골격적 성숙도의 차이에 따라 RME 사용시 나타나는 상악골 복합체의 변화

단국대학교 치과대학 교정학실

한순기·정동화·차경석

Ⅰ. 서 론

악골에 있어서의 성장 이상은 악골 자체뿐만 아니라 이와 연관된 인접골, 그리고 악안면 전체의 부조화로 나타날 수 있다. 그 중 상악 열성장은 수평적 부조화와 더불어 비정상적 수직 성장량에서의 이상, 그리고 이와 연관된 전후방적인 부조화를 같이 나타낸다. 1860년대 Angell[1]에 의해 급속 상악골 확장술이 제안되었고 이는 상악골의 확장과 함께 상악치열의 전방이동에 의한 수평적 부조화의 해결을 위한 치료의 기초가 되었다. 상악골 확장은 성장의 시기, 확장 속도, 힘의 크기에 따른 많은 연구가 이루어져 왔다. 이와 함께 상악골의 전방 견인에 의한 이동에 대한 연구 또한 활발히 이루어져 상악골 열성장에 의한 수평적 부조화에 대한 치료법의 발전과 성과가 얻어져 왔다.

현재에 사용되는 Hyrax 형태의 급속 상악골 확장술은 강력한 횡적 힘을 고정원인 상악 치아에 가해 주어 정중면에서 두 상악골을 효과적으로 분리시킨다. 확장된 상악골 기저부의 경화는 4-6개월 정도 진행하며 동시에 전치부의 이개는 screw가 활성화된 양의 약 반 정도 나타나며[2] 이는 횡중격 섬유의 탄성력과 구륜근의 힘에 의해 회복되어진다. 봉합부 이개의 정도는 Korkhaus[3]와 Krebs[4-6]의 연구에서 스크류의 활성으로 10mm 정도까지 확장되었을 때 평균 15-50N의 힘이 상악골에 전달된다고 보고하였다. Isaacson[7]은 100N이상으로 여러 번 활성이 이루어져 상악을 확장한다고 하였다.

Kreb[4-6]은 suture의 확장량이 치아 부위의 확장량보다 크고 전치부의 확장량이 구치부의 확장량보다 크다고 하였다. 또한 분리된 상악골이 시상면과 종단면에서 회전한다고 하였다.

복잡한 신체 구조에 대한 응력 분포를 연구하기위해 1982년 Chaconas[12]는 광탄성 연구법을 사용하였으며 Vukicevic[13]은 laser holographic interferometry 방법을 통하여 응력이 가해지는 동안 상악 회전 운동을 보고하였다. Tanne[14]등의 연구는 nasomaxillary complex에서 FEM의 3차원적 저항 중심점을 밝히기 위한 것으로 Pterygomaxillary fissure의 superior ridge를 지나게 힘을 적용 시 복합체는 전방 이동과 시계방향 회전을 한다 하였다. 이러한 연구 방법의 발전으로 생역학적 연구에서 복잡한 악골의 형태적 특징과 다양한 조건을 손쉽게 구성할 수 있는 유한요소 분석이 교정학 분야에 도입되었다.

연령에 따른 치료 효과에 대해서 Baydas[9]등은 급속 구개 확장시 횡적 골격적 변화는 성장기에서 lateronasal 폭경과 상악골 폭경 등이 25% 증가 효과가 있으며 장기적 관찰시 상하악 간의 전후방 상하적 변화는 성인에서 적게 나타난다 하였다. 1989년 remmelink[10]등은 약한 구개 봉합을 가진 소아에 상악골 시상면 확장 실험에서 전치부 치근의 순측 이동과 상악결절의 위치 이동을 언급하였는데 시상면의 팽창은 premaxillo-maxillary 톱니성 봉합이 깨짐으로 일어난다 하였다.

Korbmacher[11]등은 독일 교정학계의 국가적 임상 기준을 위해 487명의 횡적 부조화를 가진 성인 환자를 대상으로 한 구개 확장 장치에 의한 구개 확장 후의 임상적 측모 연구에서 나이는 전통적 급속 구개 장치의 한계였고 수술에 의한 처치를 고려해야 한다 하였다.

본 연구에서는 CT로부터 얻어진 이미지를 3차원 영상 재구성 프로그램인 Mimics 10.01 (Materialise, Belgium)을 이용하여 소아와 성인의 3차원 모델을 형성하였다. 이로 소아와 성인의 각기 24개의 물성을 가지는 보다 정확하고 두경부의 형태의 다양함과 복잡함이 표현된 두개의 유한요소 모델을 만들어 이에 따른 RME 효과를 비교해 보고자 하였다. 복잡한 구조를 가진 악골에서 그 물성을 어떻게 표현하는가와 구조를 얼마나 정밀하게 재현하는가에 따라 RME의 효과 또한 다르게 표현될 것이며 더욱이 연령 차에 따른 비교 연구는 더 많은 의미를 가질 것이라 생각된다. 저자는 이전의 연구들에서 두개상악 복합체의 밀도와 물성을 재현한 방법보다 더 다양한 조건을 적용한 개선된 각 악골 성숙도의 차이를 갖는 유한요소 모델을 고안하고 생성하여 얻은 결과를 비교함으로써 결과의 신뢰도를 높일 수 있었다.

Ⅱ. 연구 대상 및 방법

1. 연구 대상

이 연구는 단국대학교 치과대학병원 교정과에 내원한 환자 중 전산화 단층사진(CT) 촬영을 시행한 환자 중 9세 2개월 된 아동 환자와 20세 성인 환자를 대상으로 하였고, 발치나 교정치료의 경험이 없고, 결손치나 심한 총생이 없으며 안면 좌우대칭의 소견을 보였다.

2. 연구 방법

1) 전산화단층사진 촬영

연구대상자를 눕혀 Frankfort horizontal plane(FH 평면)이 바닥에 수직이 되도록 전산화 단층촬영 장치(Light Speed Volume Computed Tomograph, 64channel, Gerneral Electronics. USA)에 위치시키고 안면의 시상 중앙 정중선이 촬영 장치의 장축과 일치되게 한 후 하악골이 포함되도록 두개악안면 부위의 촬영을 시행하였다. 조건은 gantry의 각도가 0°, 120kV와 auto mA였으며 0.625mm thickness, slice pitch 3, scanning time 4초, 시야(Field of view) 250mm였다. 이에 의해 0.625mm의 slice thickness DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)영상정보를 구성하였다.

2) 3차원 유한요소 model의 제작

전산화 단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 개인용 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램(Mimics 10.01, Materialise's interactive Medical Image Control System, Materialise, Belgium)을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다. CT상에서 gray scale을 표현하는 수치인 Hounsfield Unit(HU) 값을 일반적인 골밀도인 250에 맞추어 전체적인 골격을 불러들이는 masking 작업을 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 픽셀을 제거 후 새로운 영역 (상악) 만을 지정하여 3차원 재구성 하였다. 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. Mimics 상의 “cut” 이란 방법을 이용하여 상악만 분리된 모델을 다시 간소화 시켰다. 좌우측은 대칭적이란 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로, 상방 경계는 FH 평면에 평행하게 frontonasal suture 고경에서 수평으로 자른 면으로, 후방경계는 mastoid process 전방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다.

생성된 3D object를 volume meshing을 하기 전에 surface remesh 작업을 통해 삼각형의 수를 줄

이고 최적화하였다. 여러 가지 질을 높이기 위한 이용 가능한 변수가 존재하는데 여기서는 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

그리고 Patran program(MSC Software) 실행 시 에러가 날 수 있는 부위인 intersecting triangle을 제거하고 확인하였다. 3D object를 Mimics에서 FEA pre- and post-processor인 Patran program (MSC Software)으로 export하여 volumetric mesh를 형성한다. FEA preprocessor에서 다시금 export하여 Mimics로 volumetric mesh가 완료된 remeshed object를 다시 불러내었다. 여기서 형성된 3차원 모델의 구성요소와 절점은 Table 1과 같다.

3) 물성의 부여

상악은 망상골과 치밀골로 이루어져 있으며 기계적인 성질의 정확한 표현을 위해서는 각기 다른 골에 대해 다른 물성을 주어야 한다. 여기에서 소개되는 물성치의 실제적 설정법은 Cattaneo[8]의 방법에 따라 다음과 같이 주어지게 된다. 이미 알려져 있는 HU와 명백한 골의 밀도의 관계와 골의 밀도와 Young's modulus와의 관계를 이용하여 실제적인 국소화된 HU 분포에 따라서 각기의 골요소는 Young's modulus를 얻는다. 이러한 방법은 25MPa(가장 낮은 밀도를 가지고 있는 해면골)에서부터 22GPa(가장 높은 밀도를 가지고 있는 피질골)까지 다양한 Young's modulus를 나타내게 된다. 각각의 골요소의 포와송비는 Young's modulus 25MPa인 경우에서 0.3 그리고 22GPa인 경우에서는 0.2로의 선형적인 증가의 관계에 기초하였다.

각기의 Apparent density에 해당하는 HU 값이 Esses[18] 와 Harp[19]의 연구로부터 얻어졌다. CT 이미지 상의 HU 값이 816보다 같거나 작은 경우는 망상골을 위한 물성을 따르며 HU 값이 816이상인 경우로 치밀골을 위한 물성을 따른다. Cattaneo[8]의 방식으로 만든 표로부터 HU값을 역산하여 look up file을 만들어 각 HU 값에 해당하는 Young's modulus와 Poisson's ratio를 입력하여 모두 24가지 범주의 물성치가 기입된 volume mesh가 완성되었다. 위에서 설명한 골의 밀도에 기초한 24 개의 물성을 갖는 모델이 제작되었다.

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 다음의 3가지 요소로 구성되어져 있다.

1) 24개의 물성으로 이루어진 상악모델
2) 제1대구치와 제1소구치
3) RME

이들 3개의 부분들은 각기 Nastran 파일형식 확장자인 “out”으로 저장되어 Patran에서 각기 읽혀져 합체하게 된다. 이 연구에서 사용된 유한요소는 Tetrahedron(solid 72)였다.

4) 경계조건 및 전방 견인력

경계조건은 모델의 상부를 X, Y, Z축 방향으로의 이동을 고정하였으며, X축을 따라 대칭으로 설정하였다. RME 설측 부위의 정중부를 측방으로 5.0mm 이동시켜 RME의 치료 시 이동양을 설정하였다. 이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 Solid

Table 1. Number of elements of adult and preadolescent objects in finite element model

	Maxillary complex	First molar	First premolar	RME
No. of Elements (Adult)	466839	5573	3847	1918
No. of Elements (Preadolescent)	466021	5799	3199	1739

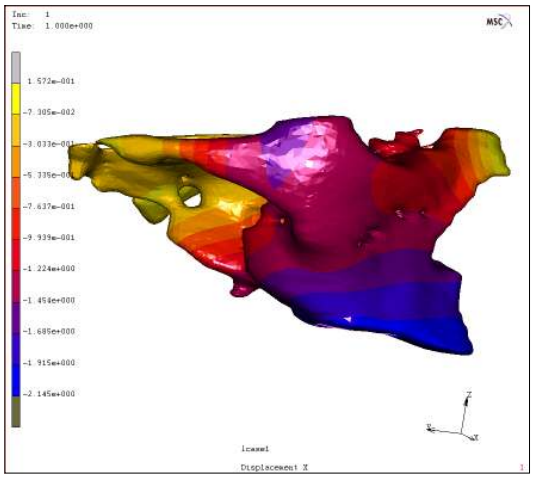


Fig. 1. 3D representation of displacement on X direction in preadolescent. (mm)

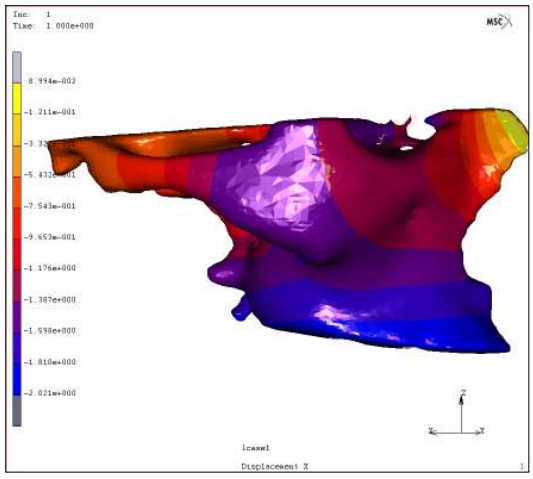


Fig. 2. 3D representation of displacement on X direction in adult. (mm)

로 보고 각 부분으로 나누어 각기 다른 물성들을 주어졌던 것에 반해 이번 실험에서는 각기 3개의 부분들은 합체하여 접촉 조건을 주었다. 각 부분이 각기 다른 Solid로 구성하여 각기의 변위나 응력이 접촉조건으로 조절된다. 상악의 골모델과 치아간의 접촉 조건은 이탈력 50N이 부여된 상호접촉조건으로 주어졌으며 치아와 RME 부분 간은 완전접촉조건으로 부여되었다. Solver는 Nastran 계열의 비선형 분석도구인 Marc(MSC Software)를 사용하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 횡단면에서의 이동량(X축 이동량)

횡적인 팽창량을 나타내는 X축에서의 측방 이동량을 관찰한 결과 소아에서의 이동량은 치조골부에서 2.145mm로 최대 측방 이동량을 나타냈고 상부로 갈수록 이동량이 점차 감소되면서 나타났다. 성인의 변화 역시 소아에서와 유사하게 치조골부에서 2.028mm로 가장 큰 측방 이동량을 보이며 상부로 갈수록 감소되며 나타났다. 최대 측방 이동량은 소아가 성인에서 보다 크게 나타났으며 최대 측방 이동량을 나타내는 면적은 소아와 성인 모두에서 전치 치조골부가 구치 치조골부 보다 넓은 범위로 나타났다 (Fig 1, 2).

2. 시상면에서의 이동량(Y축 이동량)

전후방적 이동을 나타내는 Y축에서의 이동량을 관찰한 결과 소아에서는 관골 중앙부, ANS에서 nasalis ala를 상부경계로 하여 그 하방 전치부 치조골의 전방 이동이 0.389mm로 가장 크게 나타났으며 성인에서는 관골 중하방, ANS와 A point 그리고 전치 치골부의 이동이 0.356mm로 가장 크게 나타났다. 성인은 전방 이동량이 소아보다 적었으며 전방이동을 나타내는 부위의 면적 또한 소아의 경우 보다 적었다. 특히 치조골부에서 성인은 거의 균일한 전방 이동량을 보이고 있으나 소아에서는 구치 지조골부로 갈수록 전방 이동량이 점차 줄어들어 상악 결절부와 pterygoid plate부는 0.015mm의 상대적으로 적은 전방 이동량을 보이고 있다. 그 외의 비골 및 안와를 구성하는 대부분 골의 변위는 나타나지 않았다 (Fig 3, 4).

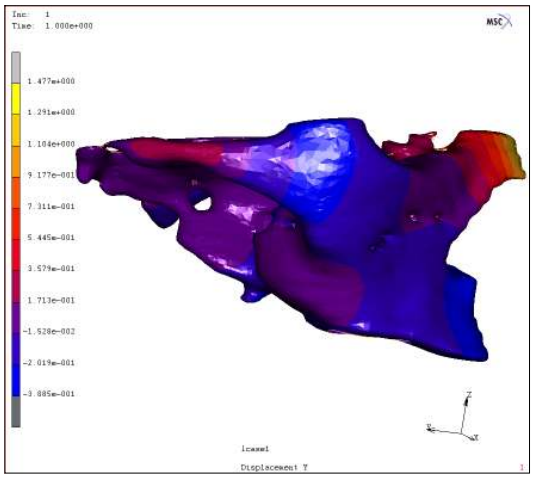


Fig. 3. 3D representation of displacement on Y direction in preadolescent. (mm)

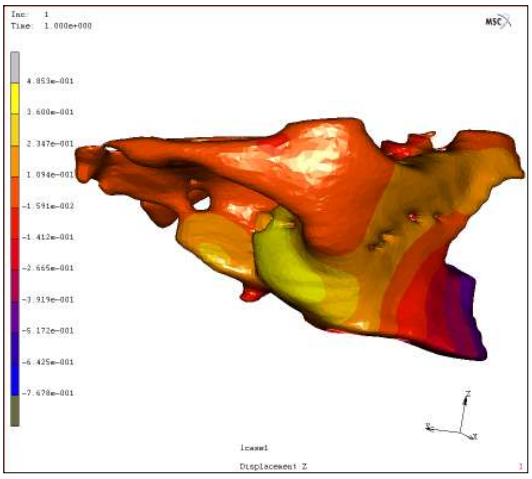


Fig. 5. 3D representation of displacement on Z direction in preadolescent. (mm)

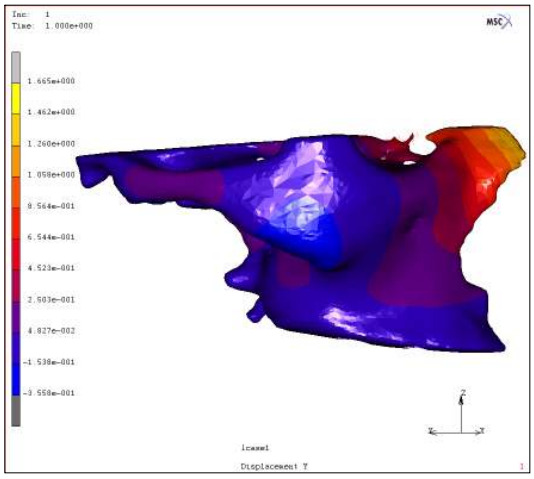


Fig. 4. 3D representation of displacement on Y direction in adult. (mm)

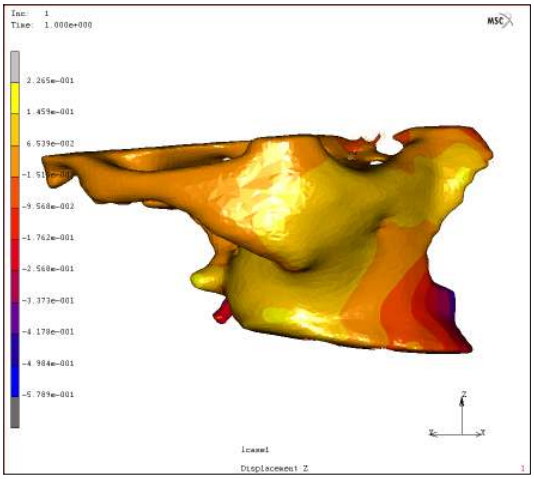


Fig. 6. 3D representation of displacement on Z direction in adult. (mm)

3. 수직면에서의 이동량(z축 이동량)

상하 이동을 나타내는 Z축에서의 이동량을 관찰한 결과 소아에서 상하 이동은 ANS에서 0.768mm로 최대 하방이동을 나타냈고 후방으로 가며 점차 하방 이동량이 감소하여 상악 결절의 이동은 보이지 않았다. 성인에서도 역시 ANS 부위와 A point에서 0.498mm의 최대 하방 이동량을 보이며 후방으로 가며 점차 하방 이동량이 감소하였다. 성인의 하방 이동의 면적과 이동량은 소아에 비해 현저히 작게 나타났다 (Fig 5, 6).

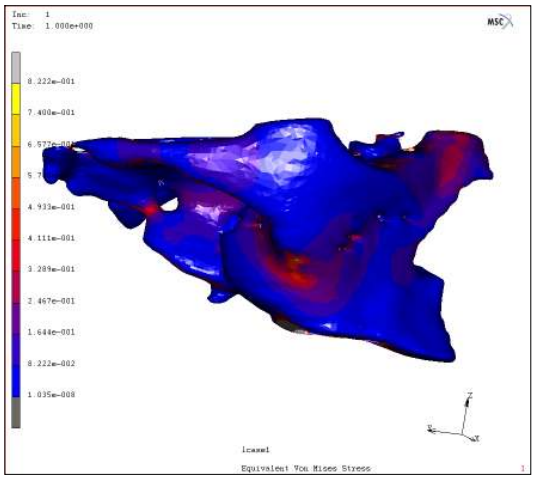


Fig. 7. 3D representation of Vonmises stress in preadolescent

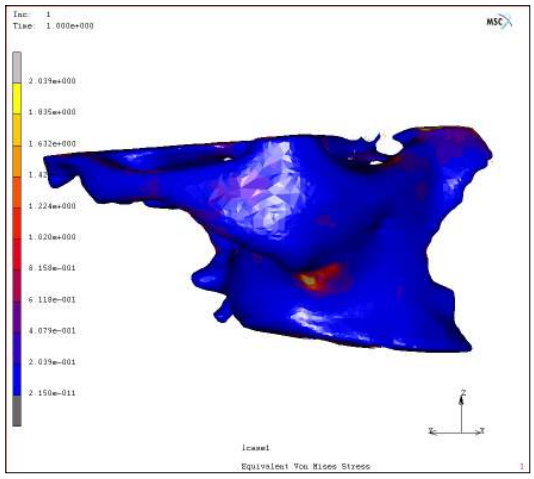


Fig. 8. 3D representation of Vonmises stress in adult

4. Von mises stress 결과

전반적인 하중의 강도를 표현해주며 분포는 전체 하중 전달을 표현하는 Von mises stress를 관찰한 결과 소아에서 급속 확장 시 최대 압축 응력은 zygomatic buttress 부위와 maxilla의 frontal process 종단 누골부, 안와저와 접형골의 lateral pterygoid plate에서 집중되어 나타났다. 성인에서 최대압축응력은 zygomatic buttress 부위, maxilla의 frontal process 종단 누골부, 안와저에서 성장 중인 소아보다 적은 면적과 큰 응력으로 표현되었다 (Fig 7, 8).

Ⅳ. 총괄 및 고안

급속 구개 확장 장치의 효과를 정확하게 이해하기 위해서는 힘이 생체에 미치는 영향에 관한 생역학적 연구뿐만 아니라 힘이 전달되는 과정과 힘에 의한 응력의 분포를 정량화하여 힘의 체계 즉 크기, 작용점 방향, 기간 등에 대한 정확한 이해가 필요하다. 급속 상악 확장 장치에 대한 비상악 복합체의 생역학적 반응을 연구하는 시도는 여러 연구들에 의하여 시행되어져 왔다. 대표적으로 광탄성, Strain gauge, laser holograph 등을 사용한 연구들이 주류를 이루었으나 이들 방법은 생체구조의 내부에서 일어나는 정량적 응력분포와 변위를 알아보는데 한계를 갖는다. 그러나 현재는 인체골격 특히 복잡한 악골의 형태적 특징, 변위와 조직 내부의 응력 분포까지 연구 할 수 있는 유한요소 분석이 생역학 분야에 널리 이용되고 있다.

상악골에 대한 악정형력은 치아에 가한 힘이 상악골 및 주위 안면골에 전달되어 안면골의 형태 및 위치의 변화를 초래하는데 상악골과 주위골은 봉합선에 의해 복잡하게 연결되어 있으므로 어떤 변화를 야기할지 예측하기 힘들다. 유한요소법은 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고, 역학적 특성이 다른 여러 재료로 구성된 탄성복합체를 그 구성 재료의 특정 상수를 이용하여 서로 연결시킬 수 있으며, 특히 자세한 측정을 요하는 부위에서는 작은 요소로 분할하여 내부응력의 크기와 방향을 세밀하게 측정할 수 있다. 또한 고체 역학적 구조물 뿐 만 아니라 생체 역학적 분석에서도 효과적으로 응용할 수 있는 방법으로 최근 임플란트 및 교정학 연구 분야에 널리 응용되어 사용되고 있다.

본 연구에서는 CT scan 자료로부터 상악복합체의 유한요소 모델을 형성하는 방법을 소개 하

였다. 두개상악 복합체의 급속 확장 시 유한요소법적 연구는 급속 상악골 확장에서 응력과 변형의 분석에 매우 유용하며 실제 형태를 컴퓨터에서 모델화하여 조건을 부여하는 가상 실험이다. 이 실험의 정확성은 모델의 정확성에 의해 얻어지며 많은 연구들에서 수많은 변수에 대한 적용과 정확도에 대한 개선이 있어 왔다. 두개 상악 복합체 가상 모델의 구성 시 고려해야할 변수로는 골 두께, 골질, 탄성력 등과 확장 실험 시 하중, 구속조건, 물질상수들이 있으며, 이러한 변수들을 고려하여 기하학적 해부학적으로 이상적인 복합체를 만들어 내어야 분석 결과에 대한 해석을 정확히 할 수 있다.

CT 이미지 상의 gray scale을 표현하는 Hounsfield Unit(HU) 수치는 대상체를 통과한 방사선의 감쇠 정도를 나타내는 수치로써 대상체가 갖는 밀도를 표현하는 단위로 사용되어 영상 프로그램을 통해 표현될 수 있다. 본 연구에서 HU 수치를 이용하여 소아와 성인 골을 치밀골과 망상골로 나누었다. HU 수치에 비례하여 물성치를 대입할 경우 치밀골의 물성을 너무 높게 나타낼 수 있으므로 Cattaneo[8]의 공식에 따라 치밀골과 망상골에 각기 다른 비례식을 적용하였다. 그에 따라 24가지 물성을 가진 비상악 복합체 모델을 형성하였다.

그러나 그 동안의 연구는 요소의 수나 물성에 있어 성인과 소아를 비교하기 힘들었다. 1998년 Iseri[17]등의 유한요소법적 구개확장분석은 2,439개의 독립요소를 구성하였는데 해부학적 복합구조물에 대한 기하학적 정확도는 불충분하였다. 2003년 Jafri[15]등은 유한요소모델을 6,951개의 요소를 적용하여 구성하였는데 두개저 골 복합체를 구성하는 각각의 골에 대한 분석에는 여전히 충분치 않았다. 반면 2005년에 Holberg[16]는 75,209 절점과 41,556의 사각형 요소로 구성된 모델을 통해 두개저 복합체의 소아와 성인을 비교분석 하였다. 비록 Holberg가 이전에 비해 더 많은 요소수를 가지는 모델을 만들었지만 여전히 물성은 성인과 아동의 단순한 이분법적인 적용을 하였다.

본 연구는 요소수나 물성에 있어서 이전 연구에 비해 많은 요소수와 물성을 갖는 개선된 모델을 이용하여 상악골의 변화를 연구하였다. 소아와 성인의 모델의 정밀성을 확보하기 위하여 CT 스캔에서 얻어진 데이터에서 직접적으로 모델을 형성하는 방법을 사용하였다. CT 데이터에서 직접 모델을 형성할 때 너무 많은 요소 수를 갖는 모델을 형성하게 되므로 지금 개발되어 있는 컴퓨터에서 처리하기에 부족함이 있었다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 좌우측 대칭이라는 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로, 상방 경계는 frontonasal suture 고경에서 FH 평면에 평행하게 자르고 후방 경계를 mastoid process 전방에서 수직으로 잘라 모델을 간소화시켰다. 상악 모델은 소아에서 466,021개, 성인에서 466,839개의 요소로 구성되어 이전 Horberg의 연구[16]보다 월등히 증가된 요소 수를 가지고 있다. 치아는 성인의 제1대구치 5,573 개, 제1소구치 3,487개와 소아의 제1대구치 5,799개, 제1소구치 3,199개의 요소가 각각 적용되었다.

기존의 연구에서는 전방부가 후방부에 비하여 많은 확장이 있는 이유로 구개 확장의 주 저항요소가 봉합부 자체가 아니라 상악골과 접형골의 pterygoid plate의 강력한 결합임을 설명하고 있다.[20-22] Melsen[23]은 조직학적으로 두개골과 상악골, 접형골의 pterygoid process가 강한 골격 결합을 이루고 있어 이의 분리가 힘들다고 하였다.

상악 최대 측방 이동은 A를 포함한 상악의 전방 치조골에서 소아의 경우 2.145mm 그리고 성인의 경우 2.028mm의 측방 이동이 나타났는데 이는 Iseri등[17]의 연구에서 나타난 2.1mm의 비슷한 측방 이동과 Jafari등[15]의 연구에서 나타난 0.85mm의 측방 이동에서 차이를 나타내는 것으로 이전 연구와 이동량에 차이를 보여 주었다. 이러한 연구 결과가 이전의 연구와 다른 골밀도의 차이인지 아니면 구조에서의 세밀한 표현 때문 인지는 추후의 연구가 필요하다 하겠다. 측방의 이동에 있어 악골 확장이 일어나면 봉합의 확장 양상이 마치 피라미드 형태를 나타내어 상악구치부에서는 정출의 경향을 나타낸다. 상악구치부의 정출은 하악골의 후하방 회전을 나타내게 되며 상대적으로 상악골의 전방 이동으로 나

타나게 된다. 소아에서 ANS와 상악결절에 이르는 상악골의 하부에서의 이동량은 성인의 경우에 보이는 익상돌기를 이은선의 아래 상악골부에서의 이동량과 유사하였고 RME 측방확장이 상악골 하방에 미치는 효과를 예측할 수 있게 하였다. 관골중앙 상부, 상악골의 ANS에서 상악결절을 이은선의 상부와 nasal choncha 중앙에서 익상 돌기부를 잇는 선을 경계로 하는 상악골부위에서의 이동은 Jafri[15]의 연구에서 보여준 두개저부의 이동과 nasal septum 전방부에서의 이동과 같았다.

그 외 소아에서 zygomaticomaxillary suture 후방부에서 관골궁 중앙부까지의 관골부에서의 이동은 성인의 관골 이동 양상과 많이 다른데 이는 골 봉합부의 성숙도 때문으로 생각되어진다. 이것은 Bishara[24]의 13세에서 15세 전 환자를 대상으로 한 상악골의 확장연구와 비슷한 결과를 보이고 있다. 비골부위를 포함하지 않는 안와저부의 이동이 적은 것은 Horberg[16]의 소아와 성인의 급속확장 연구에서 말한 두개저부의 적은 확장양태와 같다.

소아의 전후방적 이동을 보면 관골궁 후방, ANS에서 naslais ala를 상부경계로 하고 그 아래 전치부 치조골까지에서 전방이동은 0.3885mm으로 가장 크게 나타났다. 성인은 관골궁 하방, ANS와 A점 그리고 전치 치조골부에서 0.3558mm으로 나타나며 소아보다 적은 부위에서 보여졌다. 소아에서 견치부에서 구치부까지와 그 상방 관골 전부위의 이동은 성인에서보다 크게 나타나고 있다. 이것은 두개 상악 복합체의 확장량에 봉합부의 골화 정도가 어느 정도 영향을 미침을 나타낸다.

소아는 상악 결절부외 pterygoid plate부위에서 0.01528mm의 적은 후방 이동이 특이하게 나타났다. Baydas[9]등의 연구에서 보고한 연령에 따른 변화와 같은 결과를 보여주고 있다. 소아는 상악골의 frontal process에서 적은 후방 이동이 보여졌으며 성인에서도 유사하였다. 그 외의 비골 및 안와를 구성하는 대부분의 골에서 변위는 나타나지 않았다. 소아에서 상악 결절을 중심으로 상악골의 상방부와 관골 후방부분은 전방으로 이동하였으며 상악골의 내측 부위는 후방으로 회전하였다. 이로 인해 상악골의 전방 이동은 나타나지 않았다.

이번 연구에서는 성인과 소아 모두에서 하방 운동 양상을 보여 Fried[25], Hass[26], Jafari[15]의 연구와 같은 소견을 보였다. 소아에서 상하 이동은 ANS에서 A pooint와 전치 치조골 부위에서 직하방 이동이 보였으며 그 후방의 견치부에서 nasalis 부위에 이르는 골체에서 하방 이동을 보였다. 소아에서 수직적 변화의 양상은 전치부의 하방 이동이 크게 나타났으며 전체적으로 전하방으로의 회전 소견이 나타났다.

성인에서 ANS 부위와 A point의 하방 이동이 보이고 그 후방부 nasalis alar와 견치부에서도 하방 이동을 나타내었다. Nasalis transverse 부위에서 견치 소구치부에 이르는 골은 하방 이동을 보이고 Maxilla의 frontal process 에서 소구치부위에 이르는 골체와 관골궁 중앙에서 그 후방부 또한 하방 이동이 보여 졌다. Fried[25]와 Hass[26]의 연구에서는 상악골의 구개돌기 부위의 하방 이동이 나타난다고 하였으나 이번 연구에서는 치조골 부위의 이동이 컸다. 다른 한편 Davis와 Kronman[27]의 연구에서는 상악골 확대 시 구개부위의 수직적인 움직임이 존재하지 않는다고 하여 본 연구와는 다른 견해를 보였다.

소아에서 확장 시 최대 압축응력은 zygomatic buttress 부위, Frontal process of Maxilla의 종단, 누골부위, 안와저부골체부와 접형골의 lateral pterygoid plate등에서 크게 집중되어 나타났으며 그 주변에서는 보다 적은 응력이 나타났다. 성인에서 최대압축응력은 소아와는 다르게 zygomatic buttress 부위, Frontal process of Maxilla의 종단과 누골부위, 안와저부골체부에서 적은 면적으로 나타났으며 접형골의 lateral pterygoid plate에서는 응력이 집중되지 않았다. 응력점 분포의 결과는 소아는 성인보다 넓게 나타나며 힘의 크기도 작았다. 이는 급속확장의 시기가 성장기이어야 하는 주장에 힘을 실어주고 있으며 성인의 급속구개 확장이 심각한 합병증을 유발 할 수 있다는 것이다. 그에 따라 상악골과 주위 조직의 손상에 대한 연구가 좀 더 필요할 것이라 생각된다.

이전의 연구에서는 골 밀도를 고려하지 않고 디자인된 유한요소 모델을 사용하여 상악골의 pterygoid plate를 중심으로 하는 전하방으로 회전을 보여주었다. 이번 연구에서는 골밀도를 고려한 유한요소 모델을 사용하여 결과적으로 zygomatic buttress, 안와저부골체와 접형골의 lateral pterygoid plate 종단부를 중심으로 전하방으로의 변화가 소아에서 일어나며 그 변화량은 성인보다 크게 일어남을 알 수 있었다. 즉 전치부의 전하방 이동이 견치부 폭경의 증가와 함께 나타나며 보다 적은 양의 구치부의 측하방 이동이 보이며, 상악골의 전하방으로의 이동이 일어났다.

본 연구는 이전에 만들어진 모델과 비교할 때 상악골 복합체의 다양한 요구조건을 충족하기 위한 많은 경우의 인자를 적용하여 실체 조직 구조에 가장 가깝게 접근된 모델을 사용한 유한요소법적 연구이다. 결과적으로 상악골의 확장의 양상은 두개저의 분리에 소아와 성인의 골봉합부의 성숙도에 따라 변위의 양적 차이가 크게 나타났다. 성장 중인 소아에서 골의 이동량이 더 많음을 볼 수 있었다. 또한 주변 연관골들 역시 소아와 성인에서 이동량의 차이가 나타났다. 골성숙도와 봉합부의 강도 차이로 인해 소아의 상악결절부에서 전방 이동이 적은 것이 성인과 눈에 띄는 차이점이었다.

악정형적인 치료가 아동에서 효과적인 이유는 골조직의 석회화가 덜 되어있어서 쉽게 변형될 수 있으며 봉합과 인대의 세포활동이 왕성하여 더욱 빠른 생물학적 반응을 보이고 성장 중에 있는 조직은 일반적으로 외부의 힘에 대하여 반응이 잘 나타나기 때문이라고 할 수 있다. 이번 연구에서 나타난 바와 같이 골의 밀도 차이로 표현되는 골격의 물성은 연령에 따라 각기 다르게 나타나며 이러한 차이가 상악골 복합체에 구외력을 가했을 때 나타나는 복합체의 변위량 및 변위양상에 영향을 줄 수 있다고 확인되었다. 또한 mesial pterygoid plate와의 연관성이 성인의 상악치조골 골질 성숙도보다 상대적으로 강한 것으로 사료된다.

성공적인 악정형적 치료를 위해서는 생역학적 관점에서 볼 때 골의 물성을 고려한 힘의 적용, 힘의 방향에 따른 복합체의 다양한 변위 양상뿐만 아니라 개개인의 골격형태가 갖는 구조적 특성에 따른 복합체의 변화도 함께 연구되어 진다면 임상적 적용에 있어서 더욱 많은 도움을 줄 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 각기 다른 골격적 성숙도를 대표하는 소아와 성인에서 유한요소 모델을 사용하여 RME 효과를 비교해보고자 시행되었다. 9세 2개월 된 남자와 20세 성인의 두개골의 CT 촬영이 이루어졌으며 촬영된 CT 데이터를 DICOM 형식으로 전환하여 이를 직접 3차원 영상프로그램(Mimics 10.01)으로 처리 후 3차원 모델을 제작하였다. CT 이미지의 gray scale을 나타내는 Hounsfield unit(HU) 수치를 이용하여 생성된 입체모형에 망상골과 치밀골을 세분하여 나타내는 24개의 물성을 지정하였다. 생성된 RME 모델을 편측으로 5.0mm 확장 후 나타난 비상악 복합 유한요소 모델의 전이와 응력분포를 비교 관찰하였다.

1. 횡적인 팽창량을 나타내는 X축에서의 측방 이동량을 관찰한 결과 소아와 성인 모두에서 치조골부에서 최대 측방 이동을 나타냈고 상부로 갈수록 이동량이 점차 감소되었으며 최대 측방 이동량을 나타내는 면적은 전치 치조골부가 구치 치조골부 보다 넓은 범위로 나타났다. 그러나 성인은 소아보다 측방 이동량이 적었다.
2. 전후방적 이동을 나타내는 Y축에서의 이동량을 관찰한 결과 소아와 성인 모두에서 ANS를 포함하는 전방부에서 최대 전방 이동을 나타냈고 후방부로 갈수록 전방이동량이 감소하였다. 그러나 성인은 소아보다 전방 이동량이 적었으며 전방 이동을 나타내는 부위의 면적 또한 작았다. 특히 치조골부에서 성인은 거의 균일한 전방 이동량을 보이고 있으나 소아에서는 구치 지조골부로 갈수록 전방 이동량이

점차 감소하였다.

3. 상하 이동을 나타내는 Z축에서의 이동량을 관찰한 결과 소아와 성인 모두에서 상하 이동은 ANS와 A point에서 최대 하방이동을 나타냈고 후방으로 가며 점차 하방 이동량이 감소하였다. 그러나 성인의 하방 이동의 면적과 이동량은 소아에 비해 현저히 작게 나타났다
4. 전체 하중의 전달을 표현하는 Von mises stress를 관찰한 결과 소아에서 최대 압축 응력은 zygomatic buttress 부위와 maxilla의 frontal process 종단, 누골부, 안와저, 접형골의 lateral pterygoid plate에서 집중되어 나타났다. 성인에서 최대압축응력은 zygomatic buttress부위, maxilla의 frontal process종단에서 누골부, 안와저부골체에서 성장 중인 소아보다 적은 면적과 큰 응력으로 표현되었다.

이는 소아와 성인 모두 급속 구개 확장시 전방부가 넓고 후방부가 좁은 쐐기모양의 확장, 그리고 전면에서 볼 때 피라미드형 확장이 일어났으며 상악골의 전하방 이동이 일어났음을 보여준다. 또한 성인에서의 더 작은 응력분포는 결과적으로 성인의 이동량이 소아보다 더 적게 나타났음을 설명해준다.

참 고 문 헌

1. Angell. The permenant or Adult teeth. San Fran Med Press 1860;20-30:145-50.
2. Hass AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. Angle Orthod 1961;31:73-90.
3. Korkhaus G. Discussion of Report : A review of orthodontic research Int Dent J 1953;3:356.
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: 141-2
5. Krebs A. Expansion of the midpalatal suture studied by means of metalic implants. Eur Orthodon Soc Rep 1958;34:163-71.
6. Krebs A. Expansion of the midpalatal suture studied by means of metalic implants. Acta Odontol Scand 1959;17:491-50.
7. Isaacson RJ, Ingram AH. Force produced by rapid maxillary expasion Part 1. Design of the force measuring system. Angle Orthod 1964;34: 256-60.
8. 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.
9. Baydas B, Yavuz I, Uslu H, Dagsuyu IM, Ceylan I. Nonsurgical rapid maxillary expansion effects on craniofacial stuctures in young adult females. A bone scintigraphy study. Angle Orthod 2006;76(5):759-67.
10. Remmelink HJ. Effects of sagittal expansion in noncleft macerated human maxillae. Eur J Orthod 1989;11(4):392-6.
11. Korbmacher H, Huck L, merkle T, Kahl-Nieke B. Clinical profile of rapid maxillary expansion-outcome of a national inquiry.; J Orofac Orthop. 2005;66(6): 455-68
12. Chaconas SJ, Capto AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. Am J Orthod 1982:492-501.
13. Dubravko P, Dalibor V. Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography. Am J Orthod 1984:498-507.
14. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Location of the center of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model. Br J Orthod 1995 ;22(3):227-32.
15. 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(1):12-20.
16. Holberg C. Effects of Rapid Maxillary Expansion on the Cranial Base-an REM-Analysis. J Orofac orthop 2005;66(1):54-66.
17. Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid mxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method.; Eur J othod 1998;20(4):347-56.
18. 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.
19. 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.
20. Garib DG, henriquse JF, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion-tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders : a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. Angle Orthod 2005;75(4):548-57.
21. McGuinness NJ, McDonald JP. Changes in natural head position observd immediately and one year after rapid maxillary expansion. Eur J Orthod 2006; 28(2):126-34.
22. Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling fo craniofacial changes during rapid maxillary expansion.; Med Eng Phys 2007;29(5):566-79.
23. Melson B, Melson F. The postnatal development of the maxillary region studies on human autopsy matetial. Am J Orthod 1982;82: 329-42.
24. Bishara S, Staley RN. Maxillary expansion : Clinical implication Am J Orthod 1987;91:3-14.
25. Fried KH. Palate-Tongue reliability. Angle Orthod 1971;61:308-23.
26. Hass AJ. The treatment of maxillary deficiency by opening the mid-palatal suture Angle Orthod 1965;35:200-17.
27. Davis WM., Kronman JH. Anatomical changes induced by spliting of the midpalatal suture. Angle Orthod 1969;39:126-32.

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
E-mail: abeh@dankook.ac.kr

- ABSTRACT -

Skeletal Changes Following Application of RME at Different Maturation Stages

Soon Ki Han, Dong-hwa Chung, Kyung-Suk Cha

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to analyse the stress distribution on the craniofacial suture and cranium after application of RME. Twelve years and six months old boy and twenty years old adult male were chosen for taking computed-tomography for FEM. From DICOM visual information, it was processed by 3-dimensional image construction program Mimics 10.01. Hounsfield unit(HU) which shows gray scale of CT image is picked for revealing mechanical properties of each model. The models have been accomplished with various range of physical properties. After applying 5.0 mm expansion, the maxillary complex model was obeserved for analyzing displacement and stress distribution of the model.

The amount of transverse expansion of child and adult maxilla is different according to its location. It appears that it decreases gradually with the distance from separation site.

In child, maximum compressive stress located broad area in zygomatic buttress department and the ends of frontal process of maxilla, pterygoid plate, and bones surrounding orbit. However, in adult maximum compressive stress was located smaller area and the stres was higher than child.

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