훼이스 마스크의 견인위치에 따른 응력분포에 관한 유한요소법적 연구

단국대학교 치과대학 교정학교실

오교창 · 차경석 · 정동화

훼이스 마스크(Face mask)를 사용하여 상악을 견인하였을 때, 두개안면 복합체의 생역학적 반응을 이해하는 것은 임상적으로 매우 중요하다. 이 연구의 목적은 face mask를 사용하여 상악 제 1 소구치와 제 1 대구치에서 상악을 전방으로 견인하였을 때 두개봉합구조에 발생하는 응력 분포를 분석하는 것이다.

13세 6개월 된 남자 환자의 유한요소분석을 위하여 전산화단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 개인용 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램인 Mimics®(Materialise, Germany)를 사용하여 얻은 24개의 물성으로 이루어진 상악모델과, 제1소구치와 제1대구치, RME의 협측부, RME의 설측부의 4가지 구성요소를 각기 Nastran 파일형식인 "out"으로 저장하고 Patran에서 합체한 두개안면 복합체의 3차원적 유한요소모델을 생성하였다. 생성된 모델은 제1소구치에서 FH 평면의 45도 하방으로, 제 1 대구치에서 FH 평면의 20도 하방으로 500g의 전방견인력을 주었다.

상악 제1소구치에서 45도 하방으로 견인하였을 때 x축에서는 대구치부위의 확장과 소구치부에서의 협착을 보였고 최대변위량은 0.00011mm였다. y축에서는 전반적으로 전방이동을 보였으며 최대 0.00030mm의 변위와 소구치부위의 변형이 컸다. z축에는 소구치부위에서 하방으로 최 0.00036mm 이동했고, 상악복합체가 전하방으로 이동하였다.

제 1 대구치에서의 20도 하방견인 하였을 때, x축에서는 대구치부위의 협착과 lateral nasal wall의 확장을 보이며 최대 변위는 0.001mm였다. y축에서는 전체적인 전방이동을 보이며, 최대변위는 0.004mm였다. z축에서는 소구치와 대구치 중간부위를 중심으로 ANS는 상방으로 pterygoid plate는 하방으로 반시계방향의 회전양상을 보였으며 최대변위는 0.002mm였다.

주요어: 전산화단층사진, 유한요소모델, 훼이스 마스크, 응력 분포

(**대한치과턱관절기능교합학회지** 2009:25(2):171~181)

서 론

1995년의 국내 한 연구에 의하면 교정치료를 받기위해 치과대학 병원에 내원한 환자의 약 48%가 제 III급 부정교합자라고 보고하고 있다.[1] 전치부 반대교합을 가지는 III급 부정교합은 다른 부정교합에 비해 부모가 발견하기 쉽기 때문에 교정치료를 위하여 병원에 내원하는 환자 중

교신저자 : **정동화**
충청남도 천안시 신부동 산 7-1, 단국대학교 치과대학 치과교정학교실
Fax: 041-550-1943, E-mail: abeh@dankook.ac.kr
원고접수일: 2009년 02월 10일, 원고수정일: 2009년 03월 07일, 원고채택일: 2009년 06월 25일

5세미만의 아동에서는 90%이상을 차지하며 10세 이하에서는 56%를 점하고 있다.[2-4] 따라서 많은 환자가 유치열기 혹은 혼합치열기부터 교정치료를 시작하게 된다. 이러한 조기치료는 상하악골의 정상적인 성장환경을 제공한다는 목표를 넘어, 안모를 회복하여 아동의 심미적 요구도를 만족시킴으로써 정상적인 심리발달을 이루는데 또 다른 의의가 있다. 그러므로 조기에 안면골의 부조화를 발견하여 악정형력으로 상하악의 성장양상을 변화시켜 정상적인 성장을 유도할 수 있다면 이는 하악발치를 동반한 절충치료나 성장완료후의 악교정수술보다 중요한 의미를 지니는 치료방법일 것이다. 골격성 III급 부정교합의 성장기 환자는 크고 전방위치된 하악, 작고 후방위치된 상악, 그리고 그 둘이 조합된 골격적 양상을 보인다.[5,6] 1970년대 이전까지만 해도 골격성 제 III급 부정교합의 원인을 하악골 과성장에 의한 것으로 인식해서 그 치료를 하악골 성장을 억제하는 chin cap을 주로 사용하거나 성장이 완료된 후 악교정수술을 동반해야만 하는 것으로 알려져 왔다. 그러나 상악의 열성장에 기인한 골격성 제III급 부정교합 환자의 비율이 Bell[7]에 의하면 30-40%, Jacobson 등[8]은 25%정도라고 보고되었고, Guyer 등[9]과 Sue 등[10]은 성장기 하악전돌 환자 중 많은 수가 상악골 열성장을 보인다고 하였다. 상악이 후방위치하는 경우는 상악골의 성장을 촉진시키거나 전방이동 시키지 않으면 안면골에 대한 악골의 균형관계에서 만족할 만한 결과를 얻을 수 없다. 이러한 상악골 열성장으로 인한 제 III급 부정교합 환자의 치료방법에 있어 치성보상에 의한 교정치료나 악교정수술의 선택에 앞서 성장이 완료되기 전에 상악을 전방 견인하여 상악성장을 조절하고자 하는 다양한 장치가 시도되어 왔다.

성장 및 발육에 의해 끊임없이 변화하는 생체조직에서 바람직한 전방견인효과를 얻기 위해서는 사용될 악정형장치가 생체에 미치는 생물학적 영향에 대한 이해와 함께 장치의 역학현상에 대한 분석이 필요하다. 저항중심점과 연관된 힘의 작용점에 대한 명확한 제시가 없이는 작용되는 힘의 정량적인 분석이 이루어 질 수 없다. 또한 힘의 방향도 고려해야할 요소 중 하나이다. Face mask를 사용하였을 때의 두개안면 구조의 생역학적 변화를 이해하기 위해 photoelastic, strain gauge, holographic interference technique등이 사용되어 왔다.[11,12] Hata 등[12]은 photoelastic method와 strain gauge method를 통하여 face mask의 사용에서 힘의 작용점과 방향에 따라 복합체의 다양한 변위를 나타낸다고 하였다. 그러나 기존의 연구들은 어느 정도 유용한 정보를 제공하긴 하나 실제 살아있는 조직에서의 변위와 응력의 정확한 평가를 보고하진 못하였다. 유한요소분석은 인체골격 특히 복잡한 악골의 형태적 특징을 그대로 나타내어 줄 수 있어 생역학 분야에 있어 널리 사용되는 추세이다.

Face mask는 상악복합체의 복잡한 구조로 인해 실제에 근사하는 모델의 제작이 어렵다는 한계가 있으나, 악골의 응력분포 혹은 회전 중심을 구하는 악골을 실제적으로 포함하는 분석에 대한 시도가 있어 왔다.[14,15] 이러한 기존의 연구에서 역시 시각적 구분을 통한 고전적인 방법에 의해 제작된 유한요소모델이 사용되었다. 그러나 복잡한 구조를 가진 악골에서 그 물성을 어떻게 표현하는가에 따라 상악 전방견인의 회전중심 또한 다르게 표현될 것이며, 이전의 연구들에서 face mask의 사용에 있어 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영한 바가 없었기에 저자는 새로이 개선된 유한요소 모델을 만들어 제 1 소구치와 제 1 대구치에서 서로 다른 방향에서 상악을 견인하였을 때 두개안면구조에 발생하는 응력 분포를 분석하고자 한다.

연구 대상 및 방법

1. 연구 대상

모형제작을 위한 모델 연구대상은 단국대학교 교정과에 내원한 환자로 13세 6개월 된 남자였

으며 두개저와 상악에서의 육안적으로 인지할 만한 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, General Electronics, Fairfield, USA)에 위치시키고 안면의 시상 정중선이 촬영장치의 장축과 일치되게 한 후, 하악골이 포함되도록 두개악안면 부위의 촬영을 시행하였다. 조건은 gantry의 각도가 0°, 120kV, auto mA 였으며, 0.625mm thickness, slice pitch 3, scanning time 4초, 시야(Field of view) 250mm였다. 이후 0.625mm의 slice thickness DICOM 영상정보를 구성하였다.

2) 3차원 유한요소 모델의 제작

전산화 단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 Mimics 9.01®(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 하는 3차원 재구성(3-Dimensional volume rendering)은 연속적인 삼각형으로 이루어진 표면의 표현인 Triangularization을 통해 이루어졌다.

하악을 분리한 후 치아를 분리하여 3차원 재구성하였고 여기서 생성된 치아모형은 따로 저장하였다. Mimics 상의 tool 가운데 "cut"을 사용하여 상악만 분리된 모델을 다시 간소화 시켰다. 좌우측은 대칭적이란 조건하에 좌측경계는 정중시상면으로, 상방경계는 FH평면에 평행하게 frontonasal suture 고경에서 수평으로 자른 면으로, 후방경계는 mastoid process 전방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다.

생성된 3D object를 volume meshing 하기 전에 surface remesh 작업을 통해 삼각형의 수를 줄이고 최적화 하였다. 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.

3D object를 Mimics에서 FEA pre- and post-processor인 Patran program(MSC Software)으로 export하여 volumetric mesh를 형성하였다. FEA preprocessor에서 다시금 export하여 Mimics로 volumetric mesh가 완료된 remeshed object를 불러낸다. 결과적으로 90,400개의 요소와 11,327개의 절점으로 구성된 접형골과 구개골 그리고 관상골이 포함된 상악골 모델과, 2984개의 요소와 1160개의 절점으로 구성된 치아모델, 그리고 3897개의 요소와 1302개의 절점으로 구성된 face mask unit 모델이 3차원적으로 형성되었다.

3) 물성의 지정

상악은 망상골과 치밀골로 이루어져 있으며 기계적인 성질의 정확한 표현을 위해서는 각기 다른 골에 대해 다른 물성을 주어야 한다. 여기에서 소개되는 물성치의 실제적 설정법은 Cattaneo 등 16의 방법에 따라 다음과 같이 주어지게 된다. 이미 알려져 있는 HU와 apparent density의 관계와, 골의 밀도와 Young's modulus와의 관계를 이용하여 실제적인 국소화된 HU 분포에 따라서 각각의 골요소의 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 Poisson's ratio는 Young's modulus 25MPa인 경우에서 0.3, 그리고 22GPa인 경우에서는 0.2로

선형적인 증가의 관계에 기초하였다.

각각의 apparent density에 해당하는 HU 값이 Esses 등 17과 Harp 등 18의 연구로부터 얻어졌다. Equation (1)은 CT image 상의 HU 값이 816보다 같거나 작은 경우로 망상골을 위한 공식이며 Equation (2)는 HU 값이 816이상인 경우로 피질골을 위한 공식이다.

Equation (1) : $\rho = 1.9\times10^{-3}HU + 0.105$

Equation (2) : $\rho = 7.69\times10^{-4}HU + 1.028$

(ρ : apparent density)

이 공식들에서 얻은 HU 값과 Apparent density의 관계와 Cattaneo 등16의 방식으로 만든 물성치로부터 각 HU 값에 해당하는 Young's modulus와 Poisson's ratio를 입력하여 모두 24가지의 물성치가 기입된 volume mesh가 완성되었다.

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 다음의 4가지 부분으로 구성되어져 있다. 1) 24개의 물성으로 이루어진 상악모델. 2) 제 1 소구치와 제 1 대구치. 3) RME의 설측 부분. 4) Face mask 견인부의 협측 부분. 이들 4개의 부분들은 각기 Nastran 파일형식 확장자인 "out"으로 저장되어 Patran에서 각기 읽혀져 합체하게 된다. 이 연구에서 사용된 유한요소는 Tetrahedron(solid 72)이었다.

4) 기준 좌표계 및 경계조건

기준좌표계의 설정은 x축은 상악중절치사이 치조정에서 상악치조제를 지나게 하여 협설측의 변화를, y축은 x축에 수직으로 전후방의 변화를, z축은 x축, y축에 수직으로 상하방의 변화를 나타내게 하였다.

경계조건은 모델의 상부를 xyz축 방향으로의 이동을 고정하였으며, x축을 따라 대칭으로 설정하였다. Face mask 부분의 견인 방향은 제 1 소구치에서는 FH 평면 하방 45도로, 제 1 대구치에서는 하방 20도로 설정하였으며 견인력의 크기는 500g으로 하였다. 이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 Solid로 보고 각 부분으로 나누어 각기 다른 물성들이 주어졌던 것에 반해 이번 실험에서는 각기 4개의 부분들은 합체하여 접촉 조건을 주었다. 각 부분이 각기 다른 Solid로 구성되어 각기의 변위나 응력이 접촉조건으로 조절된다. 상악의 골모델과 치아간의 접촉조건은 이탈력 50N이 부여된 상호접촉조건으로 주어졌으며 치아와 RME 부분 사이는 완전접촉조건으로 부여되었다. Solver는 Nastran 계열의 비선형 분석도구인 Marc(MSC Software, Santa Ana, California)를 사용하였다.

연구 성적

1. 제 1 소구치에서 45° 하방으로 견인하였을 경우 (Case 1, Fig. 1-5)

x축에서는 대구치부위의 확장과 전치부에서의 협착을 보였고 최대변위량은 0.00011mm였다. y축에서는 전반적으로 전방이동을 보였고, 소구치부위의 치조골 이동량이 가장 컸으며, 최대 0.00030mm의 변위를 보였다. z축에서는 소구치부위에서 하방이동량이 가장 컸으며, 상악복합체가 전하방으로 이동함을 보여준다. 최대변위량은 0.00036mm였다. Von Mises Stress는 소구치를 중심으로 infrazygomatic arch부위에서 pterygoid process부위까지 응력의 분포가 나타났으며, 최대응력은 0.59MPa이었다. 주응력에서는 제 1 대구치에서 비골 하방에 걸쳐 띠를 형성하며 인장력을 보여 복합체가 전하방으로 이동함을 알 수 있다. 최대응력은 0.65MPa이었다.

2. 제 1 대구치에서 20° 하방으로 견인 하였을 경우 (Case 2, Fig. 6-10)

x축에서는 대구치부위의 협착과 lateral nasal wall의 확장을 보이며, 최대 변위는 0.001mm였다. y축에서는 전체적인 전방이동을 보이는데 치

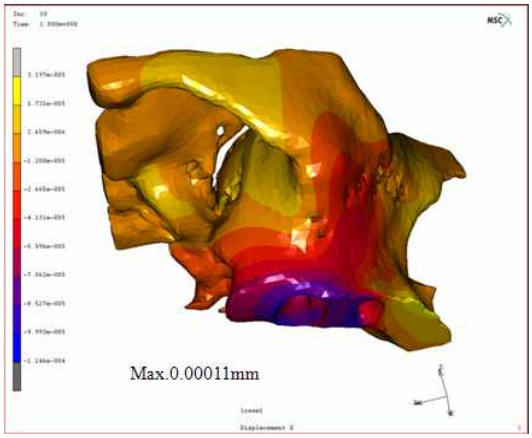

Fig. 1. X-direction displacement of case 1

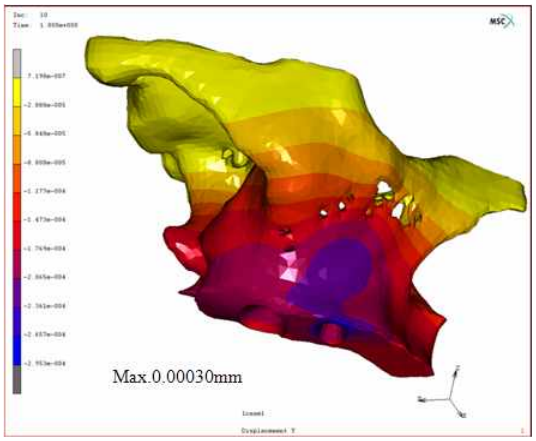

Fig. 2. Y-direction displacement of case 1

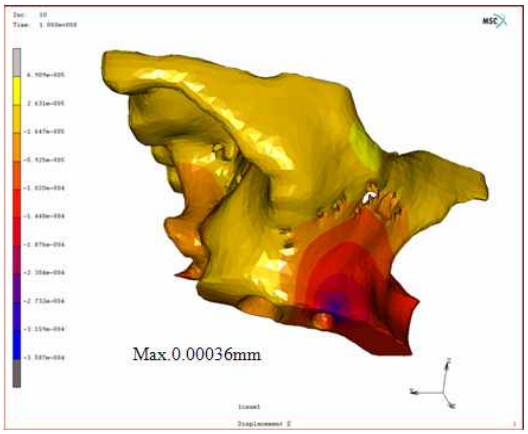

Fig. 3. Z-direction displacement of case 1

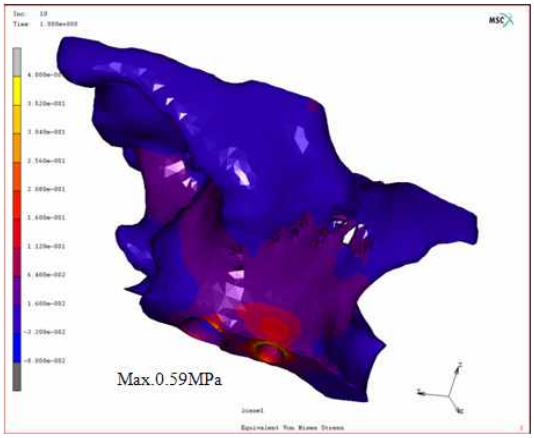

Fig. 4. Von Mises stress of case 1

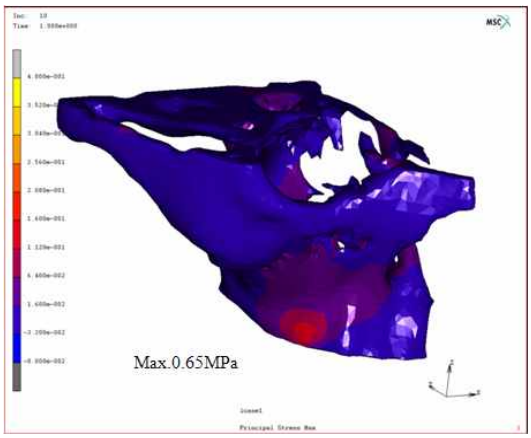

Fig. 5. Principal stress of case 1

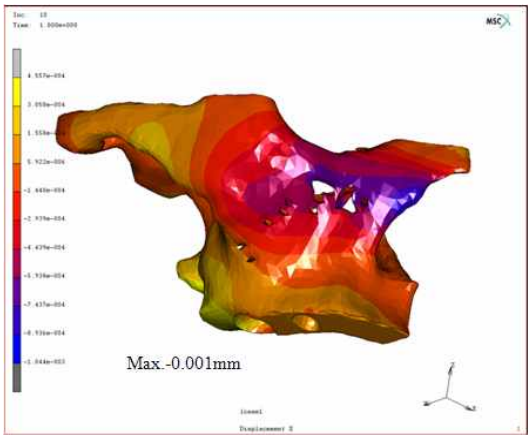

Fig. 6. X-direction displacement of case 2

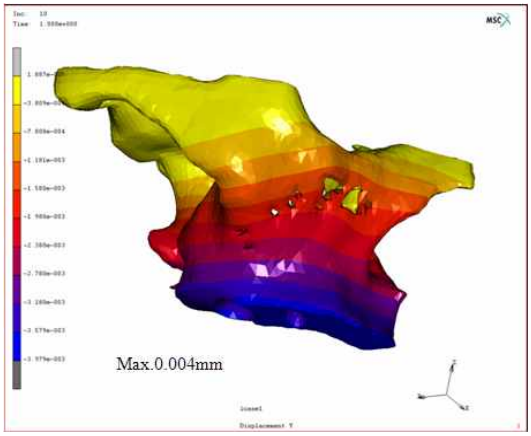

Fig. 7. Y-direction displacement of case 2

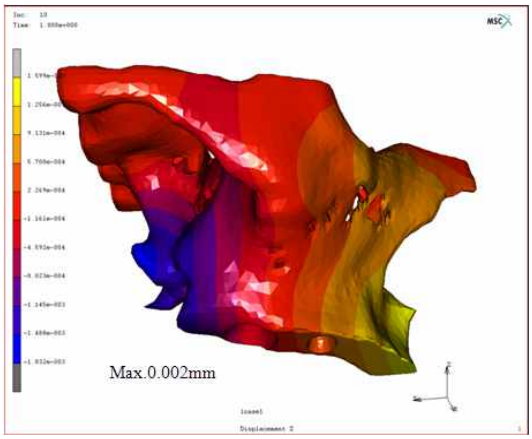

Fig. 8. Z-direction displacement of case 2

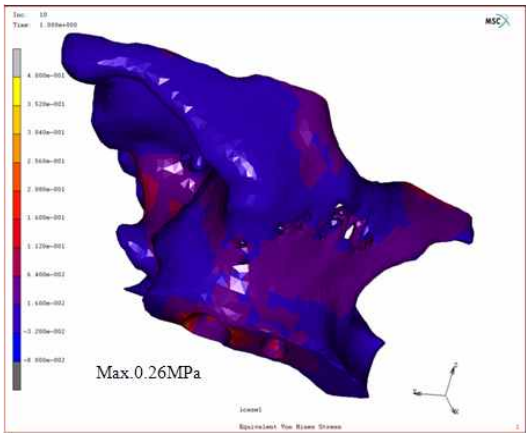

Fig. 9. Von Mises stress of case 2

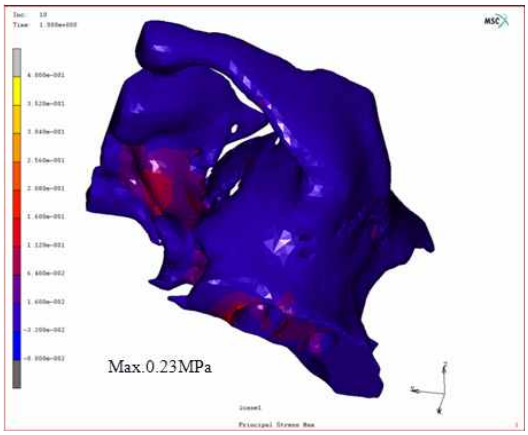

Fig. 10. Principal stress of case 2

조골의 이동량이 많았고, 최대변위는 0.004mm였다. z축에서는 소구치와 대구치 중간부위를 중심으로 ANS(anterior nasal spine)는 상방으로 pterygoid plate는 하방으로 반시계방향의 회전양상을 보였으며 최대변위는 0.002mm였다. Von mises stress는 대구치부와 infrazygomatic arch, 비골 하연에 응력이 크게 나타났으며 최대응력은 0.26MPa이었다. 주응력에서는 pterygoid process와 제1대구치에서 인장력을 보이며 반시계 방향 회전 양상을 보이며 최대응력은 0.23MPa이었다.

총괄 및 고안

골격성 III급 부정교합의 양상과 유형은 매우 다양하며 이에 대한 치료방법 및 시기에 대해서도 골격 및 치아의 부조화 상태, 연령, 잔여성장 양상에 따라 많은 논란의 대상이 되고 있다. 골격성 III급 부정교합의 양상은 상악골의 열성장, 하악골의 과성장, 그리고 이 두가지 형태의 조합으로 나눌 수 있지만 이중에서도 상악골 열성장에 의한 골격성 III급 부정교합의 비율이 Guyer

등[9]은 34%, Sue 등[10]은 62%라고 보고하였다. 그런 이유로 Mitani 등[19]은 상악 열성장인 골격성 III급 부정교합에는 chin cap이 적절한 치료방법이 아니라고 보고하였다.

Delaire[20]가 1972년 상악골 전방견인 장치를 재도입하여 상악골이 전방으로 이동될 수 있음을 입증한 이후로 많은 선학들이 상악골 전방견인 장치를 장착하면 상악골의 전방이동과 하악골의 후하방으로의 성장회전이 유도되어 골격의 부조화가 개선됨을 보고한 바 있다. 이 때의 부작용으로 상악 구치부의 정출과 상악골과 교합평면의 반시계방향 회전, 하악골의 시계방향 회전, 상악치열의 전방이동과 전치부의 전돌, 하악 전치부의 설측경사등이 나타난다. 이러한 원치 않는 결과들을 피하기 위해 바람직한 견인력의 방향, 견인위치등에 관한 여러 연구들이 시행되었는데 Itoh 등[11]은 치아의 정출과 상악골의 회전경향을 감소시키려면 교합면에 20도 하방으로 견인하는 것이 바람직하다고 하였고 Ngan 등[21]은 30도 전하방견인이 유용하다고 하였다. 또한 Kokich와 Shapiro[22]는 원하지 않는 치아의 이동없이 상악골을 견인하기 위하여 유견치를 유착시켜 성공적으로 치료하였다는 보고를 하였다. Tanne 등[23]은 상악 제 1 대구치에서 교합평면에 평행하게 견인력을 주었을 때의 응력분포에 대해 보고하였으며, Miyasaka 등[24]은 상악견치에서 교합평면에 30도 하방으로 견인하는 것이 비상악복합체의 성장을 촉진시키는 가장 적절한 힘이라고 추천하였다.

이전의 유한요서적 연구방법들은 CT나 해부학적 단면상에서 육안으로 치밀골과 망상골, 단지 두개의 물성만을 일률적으로 부여하여 FEA 모델을 생성하였으나, 본 연구에서는 CT 이미지상에서의 HU 수치에 따르는 물성을 24가지로 세분화하여 실제 골과 보다 가까운 유한요소모델을 개발하였다. HU 수치는 대상체를 통과한 X-ray의 감쇠 정도를 나타내는 수치로써 대상체가 갖는 밀도를 표현하는 단위로 치환되어 사용될 수 있다. 본 연구에서의 FEA모델은 Cattaneo 등[25]의 연구를 근간으로 하여 이루어졌다. 또한 face mask의 견인방향의 설정을 교합평면에 대해 설정했던 기존의 연구[26,27]와는 달리 이번 연구에서는 FH 평면을 기준으로하여 소구치에서는 45도, 대구치에서는 20도의 각을 설정하였다. 이것은 face mask의 견인방향을 환자에게 장치를 위치시킨 후 가장 하방으로 견인이 가능한 각도로 설정한 것이다. 견인방향의 기준은 환자의 개별적 골격 특성에 따라 달라지는 교합면 보다는 두개저나 자연적 평면에 기준을 하는 것이 합당하리라 사료된다.

상악골의 전방견인을 위한 악정형력을 가할 때 견인력의 방향과 작용위치는 상악골체의 변위에 중요한 영향을 미친다. 견인력에 의한 상악골의 변위는 상악골복합체의 저항중심과 밀접한 연관이 있는데, 상악골의 저항중심위치에 대해 Tanabe[28]는 상악골체의 이차원적 모델에 의한 실험을 통하여 수평적으로 전방견인할 때에는 전비극과 비강중심사이에서 견인할 때 회전없이 이동하였고, 수직으로 견인할 경우에는 상악 제 1 대구치 원심에서 견인할 때 회전 없이 이동하므로 결국 이 두 작용선의 교차점이 상악골체의 저항중심이 될 것이라고 보고하였다. Nakagawa와 Ichigawa[29]는 교합면에서 볼 때 성인 두개골에서는 안와하연과 전비극사이에, 소아 두개골에는 안와하연과 근처에 상악골의 저항중심이 위치한다고 하였고, Miki[30]는 시상면을 기준으로 안와하연, 상악 제 1 소구치 근첨부와 상악 제 1 대구치 원심 근첨부를 연결한 중심에 위치한다고 보고하였고, Proffit[31]과 Hirato 등[32]은 상악 제 1 소구치와 제 2 소구치의 치근단부 사이에 위치한다고 하였다. 임상연구에서 제 1 대구치에서 상악골 전방견인 시 나타나는 반시계방향의 회전을 최소화하기 위해, Canut와 Dalmases[33]는 측절치, Nakano 등[34,35]은 견치, Ishii[36]는 제1소구치 사이에서 약간 하방으로 견인하는 것이 바람직하다고 하였다. 본 연구에서 제 1 소구치에서 45도 하방으로 견인한 경우와 제 1 대구치에서 20도 하방으로 견인한 경우의 주응력 분포양상을

비교해보면, 제1 소구치에서 견인하였을 때 제 1 대구치부위에서 비골하방까지 띠를 형성하며 인장력이 나타나 전하방의 이동을 보이는데 반해 제 1대구치에서의 견인 시에는 pterygoid process와 제 1 대구치부위에서 인장력을 보이며, 반시계방향 회전양상을 보인다.

전후방 변위에서는 소구치에서의 두 경우 모두 전반적으로 전방이동 양상을 보였으며, 측방변위에 있어서 제1소구치에서 견인한 경우 대구치부위의 확장과 소구치 부위의 협착을 보인 반면 제 1 대구치에서의 경우는 대구치부의 협착과 lateral nasal wall의 확장이 나타났는데 그 양은 매우 미미했다. 수직적인 변위를 살펴보면 제 1 소구치에서의 견인의 경우, 제 1 소구치부위에서는 하방이동을 보이며 전체적으로 전하방이동을 보이나, 제 1 대구치에서의 견인에서는 소구치와 대구치사이를 중심으로 반시계방향의 회전을 보인다. Von mises stress를 보면 제 1 소구치에서의 견인 시 소구치부위에 응력이 집중되어 있으며 infrazygomatic arch부위에서 pterygoid plate에 걸쳐 응력이 분포하는데 제 1 대구치에서의 견인 시 대구치부위와 infrazygomatic arch, 비골 하연까지 응력이 크게 나타났다. 이러한 결과들은 Ichigawa와 Nakagawa[37]의 strain gauge 법 분석과 강과 유[38]의 holography법 분석과도 비슷한 결과를 보였다. 이 연구에서는 상악골 복합체 모델의 scale이 상대적으로 크기 때문에 치주인대는 유한요소모델에 포함되지 않았다.

HU 수치에 따라 다르게 표현되는 각 부위는 모델의 요소의 크기에 의해 정확도가 제한받게 된다.[25] 이전의 연구와는 달리 이번 연구에서는 세밀한 모델의 제작을 위하여 상악을 포함하는 일정한 부위의 복합체만을 모델에 포함시켰으며, 상악복합체의 상부를 모두 고정시켰다. 인체의 골격의 물성에 있어, 하악의 경우 개인별 특성에 따라 큰 차이를 보이게 되며 또한 같은 개인 안에서도 부위에 따라 균일하지 않은 특성으로 인하여 많게는 10GPa까지의 물성의 차이를 나타내게 된다.[39,40] 응력의 방향에 따라 각기 다른 물성을 나타내기도 하므로 이에 대한 주제로 연구해야 하리라 사료된다. 또한 다수치아가 결손된 경우나 혼합치열기에 치아교환에 의한 부분적인 무치악부위가 있는 경우 상악치아의 근심 치아치조성 이동을 피할 수 없는 것이 사실이다. 따라서 최근 치아교정용으로 많이 사용되는 외과용 miniplate의 사용이 통법의 치료보다 더욱 많은 전방이동효과와 특히 중안면부의 개선효과를 기대할 수 있다고 판단되는 바, 앞으로 외과용 miniplate 를 사용한 face mask치료에 대한 광범위한 임상 및 기초연구도 필요하다고 사료된다.

결 론

Face mask를 이용한 골격성 III급 부정교합의 치료 시 견인위치에 따라 상악골복합체에 가해지는 응력분포를 알아보기 위하여 상악의 실제 구조와 밀도를 물성으로 반영한 진보된 유한요소 모델을 제작한 후, 상악 제 1 소구치에서 FH 평면에 45도 하방으로, 제1대구치에서 20도 하방으로 500g의 힘을 적용해 전이와 응력분포를 비교하였다.

상악 제 1 소구치에서 45도 하방으로 견인 시에는 전반적으로 전하방으로의 전이를 보여주며 구치부에서 전치부로 가면서 더욱 하방으로 이동되는 양상을 보였다. 제 1 대구치에서 20도 하방으로 견인 시에는 전체적으로 전방으로의 이동을 보이나 치조골의 이동량이 많았고, 제 1 소구치와 제 1 대구치사이를 중심으로 반시계방향의 회전양상을 보였다.

이상의 결과 제 1 소구치에서 하방으로 45도 견인시가 상악골의 전하방성장과 유사하게 상악골의 전방이동을 이루는데 효과적이라 판단된다.

참 고 문 헌

1. 양원식. 최근 10년간 서울대학교병원 교정과에 내원한 부정교합 환자에 대한 고찰. 대치교정지

1995;25:497-509.
2. 곡덕부, 박동옥, 경희문, 권오원, 성재현. 경북대학교병원 교정과에 내원한 부정교합환자의 분포 및 변동추이. 대치교정지 1989;19:35-47.
3. 채종문. 경북대학교병원 교정과에 내원한 부정교합환자의 분포 및 변동 추이, 경북치대논문집 1997;14:821-55.
4. 임동혁, 김태우, 남동석, 장영일. 서울대학교치과병원 교정과에 내원한 부정교합자의 최근경향, 대치교정지 2003;33:63-72.
5. Susami R. A cephalometric evaluation of dentofacial growth in mandibular protrusion subjects. J Osaka Univ Dent Sch 1969;9:25-35.
6. Ohyama Y, Sakuda M. A longitudinal cephalometric study on craniofacial growth of the orthodontically treated patients with mandibular prognathism. J Osaka Univ Dent Sch 1982;22:175-91.
7. Bell R.A. The effects of maxillary expansion using a quadhelix appliance during the deciduous and mixed dentitions. Am J Orthod 1981;79:152-62.
8. Jacobson A, Evans WG, Preston CB, sadowsky PL. Mandibular prognathism. Am J Orthod 1974; 66:140-71.
9. Guyer EC, Ellis EE, McNamara JA, Behrents RG. Components of class III malocclusion in juvenile and adolescents. Angle Orthod 1986;56:7-30.
10. Sue GY, Chaconas SJ, Turley PK, Ito JK. Indicator of skeletal Class III growth J. Dental Res. special issue 1987:348.
11. Itoh T, Chaconas SJ, Caputo AA, Matyas I. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthod 1985;88:117-24.
12. Hata S. Itoh T, Nakagawa K, Kamogashira K, et. al. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987;91:305-11.
13. Irie M, Nakamura S. Orthopedic approach to severe skeletal class III malocclusion. Am J orthod 1975;67:377-92.
14. Kambara T. Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the Macaca irus. Am J Orthod 1977;71:249-76.
15. Jackson GW, Kokich VG. Experimental and post-experimental response to anteriorly directed extraoral force in young Macaca Ninestrina. Am J Orthod 1979;75:318-33.
16. Cattaneo PM, MSc, 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.
17. 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.
18. Harp JH, Aronson J and Hollis, M. Non invasive determination of bone stiffness for distraction osteogeonesis by computed tomography scans. Clin Orthop 1994;301:42-8.
19. Mitani H, Fukazawa H. Effect of chincap force on the timing and amount of mandibular growth associated with anterior reversed occlusion (class III malocclusion) during puberty. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986;90:454-63.
20. Delaire J. La croissance maxillary deductions therapeutiques, Trans. Eur Orthod Soc 1973;81:102.
21. Ngan PW, Hagg U, Yiu C, Wei S, et. al. Treatment response and long-term dentofacial adaptations to maxillary expansion and protraction. Semin Orthod 1997;3(4):255-64.
22. Kokich VG, Shapiro PA. Ankylosed teeth as abutments for maxillary protraction a case report. Am J Orthod 1985;88:303-7.
23. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, 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.
24. 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.
25. 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.

26. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. Angle Orthod Vol. 61 No. 2.
27. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. Eur J Orthod 1989;11(4):382-91.
28. Tanabe T. Experimental study on displacement of the maxillary complex produced by extraoral forward traction. J Jpn Orthod Soc. 1983;42:322-35.
29. Nakagawa M, Ichikawa K. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex on the strain gauge measurements. J Jpn Orthod Soc 1986;45:109-18.
30. Miki Y, Kuroda Y, Tokizane C. Application of maxillary forward traction device in skeletal Class III malocclusion cases. J Jpn Orthod Soc 1985;44: 144-59.
31. Proffit WR. Contemporary orthodontics. St. Louis:Mosby-Year Book; 1992.
32. Hirato R. An experimental study on the center of resistance of nasomaxillary complex - Two dimensional analysis on the coronal plane of the dry skull. J Tokyo Dent Coll 1984;84:1225-662.
33. Canut JA, Dalmases F. Effects of maxillary protraction determined by laser metrology. Europ J Orthod 1990;12:340-45.
34. Nakano H, Miura H. The upper jaw forward traction method using the removable apparatus. J Jpn Orthod Soc 1980;39:239-45.
35. Takada K, Petdachai S, Sakuda M. Changes in dento-facial morphology in skeletal Class III children treated by a modified maxillary protraction headgear and chin cup. A longitudinal cephalometric appraisal. Europ J Orthod 1993;15:211-21.
36. Ishii H, Morita S. Treatment effect of combined maxillary protraction and chincap appliance in severe class III cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:304-12.
37. Ichikawa K., Nakagawa M. The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing maxillary protraction. J Jpn Orthod Soc 1984;43:325-36.
38. 강홍석, 유영규. 상악 전방견인시 악안면골의 초기 반응에 관한 Laser Holography 연구. 대치교정지 1988;18:367-81.
39. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am J Phys Anthropol 2003;120:252-77.
40. 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.

Finite Element Analysis of Stress Distribution in using Face Mask according to Traction Point

Kyo-chang Oh, Kyung-Suk Cha, Dong-hwa Chung

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University

The objective of this study was to analyse stress distribution of maxillary complex by use of face mask. The construction of the three-dimensional FEM model was based on the computed tomography(CT) scans of 13.5 years-old male subject. The CT image were digitized and converted to the finite element model by using the mimics program, with PATRAN. An anteriorly directed force of 500g was applied at the first premolar 45 degrees downwards to the FH plane and at the first molar 20 degrees downwards to the FH plane. When 45 degrees force was applied at maxillary first premolar, there were observed expansion at molar part and constriction at premolar part. The largest displacement was 0.00011mm in the x-axis. In the y-axis, anterior displacement observed generally 0.00030mm at maximum. In the z-axis, maxillary complex was displaced 0.00036 mm forward and downward. When 20 degrees force was applied at maxilla first molar, there were observed expansion at lateral nasal wall and constriction at molar part. The largest displacement was 0.001mm in the X-axis. In the Y-axis, anterior displacement observed generally 0.004mm at maximum. In the Z-axis, ANS was displaced upward and pterygoid complex was displaced downward. The largest displacement was 0.002mm.

Key word: face mask, finite element model, stress distribution, traction

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
Received: February 10, 2009, Last Revision: March 07, 2009, Accepted: June 25, 2009