CT상의 HU 수치에 따른 유한요소모델을 이용한 RME 사용에 따른 응력분포에 대한 연구

단국대학교 치과대학 교정학 교실

윤병선 · 차경석 · 정동화

Ⅰ. 서 론

상악 열성장의 횡적 부조화는 과도한 수직성장과 이와 연관된 전후방적인 부조화를 같이 나타낸다. 상악골의 횡적 부조화를 해결하기 위하여 상악골 및 상악 치열의 확장을 이용하여 왔으며 그 중 급속 구개 확장법은 상악골의 확장을 유도하는 안정적인 방법으로 이용되고 있다. 이는 1860년대 Angell[1]에 의하여 제안되어졌다. 하지만 이러한 상악골을 확장시키는 방법에는 논란이 있다. Schroeder[2]는 12,000개의 skull 연구를 통해 상악골의 느린 확대를 주장하였다. 1933년 Mela[3]는 Turin 대학의 이비인후과에서 구호흡 환자에 급속 상악골 확장술을 이용하여 훌륭한 결과를 보고하였다. 60년대까지는 급속 구개 확장법의 사용여부와 사용 장치 선택에 관한 연구가 진행되었으며 이후 어느 정도의 힘이 어떻게 인체에 작용하는가와 인체의 반응에 대한 연구가 진행되고 있다. 현재에 사용되는 Hyrax 형태의 급속 상악 확장법은 강력한 횡적 힘을 고정원인 상악 치아에 가해주어 정중면에서 두 상악골을 분리시키며 벌어진 이개부는 여러 달에 걸쳐 경화되어 상악 기저골의 확대가 완성된다. Kreb[4,5,6]은 상악 견치 설측의 치조 돌기와 상악구치의 협측 infrazygomatic ridge에 금속 임플란트를 심어 확장 시 구치간 간격과 견치부의 임플란트 사이 및 infrazygomatic ridge 임플란트 사이의 증가량을 측정하여 suture의 확장량이 치아의 확장량보다 크며 전치부의 확장량이 구치부의 확장량 보다 크다고 하였다.

Biederman[7]은 zygomatic buttress에 의하여 분리된 상악골이 전방 이동한다고 하였다. 봉합부 이개의 정도는 Korkhaus[8]와 Krebs[4,5,6]에 의하면 10mm 정도까지 주어진다. 대개 스크류에 의해 활성화 되어 얻어지는 최대 힘은 활성 정도에 의존한다. Isaacson[9,10]등에 따르면, 평균 15-50N의 힘이 상악골에 전달된다. 활성 후 1분 이내에 활성 힘의 부분적 감소가 발생하고 잔존 힘은 다시 재활성 될 때 축적된 효과를 제공한다. 100N이상으로 여러 번 활성화된 후 9번째와 12번째 활성 사이에 정중 구개 봉합의 이개가 달성될 수 있다.

정중 구개봉합의 이개시 상악의 확장 뿐 아니라 비강의 확대도 나타난다. 특히 정중구개부와 인접한 비강저부위의 확대가 많이 나타난다.[11,12] 비강 확장량은 평균 1.9mm이며, 비강저부위에서 8-10mm의 확대를 보여주지만 상부에서는 오히려 시상면을 향하여 이동된다.[13]

Montgometry[14]는 CT를 이용한 연구에서 RME로 확대 시 비강의 확대는 일정하지 않으며 확대양은 비강의 후방으로 갈수록 감소한다고 하였다. 상악 확대로 인한 상악구치의 경사와 정출은 상하악 구치와 교합관계를 파괴하여 하악의 후하방 회전을 야기한다. 이에 대한 변화량과 변화의 지속성에 대하여는 논란의 여지가 있지만,[12,15] 급한 하악 경사를 가진 경우 더 많은 변화를 나타낸다. 또한 봉합부의 적절한 골격적 효과와 별개로 큰 힘은 고정원 치아, 치근막, 치조

돌기, 다른 더 먼 골격 구조에 대한 작용을 한다. Wertz[16]는 교합면 필름을 이용한 연구에서 상악골의 이개는 후방의 구개골까지 연장된다고 하였다. 봉합부 이개의 시기는 봉합부 골화 상태에 의해 결정되고 이웃한 해부학적 구조물의 견고성에 의해 결정된다. 접형골과 관골에서 특히, 또한 급속 구개 확장에 저항하는 근막, 저작근, 안면근 등 다양한 연결조직 요소가 그것이다. 접형골의 pterygoid process는 구개골을 통해 두 상악골의 반쪽과 간접적으로 연결되는데, 그들은 봉합부 이개 후 측방으로 휘어진다. Kudlick[17]은 상악 확장의 가장 큰 저항요소는 관골궁이 아니라 접형골이라고 하였다.

이와 같이 많은 동물과 임상 연구 결과는 급속 구개 확장에 대한 대부분의 발견의 기초를 마련하였다. 그러나 그러한 연구는 재현가능하지 않은 임의적인 큰 힘의 효과를 기록하는데 그쳤다. 이를 극복하기 위한 여러 가지 실험방법이 제안되었다. Chaconas[18]는 광탄성 연구법을 사용하여 상악골의 급속 확장시 발생되는 응력이 구개골의 수직판을 따라 이동되며 접형골의 익상판까지 전달된다고 하였다. 그러나 광탄성 방법은 정량적인 측정이 어렵다는 큰 단점이 존재한다. Vukicevic[13]은 laser holographic interferometry 방법을 통하여 응력이 가해지는 동안 상악 회전 운동을 보고하였다. Laser holography법은 고주파 광원의 간섭현상을 이용한 방법으로, 0.5 μm 정도의 미세한 움직임도 포착할 수 있고 생체를 대상으로 할 수 있지만 실험조건이 까다롭고 오로지 물체의 표면에서만 응력을 분석할 수 있다는 단점이 있다. 한편으로 생역학적 연구에서 복잡한 악골의 형태적 특징을 그대로 나타내어 줄 수 있을 뿐 아니라 모델의 유연성으로 다양한 조건을 손쉽게 구성할 수 있는 유한요소 분석이 교정학 분야에 도입되었다. 유한요소 분석법은 실제로 일어나는 물리 현상을 컴퓨터가 다룰 수 있는 형식인 FEM모델로 표현하여 연산되어진 결과를 컴퓨터 해석툴에 의하여 평가하는 것이다. 유한요소분석은 컴퓨터의 연산능력에 의존하게 되며, 컴퓨터 산업의 발달은 좀 더 실제에 가까운 유한요소 모델의 제작을 가능하게 하여 가장 작은 힘의 해부학적 효과도 분석할 수 있다. 유한요소모델의 생성에 대한 많은 방법들이 개발되어져 왔다. 기존에는 실제의 건조 두개골을 여러 단면으로 자른 후 이 평면을 이용한 이미지나 CT이미지 상에서 트레이싱한 후 이를 입력하여 사용하여 왔다.[19-26]유한요소 분석에서의 결과는 정확한 구조의 형성, 적합한 물성치, 유한요소의 밀도, 그리고 경계조건과 하중조건에 따라 결정된다. 기존 연구는 유한요소 모델을 치과에 도입하여 어떠한 장치나 힘의 적용이 어떤 효과를 나타내는가를 분석하여 보는 과정에 치중하여 왔다. 하지만 상악복합체의 복잡한 구조에 다양한 골밀도를 단순히 치밀골과 망상골로만 표현하는 것은 이를 해석하는데 있어서 여러 한계점을 나타냈다. 최근 3차원 이미지를 직접적으로 얻을 수 있는 CT로부터 얻은 정보를 직접적으로 이용하여 이를 유한요소 모델로 변경하여 사용하는 방법이 점차 연구되고 있다.[27,28] 유한요소법을 이용한 연구는 악골을 보다 더 현실에 가깝게 모델링하는가에 관심의 초점이 옮겨가고 있다. 유한요소 분석은 물리학이나 역학을 근간으로 하기 때문에 역학적인 환경 이외의 생물학적인 환경은 실험자가 부여해야만 한다. 기존의 연구에서의 고전적인 방법의 유한요소 모델들은 환자의 골격의 성질을 나타내는 골의 밀도가 모델 상에 적용된 것이 아니라 CT나 해부학적 단면상에서 시각으로 치밀골과 망상골을 구분하여 두개의 물성만을 일률적으로 부여하여, 치밀골 혹은 망상골의 물성을 대입한 것이었다. 그러나 개인 내에서 조차 부위에 따라 골의 밀도가 다르며 이에 따른 탄성율이 달라 실제의 골에서 진정한 치밀골의 탄성을 나타내는 부분은 매우 적은 양이므로 이를 연구에 적용해야 한다.

이 연구에서는 CT로부터 얻어진 이미지로 24개의 물성을 가지는 보다 정확하고 두경부의 형태의 다양함과 복잡함이 표현된 유한요소 모델을 만들어 이에 따른 RME 효과를 보고자 하였다. 복잡한 구조를 가진 악골에서 그 물성을 어떻게 표현하는가와 구조를 얼마나 정밀하게 재현하는가에 따라 RME의 효과 또한 다르게 표현될 것이며, 이전의 연구들에서 RME의 사용에 있

어 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영한 바가 없었기에 저자는 새로이 개선된 유한요소 모델을 생성하여 얻은 결과를 기존의 연구방법과 비교하고자 실험을 시행하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 대상

단국대학교 교정과에 내원한 환자 중 CT 촬영을 시행한 환자를 대상으로 하였다. 이번 연구에서 대상이 된 환자는 13세 6개월된 치아의 상실과 총생이 없는 남자 환자였으며 두개저와 상악에서의 비대칭이 존재하지 않았다.

2. 연구 방법

1) 전산화단층사진 촬영

연구대상자를 눕혀 Frankfort horizontal plane(FH 평면)이 바닥에 수직이 되도록 전산화 단층촬영장치(Light Speed Volume Computed Tomograph, 64channel, Gerneral Electronics. USA)에 위치시키고 안면의 시상 정중선이 장치의 장축과 일치되게 한 후 하악골이 포함되도록 촬영하였다. 상악 치아와 하악 치아의 중첩을 피하기 위해 치아를 최소로 이개시킨 상태에서 FH 평면이 바닥에 수직이 되도록 하였다. 촬영 조건은 gantry의 각도가 0°, 120 kV와 Auto mA였으며, 0.625mm thickness였다.

2) 3차원 유한요소모델의 제작

가. 상악모델의 제작

전산화 단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램(Mimics 9.01, Materialise's interactive Medical Image Control System, Materialise, Belgium)을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다. HU를 250에 맞추어 masking하였고 3차원 재구성은 연속적인 삼각형으로 이루어진 triangularization을 통해 이루어졌다.

나. 치아 모델의 형성

치아의 분리 시 가장 단단한 부분만을 구분 짓기 위해 HU를 1300으로 지정하였고 3차원 재구성 하였다. 여기서 생성된 치아 모형은 따로 저장하였고 치아를 제거한 모델은 전체 상악 모델에서 치아만을 제거하는 방법으로 얻었다.

다. 모델의 간소화

좌우측은 대칭적이란 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로, 상방 경계는 FH plane에 평행하게 frontonasal suture 고경에서 수평으로 자른 면으로, 후방경계는 mastoid process 전방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다.

라. Surface remesh 과정

생성된 3D object를 volume meshing을 하기 전에 surface remesh 작업을 통해 삼각형의 수를 줄이고 최적화하였다. Quality를 높이기 위해 height/base 변수를 0.30의 수치로 맞추었다. 다음과 같은 3단계의 remeshing protocol을 따라 단계적으로 remesh를 해준다.

1) 대상의 삼각형의 양을 줄임
2) 대상의 삼각형 질의 향상
3) 따로 떨어져 나간 독립적인 외부의 shell 제거.

마. Volumetric mesh 형성과정

3D object를 Mimics에서 FEA pre- and post-processor인 Patran program (MSC Software)으로 export하여 volumetric mesh를 형성한다. FEA preprocessor에서 Mimics로 export하여 remeshed object를 불러낸다. 3차원 모델의 구성 요소와 절점은 다음과 같다(Table 1).

바. 물성의 지정

상악은 망상골과 치밀골로 이루어져 있으며 기계적인 성질의 정확한 표현을 위해서는 각기 다른 골에 대해 다른 물성을 주어야 한다. 이 연구에서는 Cattaneo등[27]의 방법에 따라 물성치를 부여하였다. 이미 알려져 있는 HU와 명백한 골의 밀도의 관계, 골의 밀도와 Young's modulus의 관계를 이용하여 국소화된 HU분포에 따라 각각

Table 1. Node and element of 3-D model

	Bone	제 1 소구치	제 1 대구치	RME 협측	RME 설측
요소수	11327	511	649	810	467
절점수	90400	1302	1682	652	467

Table 2. 유한요소모델에서 사용되는 재료특성

Material Property group	Apparent density (g/cm^3)	Real density (g/cm^3)	young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
1	0.21	1.11	100	0.20
2	0.32	1.17	150	0.20
3	0.39	1.21	200	0.20
4	0.51	1.28	300	0.20
5	0.61	1.33	400	0.20
6	0.69	1.38	500	0.20
7	0.77	1.42	600	0.20
8	0.84	1.46	700	0.20
9	0.94	1.51	850	0.20
10	1.05	1.57	1050	0.20
11	1.17	1.64	1300	0.25
12	1.30	1.71	1600	0.25
13	1.43	1.78	1900	0.25
14	1.56	1.85	2400	0.25
15	1.60	1.87	3000	0.25
16	1.67	1.91	4000	0.25
17	1.72	1.94	5000	0.25
18	1.81	1.99	7500	0.30
19	1.89	2.03	10000	0.30
20	1.95	2.06	12500	0.30
21	2.00	2.09	15000	0.30
22	2.04	2.11	17500	0.30
23	2.07	2.13	20000	0.30
24	2.20	2.20	22000	0.30

의 골 요소의 Young's modulus를 얻는다. 이를 통해 25MPa(가장 낮은 밀도의 해면골)에서부터 22GPa(가장 높은 밀도의 피질골)까지 다양한 Young's modulus를 나타내게 된다. 각각의 골 요소의 Poisson's ratio는 Young's modulus 25MPa인 경우 0.3, 22GPa인 경우 0.2로 선형 증가 관계에 기초하였다. 각 apparent density에 해당하는 HU 수치가 Esses[29] 와 Harp[30]의 연구로부터 생성되었다. Cattaneo등[27]의 방식으로 만든 표로부터 HU 수치를 역산하여 모두 24가지 범주의 물성치가 기입된 volume mesh 가 완성되었다(Table 2).

사. FEA 모델의 완성

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 24개의 물성으로 이루어진 상악모델, 제1소구치와 제1대구치, RME의 설측 Part, RME의 협측 Part의 4가지 요소로 구성되어져 있다(Fig. 1). 이 연구에서 사용된 유한요소는 tetrahedron(solid 72)였다.

3) 경계조건과 하중조건

모델의 횡적인 관계를 나타내는 축을 x축, 시상면적 관계를 나타내는 축을 y축, 수직적인 관계를 나타내는 축을 z축으로 정의하였다(Fig. 2). 경계 조건은 모델의 상부를 xyz축 방향으로의 이동만을 고정하였으며 회전을 허용하였다. 시상면을 따라서는 두개저 부위에서만 x축으로의 이동만을 고정하였으며 구개부위는 경계 조건을 설정하지 않았다. 하중 조건은 전위의 양만으로 부여하였다. RME 설측 정중부를 측방으로 5mm 이동시켜 RME의 치료 시 이동양을 설정하였다. 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인 부분들을 하나의 solid로 보고 각 부위별로 나누어 각기 다른 물성들을 주어졌던 것에 반해 이번 실험에서는 각기 4개의 부분들은 합체하여 접촉 조건을 주었다. 각 부위가 각기 다른 solid로 구성되어 각각의 변위나 응력이 접촉 조건으로 조절된다. 상악의 골 모델과 치아간의 접촉 조건은 이탈력 50N이 부여된 상호 접촉 조건으로 주어졌으며 치아와 RME 파트간은 완전 접촉 조건으로 부여되었다. Solver는 Nastran계열의 비선형 분석 도구인 Marc(MSC Software)를 사용하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 횡단면에서 이동량 (X-displacement)

상악의 치아 치조 복합체, 상악 기저골과 구개골, 비강의 하방, 관골 부위까지 좌우측이 거의 평행한 형태로 이동되었다. REM로 직접적인 힘이 가해지는 제1대구치와 제1소구치의 인접한 치조골에서 가장 많은 측방 이동량(4.04mm)을 나타내었다. 전방으로 가면서 힘의 감소를 나타내서 전방 치조골에서는 3.18mm의 측방 이동량을 나타내었다. 비강저 부위에서도 1.4 mm의 측

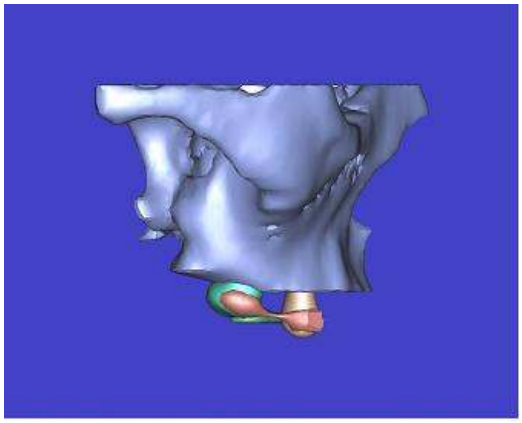


Fig. 1. 완성된 3차원 모델

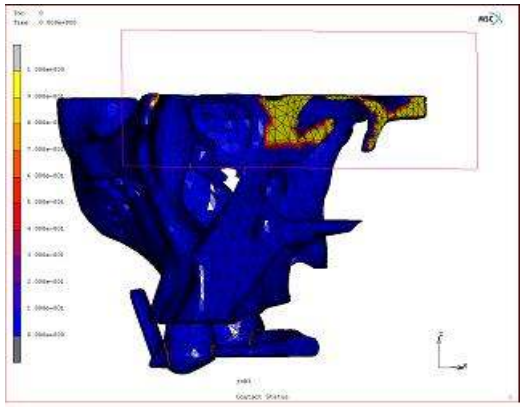


Fig. 2. 경계조건

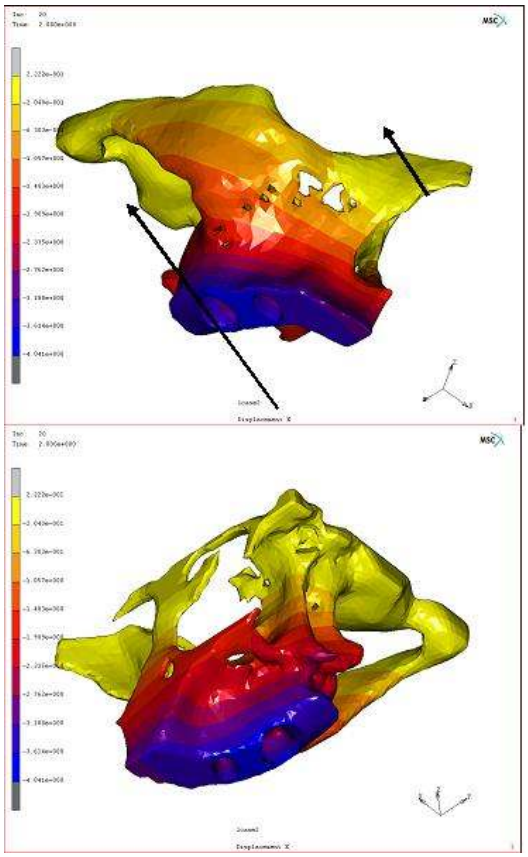


Fig. 3. Transverse 측면에서 이동양상

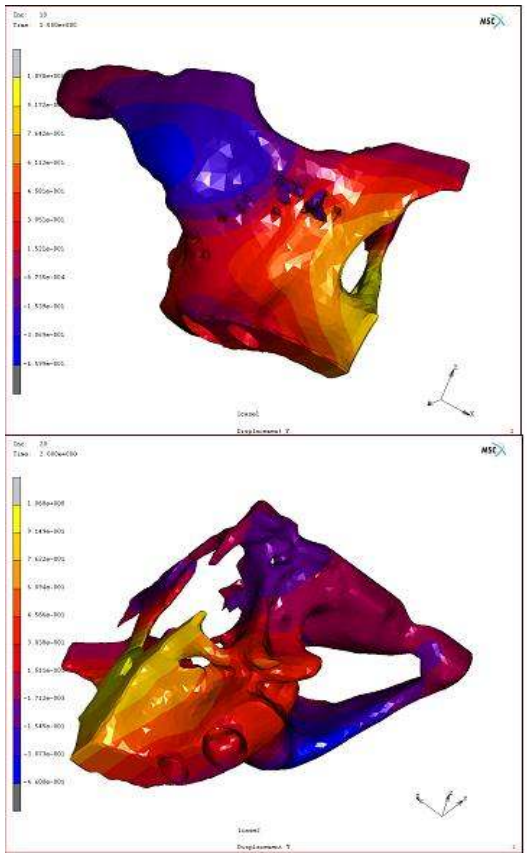


Fig. 4. Sagital 측면에서 이동양상

방 이동량을 보였으며 전후방적으로 거의 같은 양의 이동 양상을 나타냈다. 수직적으로는 상악골의 상방으로 진행되면서 측방 이동량의 감소를 나타내었다. 하지만 zygomatic buttress 부위에서 다른 부위보다 더 적은 측방 이동을 보여주었다(Fig. 3).

2. 시상면에서 이동량 (Y-displacement)

최대 후방 y-displacement는 상악의 상부 구조를 포함한 비부의 측방벽에서 0.917mm의 후방 이동으로 나타났다. 이와 함께 PNS부위의 0.7mm 후방이동이 동반되어 나타났다. 최대 전방 y-displacement는 관골 돌기의 중앙부위에서 나타났다. 치아 주위 부위에서는 약간의 전방이동이 나타났다. Medial pterygoid plate부위도 약간의 후방이동을 보여주었다. Maxillary zygomatic process와 상악골의 frontal process부위는 전후방으로의 이동 없이 안정된 위치를 나타내었다(Fig. 4).

3. 수직면에서의 이동량 (Z-displacement)

최대의 하방 z-displacement는 상악골의 중앙부위에서 0.973mm의 하방으로 이동양상을 나타내었다. 최대 상방 z-displacement는 치아의 외측방 치조골부위에서 0.65mm의 상방이동을 나타냈다. 또한 lateral pterygoid plate부위에서도 많은 상방 이동이 나타났다. 관골 부위에서는 안정된 수직적 위치를 나타냈다(Fig. 5).

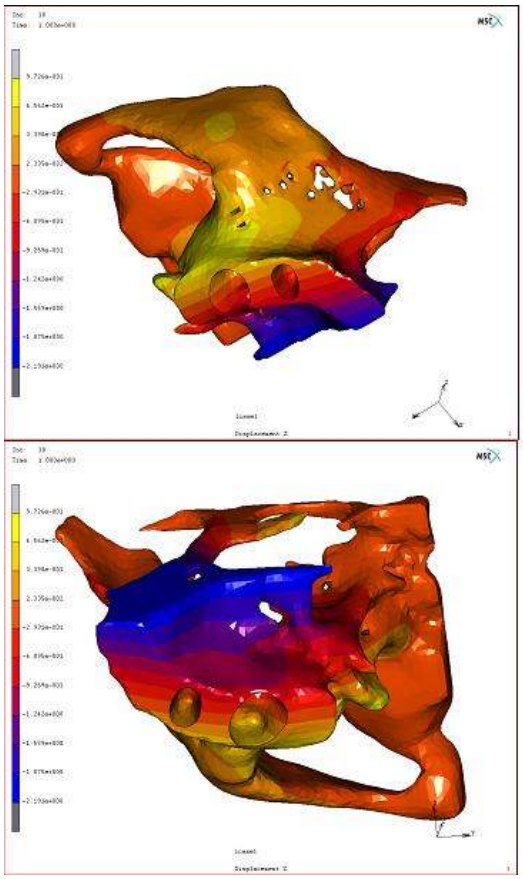


Fig. 5. Vertical 측면에서 이동양상

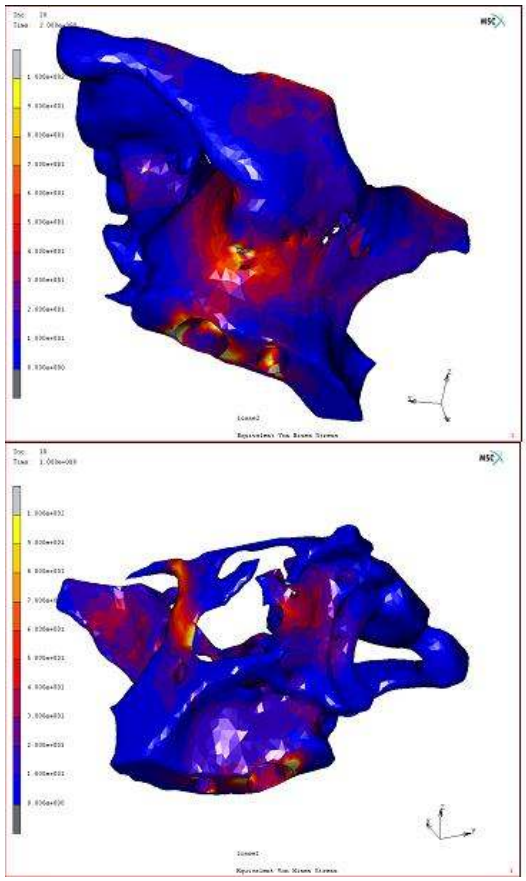


Fig. 6. Von mises stress의 분포양상

4. Von mises stress 결과

Von mises stress는 전반적인 하중의 강도를 표현해주며 그것의 분포는 전체 하중 전달을 표현하는 것이다. 이 경우 가장 높은 하중은 힘이 가해진 치아 주변과 zygomatic buttress 부위에서 가장 많은 하중을 나타냈다. 접형골의 pterygoid plate와 구개골의 perpendicular plate, 서골 부위에서도 많은 하중을 나타냈다(Fig. 6).

5. 주응력 결과

Principle stress는 압축 혹은 인장력을 표현해준다. 최대 인장력은 힘이 가해진 치아 주위 치조골에서 나타났다. 또한 서골과 구개골의 perpendicular plate, 접형골의 medial pterygoid process에서도 많은 인장력이 나타났다. 반면 zygomatic buttress 부위와 lateral pterygoid plate에서 압축력을 나타냈다(Fig. 7).

V. 총괄 및 고안

급속 상악 확장법에 대한 비상악 복합체의 생역학적 반응을 연구하는 시도는 여러 연구들에 의하여 시행되어져 왔다. 유한요소법은 컴퓨터 공학의 발달과 더불어 치의학 분야에서도 많이 사용되고 있는데 교정학에서는 성장연구, 악정형력 연구[31], 치아이동 연구 등에 이용되었다. 교정학에는 두개골이 가진 복잡하고 다양한 형태로 인하여 모델화하고 하중조건, 구속조건, 물질

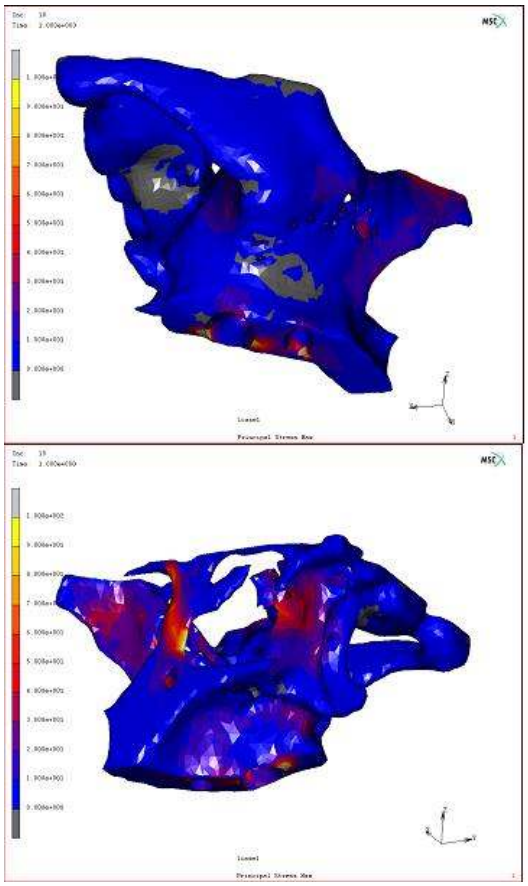


Fig. 7. Principal stress의 분포양상

상수를 현실조건에 맞추어 부여하는데 어려움이 있었다. 유한요소법에서 모델의 정확성이나 물성, 구조에 대응하는 하중조건을 부여하는 것은 결과의 정밀성을 확보하는데 중요한 요소이다. 본 연구는 이러한 모델의 정밀성을 확보하기 위하여 CT 스캔에서 얻어진 데이터에서 직접 모델을 형성하는 방법을 사용하였다. 이는 그동안 사용되어 왔던 단층 촬영한 면을 필름으로 현상 후 다시 외곽선을 추출, tracing하여 모델링하던 방법에서 나타나는 수작업에 의한 오류를 적게 할 수 있으며 필름 단면간의 연결면을 보다 정밀하게 할 수 있었다. 또한 모델 형성과정을 자동화함으로써 보다 쉽게 임상에서 개개인에 맞는 생역학을 구성하는 데 응용될 수 있으며 새로운 장치에 대한 임상 실험 전 적용이 가능 할 것으로 사료되었다. 하지만 CT 데이터에서 직접 형성된 모델의 경우 너무 많은 요소수를 갖는 모델을 형성하게 되므로 현재의 컴퓨터에서 처리하기에 부족함이 있었다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 좌우측 대칭이라는 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로 ,상방경계는 frontonasal suture 고경에서 FH 평면에 평행하게 자르고 후방경계를 mastoid process 전방에서 수직으로 잘라 모델을 간소화시켰다.

또한 본 연구에서는 그전에 단순히 골의 물성치와 치아의 물성치로만 표현하던 방식에서 인체의 골을 치밀골과 망상골로 나누어서 각기 다른 물성을 24가지로 분류하여 적용하였다. 대상체를 통과한 x-ray의 감쇠정도를 나타내는 수치인 HU 수치를 이용, 이를 골이 갖는 밀도를 표현하는 단위로 치환하여 골의 물성을 표현할 수 있다. 하지만 이는 인체에서 치밀골과 망상골이 다른 물성을 나타내는 사실을 간과한 것이다. HU 수치에 비례하여 물성치를 대입할 경우 치밀골의 물성을 너무 높게 나타낼 수 있다. 이에 치밀골과 망상골에 각기 다른 비례식을 형성하는 것이 바람직하였다.[29,30] 이를 이용하여 24가지 물성을 가진 비상악 복합체 모델을 형성하였으며 이는 Cantaneo등[27]의 연구에 근간을 두고 있다. 여기서 상악의 비대칭을 나타내지 않으며 총생이 없는 13세 남성을 대상으로 하였다. Bjork[32]는 임플란트를 이용한 연구에서 상악골의 정중 구개 봉합부가 13세까지 성장이 일어난다고 하였다. Bishara[33]는 13세에서 15세전에 상악골의 확장을 시행하라고 권고하였다. 하지만 정중 구개봉합의 융합은 개인마다 차이를 보이는 것으로 알려져 있다. Timms[34]은 급속 확장술 시행시 구개골의 확장과 접형골의 익돌기의 측방으로의 확장을 보고하였다. 그리하여 모델의 경계조건으로 상방 두개저 부위는 완전고정을 시행하였으며 구개골과 상악골의 정중앙부는 고정시키지 않았다. 이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 solid로 보고 각 부분으로 나누어 각기 다른 물성들이 주어졌던 것에 반해 이번 실험에서는 각기 다른 4개

의 부분들을 합체하여 접촉 조건을 주었다. 각 부위가 단일 solid로 만들어진 모델에서는 하나의 부위에 가해진 응력이 변위가 다른 부위로 전이될 때에 서로 연결되어 무조건적으로 같이 변위하거나 응력이 연결되어 전달되는 현상이 나타났다. 이번 연구에서는 각 부위를 각기 다른 solid로 구성하여 각각의 변위나 응력이 접촉 조건으로 조절된다. 이를 보상하기 위해 상악의 골모델과 치아간의 접촉 조건은 이탈력 50N이 부여된 상호 접촉 조건으로 주어졌으며 치아와 RME 파트간은 완전 접촉 조건으로 부여되었다.

상악은 정면에서 하방의 치아 치조 부위로 갈수록 더 많은 확장을 나타내는 피라미드 형태의 확장 양상을 나타내었다. 이런 양상은 이전의 연구[4,11,16,35,36,37]들과 일치하는 것이다. Memikoglu와 Iseri[38]는 상악 기저골각에서 평균 3도 정도의 회전을 보고 하였으며 정면에서 상악 확장의 축은 전두비 봉합부로 알려져 왔다.[11,16]

이번 연구결과를 보면 전두비 봉합부 부위도 이동양상을 나타내므로 이보다는 약간 더 상방에 회전축이 존재할 것으로 생각되었다. 전후방적으로 상악의 치아 치조 복합체, 상악 기저골은 거의 좌우측이 평행한 형태로 이동되었다. 이전 연구는 상악골의 이개가 쐐기 형태를 이루며 전방부가 후방부에 비하여 더 많은 확장이 이루어진다고 하였다.[7,33] 또한 상악골 확장 후 교합면 방사선 사진을 채득 시 상악골의 전방부가 후방부에 비하여 더 많이 확장되어 표현된다. 이번 실험 결과에서는 미약하지만 RME로 직접적인 힘이 가해지는 제1대구치, 제1소구치와 인접한 치조골에서 가장 많은 측방 이동량을 나타내었으며 전방으로 가면서 힘이 감소하였다. 이는 미약하지만 전방부가 후방부에 비하여 적은 팽창을 나타내서 기존의 연구와 다른 양상을 나타냈다.

기존의 연구에서는 전방부가 후방부에 비하여 많은 확장이 있는 이유로 구개 확장의 주 저항요소가 상악골과 접형골의 pterygoid plate의 강력한 결합으로 설명하고 있다.[9,10,16] Timms[34]는 상악 확장 시 상악골과 두개골의 분리는 일어나지만 접형골의 pterygoid process는 접형골이 단일 골로 이루어져 있기 때문에 분리가 일어나지 못하고 외측으로 휨 현상만 나타난다고 하였다. 이번 연구에서는 상악골확장의 가장 주요한 저항요소는 골밀도가 높게 분포되어있는 zygomatic buttress 부위에서 나타났다. 물론 접형골의 pterygoid process에서도 저항이 관찰되었지만 zygomatic buttress에 비하여 적은 부분을 나타냈다. 골 밀도가 큰 zygomatic buttress는 회전중심으로 작용되어 전방부가 확장이 적고 후방부가 확장이 큰 상태로 나타났다. 이는 구강 모델을 이용한 악궁간 길이 연구에서도 나타난다. 기존의 연구에서 전방부의 봉합부가 후방부에 비하여 더 많이 확장된 것으로 보고되었음에도 불구하고 구치간의 확장이 전치부의 확장보다 더 많은 것으로 나타났다.[12,16,39] 이러한 확장 양식은 상악 확장 시 치아의 이동이 경사 이동의 형태도 표현되지만 골격의 확대로 인한 translation의 형태로 더 많이 표현된다는 데서 의미하는 바가 크다. 교합면 사진에서 전방부가 더 많은 확장을 나타내는 것은 정중 구개 부위가 전방부로 갈수록 더 교합면에 가까이 위치되어 있고 후방으로 갈수록 높이 위치되어 있으므로 이번 연구에서와 같이 전면에서 보았을 때 교합면이 더 많이 확대되는 피라미드 형태로 나타날 경우 전방부에서 약간의 더 적은 확대가 나타나도 동일하게 필름상에는 전방부가 확대된 형태로 나타나게 된다. 이전에 연구는 이러한 필름상에 나타난 현상을 고려하여 전방이 더 많은 확대를 나타낸 것으로 해석되었을 것으로 사료되었다. Kreb[4,5,6]의 임플란트를 이용한 연구를 보면 상악 견치 설측의 치조 돌기와 상악 구치 협측 infrazygomatic ridge에 금속 임플란트를 심어 확대 시 견치부 임플란트의 간격이 infrazygomatic ridge부위의 임플란트 간격보다 더 많은 확대를 보였는데 이는 견치 부위의 임플란트의 수직적 위치가 infrazygomatic ridge 부위의 임플란트보다 상대적으로 교합면부위에 위치하여 더 많은 이개량을 나타낼 수 있을 것으로 사료된다.

상악 최대 후방 이동은 ANS를 포함한 상악이 전방 치조골에서 0.917mm의 후방이동이 나타났는데, 이는 Iseri등[23]의 연구에서 나타난 2.1mm의

전방이동과 Jafari등[24]의 연구에서 나타난 0.85mm의 전방이동에서 차이를 나타내는 것이다. Iseri등[23]과 Jafari등[24]의 연구는 골 밀도를 고려하지 않고 디자인된 유한요소 모델을 사용하여 상악골의 pterygoid plate를 중심으로 하는 전방으로 회전을 보여주고 있다. 이번 연구에서는 골밀도를 고려한 유한요소 모델을 사용한 결과 zygomatic buttress를 중심으로 후방회전하여 상악 전방 치조골이 약간 후방으로 이동되었다. 이전의 방사선 연구는 상악골이 전하방으로 이동한다고 하였다.[40] 상악골의 확장이 일어나면 피라미드 형태를 나타내어 상악구치부의 정출을 나타낸다. 상악구치부의 정출은 하악골의 후하방 회전을 나타내게 되며 상대적으로 상악골의 전방이동으로 나타나게 된다. 방사선 연구에서 나타난 상악골의 전방이동량은 SNA각도 1.4도 정도의 양을 나타낸다.[41] 이 양은 방사선 상의 A point를 구분하는 과정 중에서도 오류로 나타날 수 있는 적은 양이다. 이번 연구에서도 상악골의 후방 이동량은 0.9-0.7mm로 상당히 적은 양이다. 이 양이 실제로 임상에서 나타난다고 하여도 방사선 연구에서는 거의 나타나지 않을 것으로 생각된다. Biederman[7]은 상악골의 전방이동을 나타내는 모식도에서 상악골의 후방부에 사각형으로 상악골 후방을 모두 덮는 지지조직을 표현하였다. 상악골 중앙부의 후방부는 구개골이 위치되며 이는 상악골 확장 시 동시에 확장되는 것으로 알려져 있다. 그러므로 상악골 중앙부위의 후방이동은 중앙부위의 골흡수 없이도 가능할 것으로 생각된다. 그동안 전치부의 반대 교합을 가진 환자에서 급속 확장술을 시행할 경우 반대 교합이 개선되는 것을 볼 수 있다. 이는 상악골의 전방이동과 하악골의 후방 회전으로 인한 것으로 알려져 있지만, 이번 연구에서 상악골의 후방이동 가능성이 제시되어져 하악골의 후방 회전과 이에 따른 새로 생성된 전치교합 간섭에 의한 상하악 전치부의 전후방 적응 양상에 대하여 고려해야 할 것이다. Zygomatic process의 중앙부위에서는 전방이동이 나타났으며 이는 Iseri등[23]의 연구와 동일하였다. 상악골 zygomatic process부위는 전후방으로의 이동 없이 안정된 위치를 나타내어 이를 중심으로 한 비상악 복합체의 전후방 회전이 일어남을 알 수 있었다.

Davis와 Kronman[36]은 상악골 확대시 구개부위의 수직적인 움직임이 존재하지 않는다고 하였다. Fried[40]와 Hass[15]는 상악골의 구개돌기 부위의 하방 이동이 나타난다고 하였다. Jafari등[24]는 전방부에서 더 많은 하방이동을 나타냈으며 Iseri등[23]는 후방부에서 더 많은 하방이동을 나타냈다. 본 연구는 상악골의 정중부위에서 하방으로 이동양상을 나타내었으며 전후방으로는 일정하게 하방이동이 나타났다.

Von Mises stress는 3차원 현상 한 점에서의 응력은 3×3 대칭 행렬 6개의 독립변수로 나타나게 된다. 한 점에서 6개의 값을 갖는 응력을 종합하여 대표값으로 표현한 것이다. 힘이 가해진 치아 주변과 zygomatic buttress 부위에서 가장 높은 하중을 나타냈다. 이는 골밀도가 높은 zygomatic buttress 부위에서 상악 확장 시 가장 큰 저항 요소로 작용하고 있음을 나타내는 것이다. 이전의 연구에서는 접형골의 pterygoid process와 zygomatic buttress에 많은 응력을 나타내었으며 특히 접형골의 pterygoid process에 더 많은 응력을 나타내어 상악 확장의 저항 요소로 익상돌기가 주요한 요소로 고려되었다. 하지만 봉합부의 성숙이 이루어져 수술의 도움을 받는 상악골 확장술의 경우 zygomatic buttress와 구개 봉합 부위만을 절단해 줌으로써 만족스러운 결과[42]를 보고하였다. 이번 실험에서 나타난 것처럼 상악골 확장 시 zygomatic buttress에 응력이 집중되어 나타나므로 이를 절단해 줌으로써 확장을 도와 줄 수 있을 것으로 사료된다.

최대 인장력은 힘이 가해진 치아 주위 치조골에서 가장 많은 압축력을 나타냈다. 실제 유한요소 모델에서는 치아 부위와 금속 부위에서 매우 높은 응력을 나타내지만 이 연구에서는 상악 복합체에 가해진 전이와 응력의 분포만을 구체적으로 표현하기 위하여 이들 부위는 가시화하지 않았다. 이들 부위는 상당한 견성을 나타내므로 전체해석에서 이들 파트가 가시화될 때 골 구조에 미치는 응력의 분포가 상대적으로 미약하게 표현되므로 이를 제거하여 표현하였다. 이 연구

에서는 상악골 복합체 모델의 scale이 상대적으로 크기 때문에 치주인대는 유한요소 모델에 포함되지 않았다. 이것은 이번 연구가 구치부로부터 치조골로의 국소적인 하중전달을 적절히 표현해주지는 못한다는 것을 나타낸다. 그러나 이 연구에서 초기의 응력으로 표현되는 RME에 의한 힘의 적용은 이번과 같은 연구에서는 전체적인 하중 전달에는 영향을 미치지는 않을 것으로 사료된다. 힘이 가해지는 짧은 순간 치주인대에 미친 응력의 형태는 치조돌기의 새로운 응력을 만들 것이나 하중 전달을 하는 거시적인 응력분포의 형태는 똑같이 유지될 것이고 전체적인 결과에는 유의성 있게 영향을 미치지는 않을 것이다.

이 연구에서 중심이 되는 주제는 정적인 문제였으나 치아와 골 그리고 금속 파트를 연결하는 부위에서 일률적인 하나의 solid를 파트로 구분을 둔 것이 아니라 각기 다른 파트를 붙인 형태로 접촉면이라는 비선형의 문제가 다루어지기 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 유한요소 연구에서 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.

유한요소법은 실험 모델의 파괴 없이 우리가 원하는 곳에서 이론적으로 계산된 응력과 이동량을 알 수 있는 실험법으로 임상 연구전에 시도할 수 있는 가장 적합한 방법이라 생각된다. 그러나 유한요소법은 인체를 직접적 실험 대상으로 삼는 것이 아니라 인체에 가장 가깝게 모델을 재구성하는 것이기 때문에 많은 오차가 나타날 수 있다. 아무리 정교한 모델링이라 할지라도 구성 요소 자체 및 조건에 오류가 있을 수 있고, 또 실제 인체내에서 일어나는 모든 것을 정확하게 표현하였다고 할 수는 없을 것이다. 또한 한명의 표본으로 실험한 결과를 일반적 모든 사람에게 적용하는 것은 다소 무리가 있다고 생각된다. 여기서 이용된 방법을 사용하여 각 개인에 맞는 유한요소 모델을 구성할 수 있지만 이는 구조체에 대한 응력분포만을 나타내주는 것으로 이에 따르는 조직학적 반응은 개인마다 다양할 수 있다. 유한 요소법은 우리가 단지 추상적으로만 예측하고 있는 현상들을 실제와 가장 가깝게 재구성하고 골의 반응을 시각적으로 관찰 할 수 있는 방법이라 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 HU 수치를 이용하여 24개의 물성으로 이루어진 보다 정밀한 유한 요소모델을 구성하여 RME의 효과를 보고자 하였다. 복잡한 구조를 가진 악골에서 유한요소분석은 구성된 물성, 모델의 밀도, 구조의 정밀성, 경계 및 하중조건에 따라 달라진다.

촬영된 CT 자료를 DICOM 형식으로 전환하여 이를 직접 3차원 영상프로그램(Mimics 9.01)으로 처리 후 3차원 입체영상을 제작하였다. CT 이미지의 gray scale을 나타내는 HU 값을 이용하여 생성된 입체모형에 망상골과 치밀골을 세분하여 나타내는 24개의 물성을 지정하였다. 생성된 RME 모델을 편측으로 5 mm 확장 후 생성된 힘에 따른 상악복합 유한요소 모델의 전이와 응력분포를 관찰하였다.

1. 상악복합체에 측방으로 5mm 급속확장을 시행하였을 때 상악골은 수직적으로 피라미드 형태로 확장되지만 좌우측으로 거의 평행하게 확장된다. 이러한 확장 양상은 비강에서도 나타난다.
2. 상악골의 zygomatic process와 frontal process의 후방, maxillary tuberosity를 중심으로 상악골의 상방부와 관골은 전상방으로 이동하였으며 상악골의 내측부분은 후하방으로 회전하

였다. 이로 상악골의 전방이동은 나타나지 않았다.

3. 확장시 최대 압축응력은 골밀도가 치밀한 zygomatic buttress부위에서 나타났으며 접형골의 lateral pterygoid plate는 이보다 적은 응력을 나타냈다. 중앙부인 서골과 구개골의 perpendicular plate, 접형골의 medial pterygoid plate은 인장력을 나타냈다.

참 고 문 헌

1. Angell. The permenant or Adult teeth. San Fran Med Press 1860;20-30:145-50.
2. Schroeder BG. Der normale Biss im leptoprosopen and chamae prosopen Gesichtsschadel, etc. Des 5th intern kong berlin: 185-90.
3. Mela, B. Uber Spring der Gaumennah. Fortschr Orthodontik 1933;3:155-62.
4. Krebs AA. Rapid maxillary expansion of midpalatal suture by fixed appliance. An implant study over a 7 year period. Transactions of European Orthodontic Society; 141-142.
5. Krebs A. Expansion of the midpalatal suture studied by means of metallic implants. Eur Orthodon Soc Rep 1958;34:163-71.
6. Krebs A. Expansion of the midpalatal suture studied by means of metallic implants. Acta Odontol Scand 1959;17:491-501.
7. Biederman W. An hygienic appliance for rapid expansion. J pract Orthod 1968;2:67-70.
8. Korkhaus G. Discussion of Report: A review of orthodontic research. Int Dent J 1953;3:356.
9. Isaacson RJ, Ingram AH. Force produced by rapid maxillary expansion Part 1. Design of the force measuring system. Angle Orthod 1964;34:256-60.
10. Isaacson RJ, Ingram AH Force produced by rapid maxillary expansion Part 2. Force present during treatment. Angle Orthod 1964; 34 : 261-70
11. Hass AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. Angle Orthod 1961;31:73-90.
12. Hass AJ. Palatal expansion: Just the beginning of dentofacial orthopedics. Am J Orthod 1970;57: 219-55.
13. Dubravko P, Dalibor V. Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography. Am J Orthod 1984:498-507.
14. Montgometry W, Vig PS, Staab EV, Matteson SR. Computed Tomography: A Three-dimension study of the nasal air way. Am J Orthod 1979;76:363-75.
15. Hass AJ. The treatment of maxillary deficiency by opening the mid-palatal suture. Angle Orthod 1965;35:200-17.
16. Wertz RA. Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. Am J Orthod 1970;58:41-66.
17. Kudlick EM. A Study utilizing direct human skulls as models to determine how bones of the craniofacial complex are displaced under the influence of midpalatal expansion. Rucherford. Newjersey 1973.
18. Chaconas SJ., Capto AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. Am J Orthod 1982:492-501.
19. Kim JY, Son BH. Finite element analysis about influences that affected by Reverse Headgear in maxilla. Kor J Orthod 1985;15:7-21.
20. Lee YI, Cha KS, Joo JW, Lee JW. The finite element study about stress distribution according to the degree of tip back of Multiple Edgewise Arch Wire. Kor J Orthod 2000;30:127-42.
21. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K et al. 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.
22. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y et al. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. J Biomed Eng 1988;10(3):246-52.
23. 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.
24. 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.
25. Holberg F. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base-an FEM-analysis. J Orofac Orthop 2005;66:54-66.

26. Miyasaka HJ, 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;21:343-48.
27. Cattanneo PM, Dalstra M, Frich LH. A Three dimensional finite element model from Computed Tomography data: a semi-automated method: Proc Instn Mech Engrs 215: 203-13.
28. Cattanneo PM, Dalstra M, Birte M. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod 2003;123:367-73.
29. Esses SI, Lotz Js, Heyes WC. Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single energy quantitative computed tomography. J Bone Mine Res 1989;4:715-21.
30. Harp JH, Aronson J, Holis M. Non invasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by computed tomography scans. Clin Orthop 1994;301:42-8.
31. Cho BJ, Son BH. stress distribution and displacement in maxilla after RME: Finite element study. Kor J Orthod 1985;15:43-54.
32. Bjork A, Skieller V. Growth in width of the maxilla by implant method. Scand J Plast Reconstr Surg 1974;8:26-33.
33. Bishara S, Staley RN. Maxillary expansion: Clinical implication. Am J Orthod 1987;91:3-14.
34. Timms DJ. A study of basal movement with rapid maxillary expansion. Am J Orthod 1980;500-7.
35. Cleall JF, Bayne D, Posen J, Subtelny JD. Expansion of the midpalatal suture in the monkey. Angle Orthod 1965;35:23-35.
36. Davis WM, Kronman JH. Anatomical changes induced by spliting of the midpalatal suture. Angle Orthod 1969;39:126-32.
37. Memikoglu TUT. Iseri H. Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. Angle Orthod 1999;69:251-56.
38. Memikoglu TUT. Iseri H. Three dimensional dentofacial changes with bonded and banded rapid maxillary expansion appliance. European J Orthod 1994;16:342.
39. Bell RA, Lecomte EJ. The effect of maxillary expansion using a quardhelix appliance during the deciduous and mixed dentition. Am J Orthod 1981;79:152-61.
40. Fried KH. Palate-Tongue reliability. Angle Orthod 1971;61:308-23.
41. Doruk C, Bicakci AA, BAsciftici FA et al. A Comparison of the effects of rapid maxillary expansion and Fan type rapid maxillary expansion on dentofacial structure. Angle Orthod 2004;74:184-94.
42. Kennedy JW, Bell WH. Osteotomy as an adjust to rapid maxillary expansion. Am J Orthod 1976;70:123-37.

Correspondence to : Dong-Hwa Chung, D.D.S., M.S.D.Ph.D.
Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shin-Bu, Cheonan, Chung-Nam, South Korea
fax: 041 550 1943 abeh@dankook.ac.kr

- ABSTRACT -

Stress Distribution following Rapid Maxillary Expansion using Different Finite Element Model according to Hounsfield Unit Value in CT Image

Byung-Sun Yoon, Kyung-Suk Cha, Dong-Hwa Chung

Department of Orthodontic Dentistry, Graduate School, Dankook University

With rising prevalency of mouth breathing children caused by developing civilization and increasing pollution, there are many maxillary transverse discrepancy patients with undergrowth of maxilla. For improving this, maxillary mid-palatal suture splitting was often performed. The purpose of this study was to analyse the stress distribution on the craniofacial suture and cranium after rapid maxillary expansion by finite element model. The boy(13Y6M) was chosen for taking computed-tomography for finite element model.

Three-dimensional model of maxilla, first premolar, first molar, buccal and lingual part of rapid maxillary expansion were constructed.

1. The alveolar bone adjacent to the first molar and the first premolar that was affected directly by rapid maxillary expansion was displaced laterally approximately 4.04mm at maximum. The force decreased toward anterior region and frontal alveolar bone displaced laterally about 3.18mm.
2. A forward maximum displacement was exhibited at zygomatic process middle region.
3. At maximum, maxillary median part experienced 0.973mm downward repositioning and 0.65mm upward repositioning at lateral alveolar bone.
4. Von mises stress was observed the largest stress distribution around teeth and zygomatic buttress.
5. The largest tensile force was observed around alveolar bone of teeth, while compression force was observed at zygomatic buttress.

Key word: computed tomography, finite element model, hounsfield unit, rapid maxillary expansion, stress distribution