.

	Bone	First premolar	First molar	Buccal component	Lingual component
No. of Nodes	11,327	511	649	919	467
No. of Elements	90,400	1,302	1,682	709	467

표현된다. 먼저 CT상에서 위에서 설명한 바 대로 mesh를 만든 후 기존의 연구방법에 따라 연속되는 일정한 밀도를 가지는 부위를 치밀골로 물성을 주었으며 육안으로 확인하여 밀도가 상대적으로 낮아 연속적이지 않거나 망상을 이루는 부위에서는 망상골의 물성을 주었다 (Table 1).

유한요소의 선택

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 다음의 4가지 요소로 구성되어 있다. 1) 24개의 물성으로 이루어진 상악모델, 2) 제1소구치와 제1대구치, 3) RME의 설측 part, 4) Face mask 견인부의 협측 part. 이들 4개의 part들은 각기 Nastran 파일형식 확장자인 out으로 저장되어 Patran에서 각기 읽혀져 합체하게 된다. 이 연구에서 사용된 유한요소는 tetrahedron (solid 72)였다 (Table 2).

경계조건

경계조건은 모델의 상부를 xyz축 방향으로의 이동을 고정하였으며, x축을 따라 대칭으로 설정하였다. Face mask part의 견인 방향은 Frankfort plane (FH plane) 하방 45도로 설정하였으며 견인력의 크기는 500 g으로 하였다. 이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 solid로 보고 각 part로 나누어 각기 다른 물성들을 주었던 것에 반해 이번 실험에서는 각기 4개의 부분들

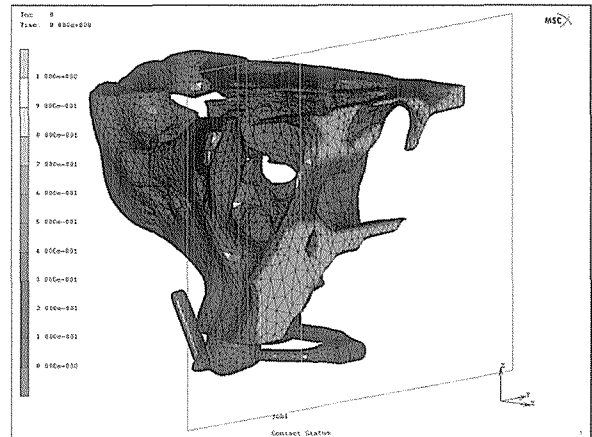
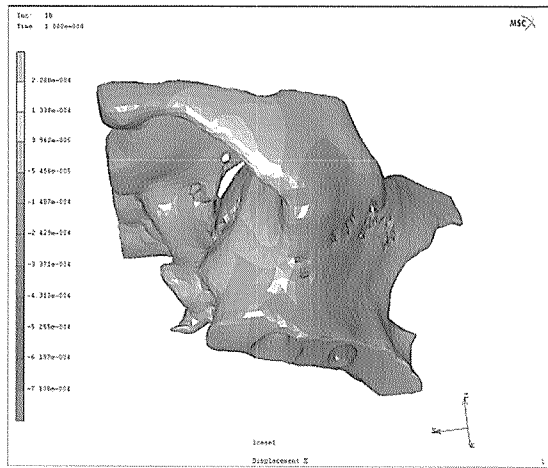
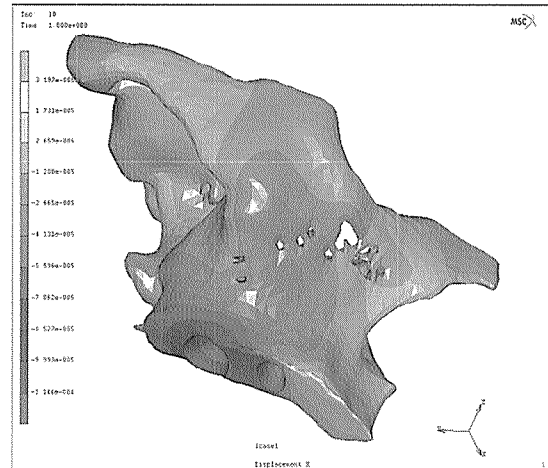


Fig 3. Boundary and loading condition of Face mask model.

은 합체하여 접촉조건을 주었다. 각 part가 각기 다른 solid로 구성하여 각기의 변위나 응력이 접촉조건으로 조절된다. 상악의 골모델과 치아간의 접촉조건은 이탈력 50 N이 부여된 상호접촉조건으로 주어졌으며 치아와 RME 파트간은 완전접촉조건으로 부여되었다 (Fig 3). Solver는 Nastran 계열의 비선형 분석 도구인 Marc (MSC Software, Santa Ana, CA, USA)를 사용하였다.

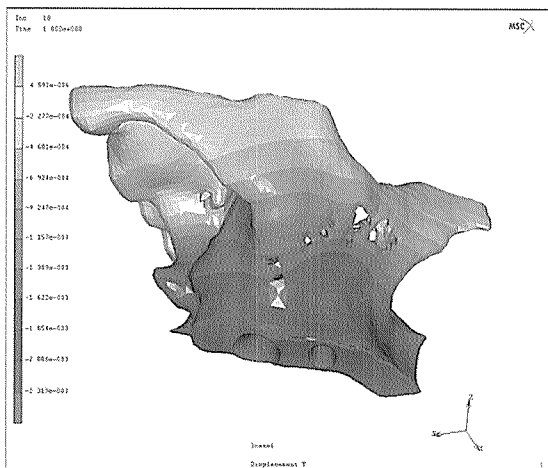


Maximum -0.0007 mm

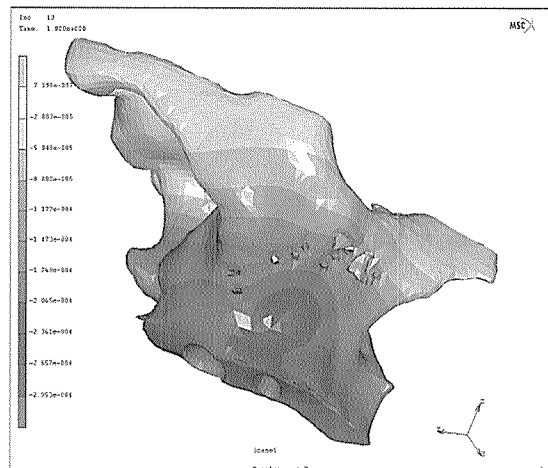


Maximum -0.00011 mm

Fig 4. Comparison of displacement on X direction (left, model 1; right, model 2).



Maximum -0.002 mm



Maximum -0.00030 mm

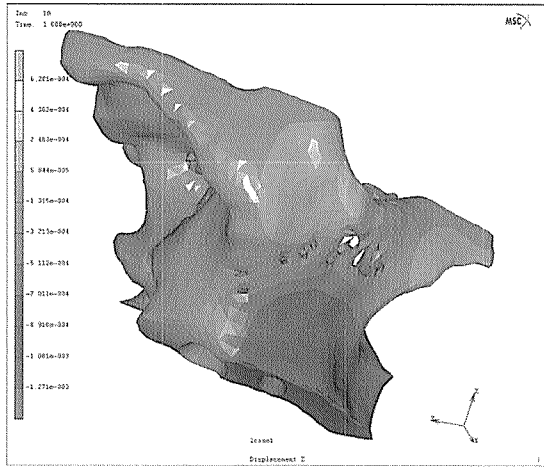
Fig 5. Comparison of displacement on Y direction (left, model 1; right, model 2).

연구성적

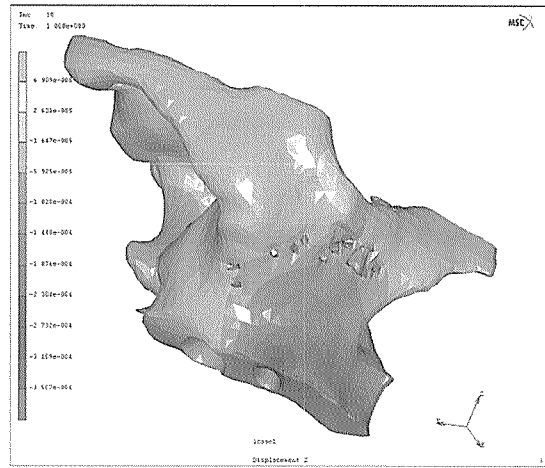
수평적으로 전방부에서의 수축이 두 모델 모두에서 관찰되었다 (Fig 4). 대부분의 face mask에 의한 상악으로의 하중의 전달은 악골의 해부학적인 구조에 영향을 받게 된다. 관골하 능선 후방에 있는 상악골의 부위는 전방부보다 더 넓고, 낮은 밀도를 가진 해면골로 구성되어 있었다. 따라서 같은 견인력을 적용하였음에도 24개의 물성을 가진 모델1의 제1소구치가 모델2의 제1소구치보다 더 유연했고, 전방과

하방으로의 더 많은 이동이 가능했다. 이에 대한 반응으로, 상악골은 시상면과 전두면상에서 휘어졌고, 전치부위의 상악골이 아래 방향으로 움직이게 되었다. 고전적인 방법의 2개의 물성을 이용한 모델2의 경우 제1소구치 골 주위에서의 하방 이동량이 더 적게 나타났으며 상악결절 부위에서는 오히려 상방으로 이동을 보여 결과적으로 이 모델에서는 상악 제1대구치의 전방을 중심으로 시계방향의 회전을 보여 주었다 (Figs 5 and 6).

von Mises stress는 어떤 한 축이나 면상에서가 아

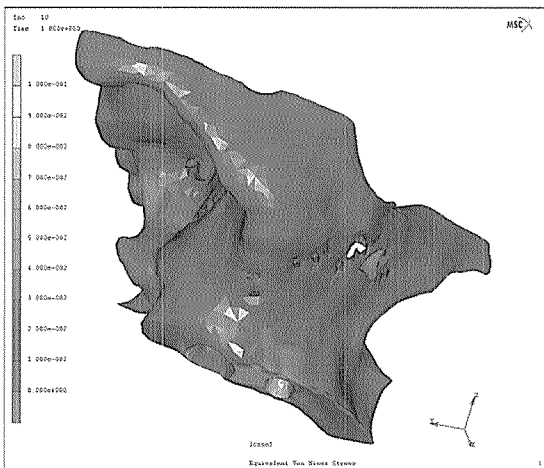


Maximum -0.001 mm

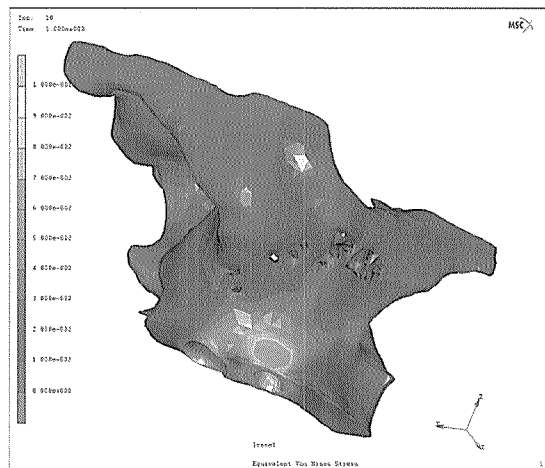


Maximum -0.00036 mm

Fig 6. Comparison of displacement on Z direction (left, model 1; right, model 2).



Maximum 0.58 MPa



Maximum 0.59 MPa

Fig 7. Comparison of von Mises Stress (left, model 1; right, model 2).

닌 3차원 좌표계를 통합한 전체 stress의 강도를 표현한다. 따라서 이것의 분포는 face mask 사용에 따른 전체 하중 전달을 표현하는 것이었다. 모델1에 있어서는 중등도에서 상등도의 하중분포가 익상악열구(ptyergomaxillary fissure)의 중앙부, 관골하 능선, 그리고 제1소구치 부위의 상악골의 전방부로 주행하는 부위에서 비교적 고르게 연결되는 것이 발견되었다. 이 부위는 상악복합체의 골이 비교적 약한 피질골의 부위와 일치했다. 반면에 모델2에 있어서는 전체적인 응력의 분포는 모델1과 유사했으나 응력의

집중이 상악 제1소구치부위에 집중되었다 (Fig 7).

고찰

본 연구에서는 CT scan 자료로부터 상악복합체의 유한요소 모델을 형성하는 방법이 개발되었다. CT 이미지 상의 Gray scale을 표현하는 HU 값은 대상체를 통과한 X-ray의 감쇠 정도를 나타내는 수치로써 대상체가 갖는 밀도를 표현하는 단위로 치환되어 사용될 수 있다. 그러나 인체의 골은 치밀골과 망상골

로 나뉘어져 각기 다른 물성을 나타내는데 위에서 언급한 밀도에 따른 비례적인 물성치의 대입은 치밀골의 물성을 너무 지나치게 높이는 결과를 가져올 수 있다. 따라서 망상골과 치밀골에 각기 다른 비례식을 적용시킬 필요성이 대두된다. 본 연구에서는 이전에 이러한 망상골과 치밀골을 위한 두 개의 비례식을 사용한 유한요소모델의 제작을 발표한 Cattaneo¹³의 연구를 근간으로 하여 이루어졌다.

유한요소 분석으로, 이전의 고전적인 방법의 모델 제작이 CT이미지 상의 HU 값을 이용한 모델과 응력의 분포와 회전중심의 표현에 있어서 다르다는 것이 밝혀졌다. 전후방적인 이동량에 있어서 HU 값을 이용한 모델의 지지가 좀 더 유연해지며, 이때 상악 제1소구치 주위 상악골을 중심으로 넓은 부위에서 좀 더 큰 변위가 일어나, 고전적인 모델은 주로 제1소구치 부위에만 변위가 집중되는 양상을 보여주었다. 이것은 힘을 받는 대상인 악골이 어떠한 물성을 가지느냐에 따라 치료의 효과가 다르게 나타나는 것을 보여주는 것으로 연령이 증가함에 따라 악골의 물성이 stiff해지는 것을 고려할 때에 어린 연령에 가해진 정형력이 그 효과를 좀 더 극대화할 수 있을 것으로 사료된다.

수평적 변위 즉 상악 폭경의 변화에 있어 strain gauge를 사용한 이전의 연구¹에서와 같이 전방부에서의 수축이 두 모델 모두에서 관찰되었으나, HU 값을 이용한 모델은 소구치의 치근부에서, 고전적인 모델은 대구치부에서의 확장이 관찰되었다. 상악의 회전시에 악궁이 전하방으로 회전함에 따라 악궁의 전방에 위치한 부위에서는 수축이 일어나며 악궁의 후방에서는 약간의 팽창을 보이는 것으로 사료된다. 대부분의 face mask에 의한 상악으로의 하중의 전달은 기준면에 대해 일정한 각도를 가지고 일어나게 된다. face mask의 견인방향의 설정을 각기 다른 높이에서 했거나 각기 다른 방향으로 교합평면에 대해 30°로 설정했던 기존의 연구^{10,20}와는 달리 이번 연구에서는 FH 평면을 기준으로하여 45°의 각을 설정하였다. 견인방향의 기준은 환자의 개별적 골격 특성에 따라 달라지는 교합면 보다는 FH 평면과 같은 두개저나 자연적 두부 평면으로 기준을 하는 것이 합당하리라 고려된다. 이것은 face mask의 견인방향을 환자에게 장치를 위치시킨 후 가장 하방으로 견인이 가능한 각도로 설정한 것으로 추후에 다른 견인각을 적용한 실험을 할 수 있겠다. 또한 본 연구에서는 RME의 사용 후 응력에 대한 부가적인 연구는

진행하지 않았는데, 이는 RME의 사용 후 생긴 응력 뿐만 아니라 이로 인한 물성의 변화에 대한 사전 연구가 필요했기 때문이다. 우선 RME의 단독 사용시의 정확한 응력의 분석에 대한 독립된 연구가 필요하리라 생각된다.

수직적 변위를 살펴보면 HU 값을 이용한 모델은 매우 미약한 회전을 보이기는 하나 전반적으로 전하방으로의 전이를 보여주며 상악의 구치부에서 전치부로 가면서 더욱 하방으로 이동량이 증가되는 양상을 보여준다. 이에 반해 고전적인 모델은 상악 제1소구치에서는 하방이동을 그리고 제1대구치에서는 상방으로 변위를 보여 결과적으로, 전체 상악골 복합체는 시상면 상에서 제1대구치의 근심을 중심으로 시계방향 회전을 보여주게 된다. 이러한 회전양상은 HU 값을 이용한 모델과는 매우 다른 양상의 회전으로 line of force가 상악 복합체의 전상방으로 지남을 의미하는 것이다. 이는 좀 더 stiff한 물성이 상악복합체의 회전중심을 후하방으로 위치시킴으로 인한 것으로 사료된다.

전체적인 상악복합체의 변위는 HU 값을 이용한 모델에 비해 고전적인 모델이 적었는데 이는 고전적인 모델에서의 치밀골의 Young's modulus 값이 컸기 때문이다. 대부분의 유한요소분석을 이용한 연구에서 물성은 이전 연구자들의 데이터를 인용하여 시행되었으므로 실험에 사용된 골의 표본이 전체적인 골의 물성이나 개별화된 골의 물성을 나타낸다고 보기는 힘들다. 사실상 상악에서의 HU 값을 분석해 보면 이전의 연구^{18,19}에서 치밀골에 준하는 수치로 언급된 816 HU 이상의 진정한 의미의 견고한 구조의 치밀골은¹³ 하악에 비해 상대적으로 매우 적으며 상악의 대부분의 골조직은 CT상의 HU 값으로 보았을 때 일반적인 치밀골의 물성에 비해 매우 작은 3 GPa 이하의 망상골 정도의 Young's modulus를 가지는 것으로 나타났다. 또한 상악의 경우는 이를 구성하는 악골이 장골이나 하악과 같은 골과는 달리 내부에 여러 종류의 비어있는 공간을 가진 얇은 판형의 골구조로 이루어져 있으므로 하악의 구조와는 역학적으로도 매우 다른 양상을 보여주게 된다. 상악골 부위에서의 더 넓은 범위의 물질 특성은 단지 두 개의 Young's modulus 보다 골에서의 실제 Young's modulus 분포를 더 실제적으로 대표할 수 있다. 따라서 시각적으로 구분해낸 고전적인 방법보다는 HU 값을 이용했을 때 좀 더 환자의 역학적 구조를 잘 표현해 내리라 고려된다. 그러나 이 방법 또한 다른 중

류의 실험적인 방법에 의해 검증되어야 할 것이다. von Mises stress는 상악 제1소구치에 집중되어 표현되었는데 이는 Young's modulus가 상대적으로 높음이 모델에서 응력이 분산되지 못하고 한 곳으로 표현된 것으로 사료된다. 이것은 악골의 각 부위에서 받게 되는 응력이 물성의 부여방법에 따라 다르게 나타나며 적절한 모델의 제작이 유한요소분석 연구에서 큰 비중을 차지하며 연구자들이 많은 시간을 할애해야 함을 보여준다.^{21,22}

이 연구에서는 상악골 복합체 모델의 scale이 상대적으로 크기 때문에 치주인대는 유한요소모델에 포함되지 않았다. 이것은 이번 연구가 구치부로부터 치조골로의 국소적인 하중전달을 적절히 표현해주는 것은 못한다는 것을 나타낸다. 그러나 500 g이라는 힘이 가해지는 이번과 같은 연구에서는 전체적인 하중 전달에는 영향을 미치지 않는 것으로 사료된다. 힘이 가해지는 짧은 순간 치주인대에 미친 응력의 형태는 치조돌기의 새로운 응력을 만들 것이나 하중 전달을 하는 거시적인 전체적 응력분포의 형태는 똑같이 유지될 것이고 전체적인 결과에는 유의성 있게 영향을 미치지 않는 것이다. 이러한 불충분한 점을 고려하더라도, 그 결과는 향후의 악골에서의 좀 더 미세한 구조에서의 분석을 위해 필요한 전체적인 윤곽은 마련한 셈이다.

이 연구에서 중심이 되는 주제는 정적인 문제였으나 치아와 골 그리고 금속 파트를 연결하는 부위에서 일률적인 하나의 solid를 part로 구분만을 둔 것이 아니라 각기 다른 파트를 붙인 형태의 접촉면이라는 비선형의 문제가 다루어 지기 때문에 일반적인 solver인 Nastran이 아니라 비선형 solver인 Marc를 사용했다. 그러나 Nastran이나 Ansys와 같은 일반 solver에서도 contact에 관한 비선형 module이 충분히 뒷받침된다면 이와 같은 실험방법을 사용할 수 있으리라 사료된다. 이전의 유한요소연구에서 사용되던 요소는 brick element였으나 점차 복잡한 형태의 모델을 표현해야 할 필요성이 대두되면서 tetrahedron element가 널리 사용되고 있다. 이 연구에서 사용한 linear solid tetrahedron (Solid 72)는 불규칙한 외형의 모델에 적합했으나 컴퓨터의 자원을 늘여서 quadratic displacement behavior를 가지는 Solid 92를 분석에 이용했다면 좀 더 풍부한 해석을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

HU 값에 따라 다르게 표현되는 각 부위는 모델의 요소의 크기에 의해 정확도가 제한받게 된다.¹³ 그러

므로 상악과 같이 복잡하며 공간이 많은 구조에서는 전체적인 요소의 수를 줄이면 컴퓨터 자원의 효율성은 커지나 본래에 의도하였던 정확한 물성의 표현이 어렵게 된다. 비교적 단순화된 형태에 일률적인 물성을 부여하여 전체 skull에 대한 모델을 제작하였던 이전의 연구와는 달리 이번 연구에서는 세밀한 모델의 제작을 위하여 상악을 포함하는 일정한 부위의 복합체만을 모델에 포함시켰다. 따라서 이전의 연구와는 다른 경계조건을 부여했는데 이번 연구에서는 상악복합체의 상부를 모두 고정시켰다. 이러한 경우는 실제의 임상적인 상황과 일치하는 상황은 아니나 상악복합체의 회전양상을 근사치로서 표현하기에는 문제가 없으리라 사료된다. 또한 봉합 (suture)의 물리적 성질에 대한 고려가 이 실험에서는 생략되었는데, 각 연령 혹은 성장시기별 봉합의 물리적 성질을 포함하는 추후의 연구가 더 필요하리라 사료된다.

인체의 골격의 경우 일정한 운동을 가지는 기능을 수행하는 경우 이를 보상하기 위한 물성의 개별화의 특성이 나타나게 된다. 하악의 경우 개인별 특성에 따라 큰 차이를 보이며 또한 같은 개인 안에서도 부위에 따라 anisotropic한 특성으로 인하여 많게는 10 GPa 까지의 물성의 차이를 나타내게 된다.^{23,24} 응력의 방향에 따라 각기 다른 물성을 나타내기도 하므로 향후에는 물성의 방향에 따른 각기 다른 물성의 적용을 연구해야 하리라 사료된다.

결론

유한요소분석에서의 결과는 표현된 물성과 구조, 유한요소의 밀도, 그리고 경계 및 하중조건에 의존하게 된다. Face mask의 사용에 있어 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영하여 새로이 개선된 유한요소 모델과 고전적인 모델을 제작하여 같은 힘과 방향을 적용한 후 변위와 응력 분포를 비교하였다. 관골하 능선 후방에 있는 상악골의 부위는 전방부보다 더 넓고, 낮은 밀도를 가진 해면골로 구성되어 있었다. 그래서 같은 견인력을 적용하였음에도 24개의 물성을 가진 모델1의 제1소구치가 모델2의 제1소구치보다 더 유연했고, 전방으로의 더 많은 이동이 가능했다. 이에 대한 반응으로, 상악골은 시상면과 전두면상에서 휘어졌고, 전치부위의 상악골이 아래 방향으로 움직이게 되었다.

HU 값을 이용한 모델은 매우 미약한 회전을 보이는 하나 전반적으로 전하방으로의 전이를 보여주

며 상악의 구치부에서 전치부로 가면서 더욱 하방으로 이동량이 증가되는 양상을 보여준다. 이에 반해 고전적인 모델은 상악 제1소구치에서는 하방이동을 그리고 제1대구치에서는 상방으로 변위를 보여 결과적으로 이 모델에서는 상악 제1대구치의 전방을 중심으로 시계방향의 회전을 보여주었다.

참고문헌

- Hata S, Itoh T, Nakagawa M, Kamogashira K, Ichikawa K, Matsumoto M, Chaconas SJ. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91:305-11.
- Itoh T, Chaconas SJ, Caputo AA, Matyas J. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;88:117- 24.
- Choi OJ, Kim TW, Suhr CH. Three-dimensional finite element analysis of the phenomenon produced during retraction of four maxillary incisors. *Korean J Orthod* 1995;25:525-41.
- Lee YI, Cha KS, Ju JW, Lee JW. Stress analysis of Multiloop Edgewise Arch Wire with various degree of tip back bend : a study using the finite element method. *Korean J Orthod* 2000;30:127-42.
- Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:200-7.
- Miyasaka Hiraga J, Tanne K, Nakamura S. Finite element analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines. *Br J Orthod.* 1994;21:343-8.
- Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod.* 1998;20:347-56.
- Holberg C. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base-an FEM-analysis. *J Orofac Orthop* 2005;66:54-66.
- Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* 2003;73:12-20.
- Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod* 1991;61:145-52.
- Kim JY, Sohn BH. A Finite Element Analysis on the Effect of the Reverse Headgear to the Maxillary Complex. *Korean J Orthod* 1985;15:7-22.
- Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomed Eng* 1988;10:246-52.
- Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2001;215:203-13.
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:367-73.
- Shimizu Y, Usui K, Araki K, Kurosaki N, Takanobu H, Takanashi A. Study of finite element modeling from CT images. *Dent Mater J* 2005;24:447-55.
- Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:441-50.
- You LW, An JS, Park YC, Park MK, Sohn HB, Jeong SD. Stress distribution in esthetic orthodontic brackets: an analysis using the finite element method. *Korean J Orthod* 1998;28:43-9.
- Esses SI, Lotz JC, Hayes WC. Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography. *J Bone Miner Res* 1989;4:715-21.
- Harp JH, Aronson J, Hollis M. Noninvasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by quantitative computed tomography scans. *Clin Orthop Relat Res* 1994;301:42-8.
- Miyasaka-Hiraga J, Tanne K, Nakamura S. Finite element analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines. *Br J Orthod* 1994;21:343-8.
- Strait DS, Wang Q, Dechow PC, Ross CF, Richmond BG, Spencer MA, Patel BA. Modeling elastic properties in finite-element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model? *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;283:275- 87.
- Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;283:259-74.
- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 2003;120:252-77.
- Peterson J, Dechow PC. Material properties of the human cranial vault and zygoma. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;274:785-97.

Stress distribution following face mask application using different finite element models according to Hounsfield unit values in CT images

Dong-Hwa Chung, DDS, MS, PhD^a

Objective: The result of finite element analysis depends on material properties, structural expression, density of element, and boundary or loading conditions. To represent proper elastic behavior, a finite element model was made using Hounsfield unit (HU) values in CT images. **Methods:** A 13 year 6 month old male was used as the subject. A 3 dimensional visualizing program, Mimics, was used to build a 3D object from the DICOM file which was acquired from the CT images. Model 1 was established by giving 24 material properties according to HU. Model 2 was constructed by the conventional method which provides 2 material properties. Protraction force of 500g was applied at a 45 degree downward angle from Frankfort horizontal (FH) plane. **Results:** Model 1 showed a more flexible response on the first premolar region which had more forward and downward movement of the maxillary anterior segment. Maxilla was bent on the sagittal plane and frontal plane. Model 2 revealed less movement in all directions. It moved downward on the anterior part and upward on the posterior part, which is clockwise rotation of the maxilla. **Conclusion:** These results signify that different outcomes of finite element analysis can occur according to the given material properties and it is recommended to use HU values for more accurate results. (*Korean J Orthod* 2006;36(6):412-21)

Key words: Face mask, Finite element method, CT, Hounsfield unit value

^aFull Time Lecturer, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University.

Corresponding author: *Dong-Hwa Chung*.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University, 7-1 Sinbu, Cheonan, Chungnam 330-716, Korea.
+82 41 550 1941; e-mail, abeh@dankook.ac.kr.

Received May 24, 2006; Last Revision August 17, 2006; Accepted August 19, 2006.