- 대한치과턱관절기능교합학회지 23권 4호, 2007 -

두개안면복합체에서 Face Mask의 견인방향에 따른 생역학적 연구 : 유한요소법 연구

단국대학교 치과대학 교정학교실

현하영·차경석·정동화

Ⅰ. 서 론

III급 부정교합의 원인은 선천적 요인 또는 악습관이나 치아 맹출이상 등의 후천적 요인으로 발생하며 그 형태는 하악의 과성장 또는 상악의 열성장, 또는 이들의 조합으로 나타난다. 이러한 III급 부정교합의 치료는 상악골의 부조화를 치열로 보상하거나, 심한경우 악교정 수술을 시행하게 되며, 성장기 아동의 경우 악정형력을 이용하여 하악골 성장의 방향을 바꿔주거나 억제시키며 nasomaxillary suture와 골조직에 생물학적 변화를 일으킴으로써 상하악골의 부조화를 치료한다.[1,2,3)]

III급 부정교합의 원인으로 Angle,[4)] Suzuki[5)]등은 그 원인이 하악의 과성장에 있다고 보고 chin cap의 사용을 권장하였으나, Bell[6)]과 Jacobson[7)]은 상악의 열성장에 기인하는 골격성 III급 부정교합이 전체 III급 부정교합 중 30-40%라고 보고하였으며, Guyer[8)] 등과 Ellis[8)], McNama[8)]등은 13-15세의 성장기 III급 부정교합 환자 중 상악열성장이 전체의 63%를 차지한다고 하였으며, Sue[9)]등도 III급 부정교합자 중 62%가 상악골의 열성장을 보인다고 보고하였으며. Jacobson[10)]은 149명의 III급 부정교합의 환자 중 14%가 상악의 열성장을 내포하고 있다고 하였다. 즉 이러한 열성장된 상악을 가진 III급 부정교합 환자에서는 하악을 조절, 즉 성장 방향의 변경 또는 억제 하는 치료보다는 상악의 성장유도로 상하악간의 악골 부조화를 개선시켜 심미적인 면과 기능적인 교합상태를 유도해 주는 것이 좋다고 하였다.

Oppenheim[11)]은 III급 부정교합에서 하악골의 성장을 억제하는 것은 불가능하나 상악골을 전방이동시켜 상악골의 부조화를 해결할 수 있다고 보고하였고 동물실험에서 Dellinger[12)]는 전방견인을 통해 상악의 전방이동과 봉합부에서의 변화와 상악골 복합체의 전방회전을 보고하였고 Nanda는 중안모의 suture modification의 결과로서 전방이동을 하고 힘의 방향과 관련하여 상악골 복합체의 이동에 대해 기술하였으며 Jackson과 Ishii[13)]는 상악골 복합체가 약간의 전방 회전과 함께 현저한 전방이동을 보였고 더욱이 active force의 말기쯤 재발이 따른다고 하였다. 이후 Cozzani,[14)] Simonsen,[15)] Turley,[16)] 백[17,18)] 의 임상연구에서도 III급 부정교합에서 상악골의 전방견인이 치료에 효과적인 것으로 보고되었고 또한, Irie와 Nakamura[19)]는 chin cap과 상악골 견인을 함께 시도하여 중안모의 전방성장과 악골관계의 향상을 보고하였다. 또한 최근 연구에서는 상악견인의 치료시기의 척도로써 골 성숙도를 평가하여 어린 환자에서 치료효과가 보다 뛰어나다고 보고하였다.

위와 같이 많은 선학들에 의해 상악골의 견인이 III급 부정교합 치료에 많은 치료효과를 가져왔으나 부작용으로 상악 구치부의 정출과 상악골과 교합평면의 반시계 방향의 회전, 상악치아의 전방이동, 전치부의 전돌, 하악전치부의 설측경사 등이 있으며, 이와 같은 부작용을 최소화하기 위한 많은 연구가 이루어 졌다. Miki와

Hirato[20,21]는 사람의 상악골 복합체의 저항 중심을 전방으로 상악 제1,2소구치사이에 sagittal plane에서 수직적으로 제1대구치의 원심치근첨과 안와의 하연 사이에 있다고 보고하였으며, Itoh와 Chaconas[22]는 이러한 부작용 중 상악골의 회전을 감소시키려면 교합면 하방 20°견인하는 것이 바람직하다고 하였고 Ngan[23]은 30° 전하방 견인이 유리하다고 하였다.

이렇듯 성장과 발육에 의해 연속적으로 변화하는 골조직에 전방견인의 효과를 바람직하게 얻기 위해 필요한 생역학적 분석으로 사용 되는 악정형 장치가 어떠한 방식으로 악골에 영향을 미치는지에 대한 연구가 있다. 그러나 생체내 악골체에서의 역학적 측정이 매우 어렵기 때문에, 현재까지 주로 광탄성법,[24,25] strain gauge 법,[26,27] laser holograph법,[28] 유한요소법[29,30,31,32,33] 등을 이용한 응력분석 방법이 이용되고 있다. 장력계측법은 조사부위에 게이지를 부착하여 응력의 양과 방향을 측정하는 방법이며 광탄성법은 복잡한 구조물에 생기는 기계적인 내부응력을 가시광선 형태로 전환시켜 응력의 위치나 정도를 알아보는 방법이다. Laser holoragh법은 물체에서 나오는 빛의 파동을 holoragh용 사진 건판에 기록하였다가 추후에 laser를 이용 그 파동을 재생하여 응력을 측정하는 방법이다.

유한요소법이란 하나의 구조물을 여러 개의 요소로 나누어 계산하는 방법으로 대상을 유한개의 요소로 분할하는 것에서 시작하여 각 요소는 절점을 가지게 되고 각 절점은 요소가 결합하는 점이된다. 여기서 한 요소가 힘을 받아 변형하게 되면 이웃하는 요소로 변형하게 된다. 따라서 대상물 전체에 대한 변형은 각 요소의 변형계산 결과로 도출되어 결과물에 나타난다. 이는 원래 항공역학에서 개발된 구조물 해석방법으로 Clough[34]가 유한요소법이라 정의하였고 고체 역학 구조물뿐만 아니라 생체 역학에서도 효과적으로 응용되어 치과계에서도 여러분야에 응용되고있다. 치과 교정학분야에서 유한요소법의 사용은 생역학적 연구에서 크게 두 종류로 나뉜다. 하나는 치아와 상악골 복합체에 적용한 힘의 stress와 strain을 분석하는 것이고 또 하나는 성장변화동안 골격의 이동량과 두개안면 성장의 평가이다.

상악골 전방견인에 관한 유한 요소법 연구로는 Myasaka, Tanne[35]등의 연구가 있었으며 현재 국내에서 발표되었던 유한요소분석은 악골에 대한 응력과 변위보다는 치근막에 가해진 응력의 분포나 브라켓, 와이어 같은 기계요소의 형태에 따른 연구가 대부분이었다. 상악골복합체의 복잡한구조로 인해 실제에 근사하는 모델의 제작이 어렵다는 한계가 있으나 악골의 응력분포 혹은 회전중심을 구하는 악골을 실제적으로 포함하는 분석이 시도되어 왔는데, 이런 기존의 연구에서도 역시 시각적인 구분을 통한 고전적인 방법에 의해 제작된 유한요소모델이 사용되었다. 그러나 복잡한 구조를 가진 악골에서 그 물성을 어떻게 표현하는 가에 따라 회전중심 또한 다르게 표현될 것이며 이전 연구가 face mask로 상악을 견인함에 있어 상악의 실제구조와 밀도를 물성에 반영한 것이 없었으므로, 본 연구는 새로이 개선된 유한요소 모델을 생성하여, 여러 방향으로의 견인 시 유한요소 모델 상에서 응력분포와 변위량을 찾고, 가장 적절한 견인 방향을 찾고자 시도하였다.

Ⅱ. 연구 대상 및 연구 방법

1. 연구 대상

단국대학교 치과대학병원 교정과에 내원한 환자 중 전산화 단층사진(CT) 촬영을 시행한 환자를 대상으로 하였다. 이번 연구의 대상은 13세 6개월된 골격성 III 급 부정교합을 갖는 남자로 발치나 교정치료 경험이 없고, 결손치나 심한 총생이 없으며, 안면 좌우대칭의 소견을 보이는 환자의 3차원 유한요소 model을 제작하였다.

2. 연구 방법

1) 전산화단층사진 촬영

연구대상자를 눕혀 Frankfort horizontal 평면(FH 평면)이 바닥에 수직이 되도록 전산화단층

촬영 장치(Light Speed Volume Computed Tomograph, 64 channel, Gerneral Electronics. 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.

2) 3차원 유한요소 model의 제작

전산화단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 개인용 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램(Mimics 9.01, Materialise's interactive Medical Image Control System, Materialise, Germany)을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다. CT상에서 gray scale을 표현하는 수치인 Hounsfield number (HU)를 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. 상악의 영상자료 만을 얻기 위해 하악을 분리하고 상악 좌우측이 대칭적이란 조건하에 좌측 경계는 정중 시상면으로, 상방 경계는 FH 평면에 평행하게 Frontonasal suture 고경에서 수평으로 자른 면으로, 후방경계는 Mastoid process 후방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다.

생성된 3D object를 volume meshing을 하기 전에 surface remesh 작업을 통해 삼각형의 수를 줄이고 최적화하였다. 여러 가지 질을 높이기 위한 이용 가능한 변수가 존재하는데 여기서는 height/base 변수를 0.30의 수치로 맞추었다. 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 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.

3) 물성의 지정

Cattaneo[36]의 방법에 따라 물성치가 주어졌다. 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 Poisson's ratio는 Young's modulus 25MPa인 경우에서 0.3, 그리고 22GPa인 경우에서는 0.2로의 선형적인 증가의 관계에 기초하였다.

각기의 Apparent density에 해당하는 HU 값이 Esses[37]와 Harp[38]의 연구로부터 얻어졌다. CT 이미지 상의 HU 값이 816보다 같거나 작은 경우는 망상골을 위한 물성을 따르며 HU 값이 816이상인 경우로 치밀골을 위한 물성을 따른다. Cattaneo의[13-36]방식으로 만든 Table로부터 HU 값을 역산하여 “look up file”을 만들어 각 HU 값에 해당하는 Young's modulus와 Poisson's ratio를 입력하여 모두 24가지 범주의 물성치가 기입된 volume mesh(Fig. 1)가 완성되었다. 위에서 설명한 골의 밀도에 기초한 24 개의 물성을 갖는 모델이 제작되었다.

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 다음의 4가지 요소로 구성되어져 있다. 1) 24개의 물성으로 이루어진 상악모델, 2) 제1소구치과 제1대구치, 3) RME의 설측 부분, 4) Face mask 견인부의 협측 부분. 이들 4개의 부분들은 각기 Nastran 파일 형식 확장자인 “out”으로 저장되어 Patran에서 각기 읽혀져 합체하게 된다. 이 연구에서 사용된 유한요소는 Tetrahedron(solid 72)였다. (Table 1)

Table 1. Number of nodes and elements of finite element model

	Maxillary complex	First premolar	First molar	RME Buccal component	RME Lingual component
No. of Nodes	11,327	511	649	835	467
No. of Elements	90,400	1,302	1,682	3,039	467

4) 경계조건 및 전방 견인력

경계조건은 모델의 상부를 x,y,z축 방향으로의 이동을 고정하였으며, x축을 따라 대칭으로 설정하였다. Face mask 구성요소 중 구강내 장치로 제1소구치와 제1대구치가 서로 연결된 RME장치를 사용하였고, 이때 RME의 협측부에 견인력 작용점을 설계한 모델을 제작하였다. 작용점은 소구치 상방 10mm에 위치시켰다. 전방 견인 방향은 FH 평면을 기준으로 0˚, 30˚, 60˚, 90˚ 하방의 각도로 전방 견인을 시행하였다. 견인력의 크기는 500g 으로 하였다 (Fig. 1).

이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 Solid로 보고 각 부분으로 나누어 각기 다른 물성들을 주어졌던 것에 반해 이번 실험에서는 상악, 치아, RME 설측부, RME 협측부, 각기 4개의 부분들은 합체하여 접촉 조건을 주었다. 각 부분은 각기 다른 Solid로 구성하여 각기의 변위나 응력이 접촉조건으로 조절된다. 상악의 골모델과 치아간의 접촉조건은 이탈력 50N이 부여된 상호접촉조건으로 주어졌으며 치아와 RME 부분간은 완전접촉조건으로 부여되었다. Solver는 Nastran 계열의 비선형 분석도구인 Marc (MSC Software)를 사용하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 0°로 전방견인 시

상악골 복합체의 인장-압축응력은 소구치와 대구치부 사이 치조능에서 상방부위와 익상돌기 상부에 인장응력에 집중되었고 상악골 복합체에서 Nasion 상방과 관골궁의 상방 일부에는 압축응력이 분포하여 상악골 복합체의 반시계방향 회전을 일으켰다.(Fig. 2) 측방변위측면에서 구치부 상방과 익상돌기 부분이 협착 되고 상악골의 전방부위에서 가장 많이 확장 되었다. (Fig. 2) 전후방측면에서 치조골 부위 상악골복합체에서 하방으로 위치할수록 전방이동양이 많고 상방으로 갈수록 전방이동량이 적어졌다.(Fig. 2) 그러므로 반시계방향 회전이 일어났다. 수직적인 측면에서 관골을 중심으로 전방부위로 갈수록 상방으로의 이동량이 크고, 후방으로 갈수록 하방 이동량이 커서 반시계방향 회전이 일어났다.(Fig. 2)

2. 전하방 30°로 견인 시

상악골 복합체의 인장-압축응력은 익상돌기와 소구치와 대구치사이 상방에서 상악골의 전상방

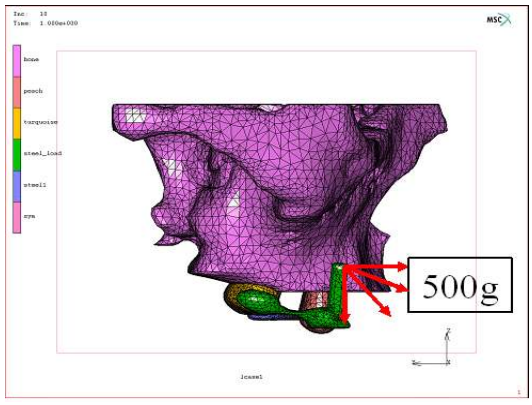
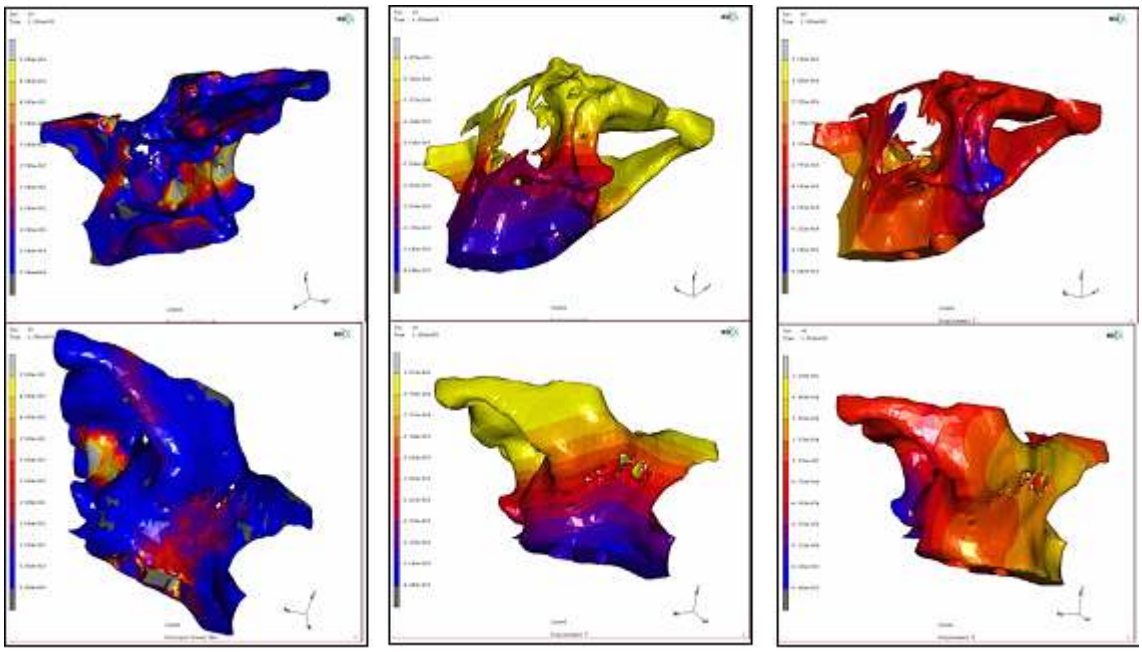
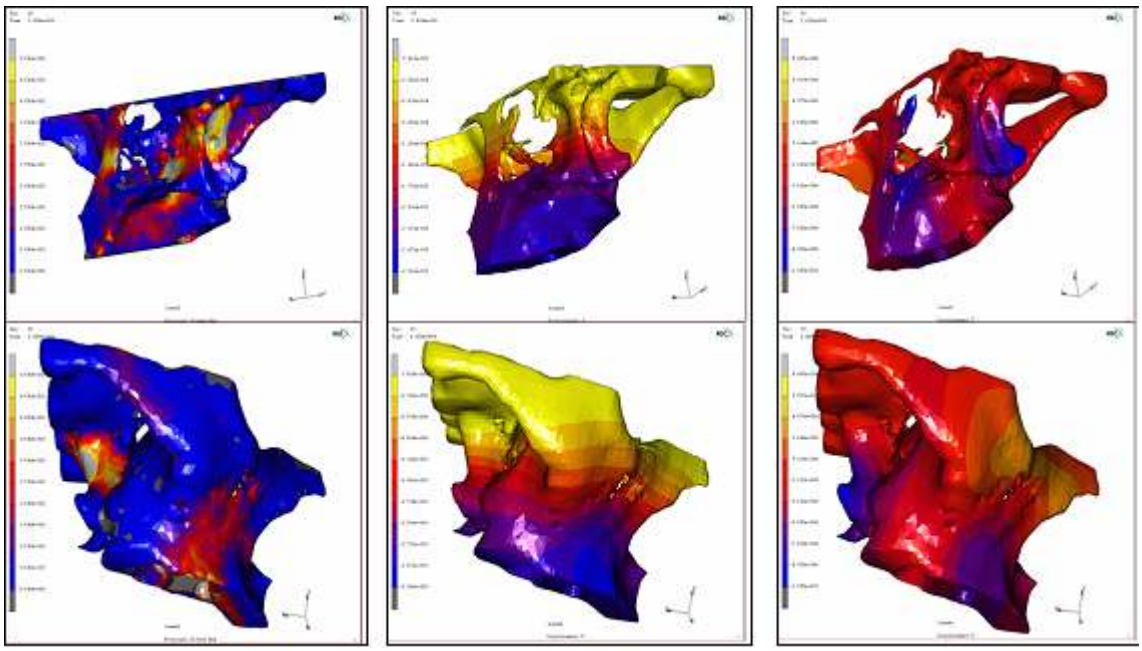


Fig 1. Protraction force of 500 mg was applied at 0, 30, 60 and 90 degrees downwards to the Frankfort horizontal plane.



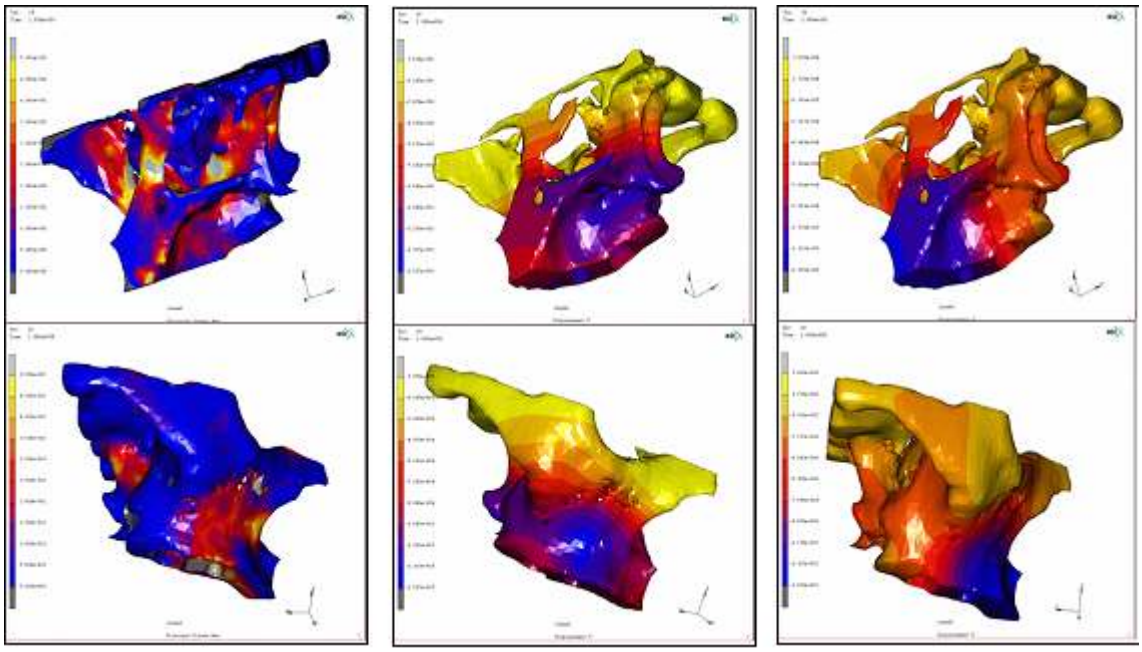
A B C

Fig. 2. Tensile-compressive forces (A), y-direction displacement (B) and z-direction displacement (C) of maxilla at 0 degree protraction.



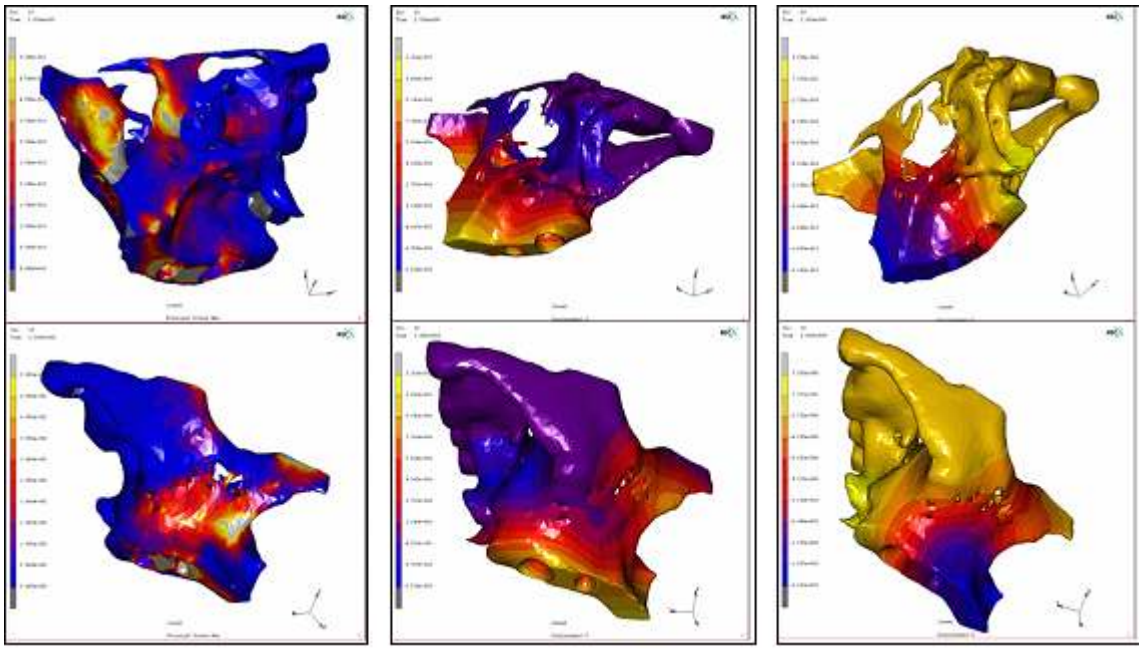
A B C

Fig. 3. Tensile-compressive forces (A), y-direction displacement (B) and z-direction displacement (C) of maxilla at 30 degrees protraction.



A B C

Fig. 4. Tensile-compressive forces (A), y-direction displacement (B) and z-direction displacement (C) of maxilla at 60 degrees protraction.



A B C

Fig. 5. Tensile-compressive forces (A), y-direction displacement (B) and z-direction displacement (C) of maxilla at 90 degrees protraction.

까지 넓게 인장응력이 분포했고 관골궁과 Nasion 상부에 압축응력이 분포했다.(Fig. 3) 측방변위측면에서 대구치 후방부위 상하방에서 주로 협착되고 소구치부분 상방에서 미약하게 확장되었다.(Fig. 3) 전후방측면에서 치조골 부위에서 대부분 많은 전방이동량이 생기며 특히 소구치 치근부에서 최대 이동량이 발생했다.(Fig. 3) 수직적인 측면에서 익상돌기 부분과 소구치와 견치 치근 부분 상방으로 많은 하방이동량이 발생했으며, Nasion 후방과 관골궁의 전방이 상방이동량이 일어나 관골궁 전방부분을 회전 중심으로 반시계방향 회전이 존재해지만 상악전치부의 하방이동도 관찰되었다.(Fig. 3)

3. 전하방 60° 견인 시

상악골복합체의 인장-압축응력은 익상돌기와 소구치부 상방에 인장응력이 분포되며 0°와 30°일 때에 비해 소구치에서 상악의 전상방으로 더 넓은 띠를 이루며 인장응력이 분포했다.(Fig. 4) 전체적으로 회전보다는 전하방으로의 상악이동을 볼 수 있다. 측방변위측면에서 상악의 전상방에서 협착되고 소구치 상방부가 확장되었다.(Fig. 4) 전후방측면에서 관골 하방의 모든 상악복합체 부위가 전방이동을 보였다.(Fig. 4) 수직적인 측면에서 소구치 치관부를 포함한 전방부의 하방이동량이 가장 많고 구치부쪽으로 가면서 하방이동량이 적어졌다.(Fig. 4)

결론적으로 60° 견인 시에는 오히려 후방회전이 일어났다.

4. 하방 90° 견인 시

상악골복합체의 인장-압축응력은 상악골복합체의 전방부에 인장응력이 넓게 분포하며 시계방향 회전을 보였다.(Fig. 5) 측방변위측면에서 상악골의 전상방이 협착되며, 소구치, 대구치 치관치근부와 익상돌기 위치에 확장이 나타났다.(Fig. 5) 전후방측면에서 대구치, 소구치를 포함한 전상방부위와 대구치를 포함한 후하방 부분은 후방 이동량이 많고 상악골 복합체의 후상방의 전방이동량이 많아 시계방향 회전을 보였다.(Fig. 5) 수직적인 측면에서 소구치 전상방은 하방이동량이 많고, 나머지 후상방으로 갈수록 상방이동량이 생겨 시계방향 회전이 일어났다.(Fig. 5)

Ⅳ. 고 찰

III급 부정교합 치료에 하악골 성장억제를 시도한 과거와 달리, 근래에 들어 상하악골의 조화, 심미성의 회복, 교합의 안정 등을 유도하기위해 상악골의 전방견인으로 치료가 증가되고 있다. 본래 상악골은 하악골과는 달리 석회화된 골들이 봉합조직들에 의해 연결되어, 이러한 봉합조직을 형성하는 결합조직섬유들은 교정적 악정형력에의해 확장되며, 이렇게 확장된 부분은 골화됨으로써, III급 부정교합을 치료하게 되며, 이러한 술식에 대한 동물실험과 임상실험이 오래전부터 시행되어왔다.

1970년 이전까지 III급 부정교합의 원인은 하악골의 과성장 때문인 것으로 해석하여 하악의 성장을 제한하는 장치를 사용하여 치료하였으나, 치료효과의 재평가와 상하악 골격양상과 III급부정교합의 원인골의 재확인이 연구자들에 의해 시행되었다. 이로 인해 III급 부정교합자들의 골격유형은 상악 열성장과 하악의 과성장 또는 두 가지 상황의 조합으로 나타나며 이 중 다수가 상악골의 열성장이 관여하고 있는 것으로 밝혀졌다. 이런 이유로 Mitani와 Fukuzawa[39]등은 상악 열성장인 III급 부정교합자의 치료에 chin cup이 적절치 않다고 보고하였고, 이러한 환자에서 상악골 견인을 위해 구외정형력이 사용되었는데 Dellinger[40], Kambara[41], Jackson[42], Nanda[43,44,45], Gersh[46]등은 실험적 연구에서 구외장치로 상악에 전방견인력을 가했을 때 상악골이 전방 위치됨을 기술하였고, Jackson[47]이나 Ishii[48,49]는 상악골의 전방이동시 상악골복합체가 전상방으로 회전한다고 하였고, Hinrichsen[50], Nanda[51] 등은 상악골 전방견인력의 방향에 따라 변위 양상이 달라진다고 하였다.

상악골 견인시 그 시기에 관해서는 많은 이견

이 있어왔는데 Nanda[52]는 최대 성장기나 이전의 상태에서 견인력을 적용 시 상하악의 성장 패턴을 바꾸어 준다고 하였고, 영장류 실험에서 성장이 끝난 원숭이에게서 중안모의 변위가 있었으나 성장기 보다는 변위량이 적었다고 하였다. 견인력 의 방향과 견인을 위한 작용점의 위치는 견인력과 함께 상악의 저항 중심에 중요한 연관성을 가진다. 상악골의 저항 중심의 위치에 대해 Nakagawa[53]는 평행한 선에서 볼 때 성인 두개골에서는 orbitale와 전비극사이, Miki[54]는 시상면을 시준으로 안와하연과 상악 제1대구치 원심, 상악 제1소구치의 근첨부를 연결한 중심점에 위치한다고 보고하였고, Hirato[55]는 coronal plane 분석을 통하여 상악 제1, 2소구치 치근 사이에 위치 한다고 하였다. Tanabe[56]는 수평으로 전방견인 시 ANS와 비강 중심 사이에서 견인할 때 회전 없이 이동하였고, 수직으로 견인할 경우는 상악 제1대구치 원심 부위에서 하방견인 시 회전 없이 이동하여 이 두 작용선의 교차점이 상악골체의 저항중심이 될 것으로 보고하였다. Cozzani[57]는 상악열성장의 치료목적이므로 가능한 한 이른 시기에(4세) 악정형력을 사용해야 한다고 하였으며, 그 이유는 상악 전방견인이 성장방향과 일치하며, 상악전방견인은 하악 후방이동과는 달리 치료 후 결과가 매우 안정적이라고 하였으며 6세 이상이 되면 그 효과는 제한된다고 했다.

이외에도 많은 임상적 실험적 상악의 전방견인에 대한 연구가 있어왔으나 상악골에 가해진 악정형력의 응력과 변위를 두개안면복합체 내부 골구조에서 평가하기에는 많은 한계가 있었다. 그러므로 과거 어려 웠던 두개안면복합체내의 응력 수준의 조사였으나, 과거 실물 건조두개골을 이용하여 실험모델을 만들어 pc를 이용한 유한요소법에서 진일보한 실제 환자를 CT상에서 촬영하여 상악골 복합체 모델을 만들어 계측하고 실험하여 매우 정밀하고 효과적인 연구가 될 것이라고 생각했다. 이러한 교정학분야에서 사용된 응력과 변위의 계측 방법으로는 strain gauge법,[26,27] holograph법,[28] 광탄성법[24,25]등이 있으며 최근에 생역학적인 분석에서 IT분야의 비약적 발전으로 한층 정확하고 단순해진 유한요소법이 빈번히 행해지고 있다.

본 연구에서는 CT scan 자료로부터 상악복합체의 유한요소 모델을 형성하는 방법을 소개 하였다. CT 이미지 상의 gray scale을 표현하는 HU 수치는 대상체를 통과한 방사선의 감쇠 정도를 나타내는 수치로써 대상체가 갖는 밀도를 표현하는 단위로 치환되어 사용될 수 있다. 그러나 인체의 골은 치밀골과 망상골로 나뉘어져 각기 다른 물성을 나타내므로, 위에서 언급한 밀도에 따른 비례적인 물성치의 대입은 치밀골의 물성을 너무 지나치게 높이는 결과를 가져올 수 있다. 따라서 망상골과 치밀골에 각기 다른 비례식을 적용시킬 필요성이 있다. 본 연구에서는 이전에 이러한 망상골과 치밀골을 위한 두 개의 비례식을 사용한 유한요소모델의 제작을 발표한 Cantaneo의 연구를 근간으로 하여 이루어졌다.

견인방향의 기준은 환자의 개별적 골격 특성에 따라 달라지는 교합면 보다는 두개저나 자연적 평면에 기준을 하는 것이 합당하리라 고려된다.

전체적인 상악복합체의 변위는 HU 수치를 이용한 모델에 비해 고전적인 모델이 적었는데 이는 고전적인 모델에서의 치밀골의 Young's modulus가 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 수치를 분석해 보면 이전의 연구에서 치밀골에 준하는 수치로 언급된 816 HU 이상의 진정한 의미의 견고한 구조의 치밀골은 하악에 비해 상대적으로 매우 적으며 상악의 대부분의 골조직은 CT상의 HU 수치로 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 modulus보

다 골에서의 실제 Young's modulus 분포를 더 실제적으로 대표할 수 있다. 따라서 시각적으로 구분해낸 고전적인 방법보다는 HU 수치를 이용했을 때 좀 더 환자의 역학적 구조를 잘 표현해 내리라 고려된다.

이 연구에서는 상악골 복합체 모델의 scale이 상대적으로 크기 때문에 치주인대는 유한요소모델에 포함되지 않았다. 이것은 이번 연구가 구치부로부터 치조골로의 국소적인 하중전달을 적절히 표현해주지는 못한다는 것을 나타낸다. 그러나 500g이라는 힘이 가해지는 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 전체적인 응력분포의 형태는 똑같이 유지될 것이고 전체적인 결과에는 유의성 있게 영향을 미치지는 않을 것이다. 이러한 불충분한 점을 고려하더라도, 그 결과는 향후의 악골에서의 좀 더 미세한 구조에서의 분석을 위한 필요한 전체적인 윤곽은 마련한 셈이다.

이 연구에서 중심이 되는 주제는 정적인 문제였으나 치아와 골 그리고 금속 파트를 연결하는 부위에서 일률적인 하나의 Solid를 부분으로 구분만을 둔 것이 아니라 각기 다른 부분을 붙인 형태의 접촉면이라는 비선형의 문제가 다루어지기 때문에 일반적인 Solver인 Nastran이 아니라 비선형 Solver인 Marc를 사용했다. 그러나 Nastran이나 Ansys와 같은 일반 Solver에서도 접촉에 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 수치에 따라 다르게 표현되는 각 부위는 모델의 요소의 크기에 의해 정확도가 제한받게 된다. 그러므로 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 두개골에 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. 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 균일하지 못한 특성으로 인하여 많게는 10GPa까지의 물성의 차이를 나타내게 된다. 응력의 방향에 따라 각기 다른 물성을 나타내기도 하므로 향후에는 물성의 방향에 따른 각기 다른 물성의 적용을 연구해야 하리라 사료된다.

0도로 견인시 기존 strain gauge로 계측한 인장응력부위와 유사한 소구치와 대구치사이 치조능에서 상방부위와 익상돌기 상부에 응력이 집중되고 압축응력은 기존위치보다 다소 위쪽인 Nasion과 관골의 상방에 위치한다. 이는 견인 방향이 더 적은 각도이기 때문에 압축부위가 상방으로 더 이동하여 상악골 복합체의 더 큰 전방회전을 나타내는 것이다. 전후방적인 면에서 수직적으로 하방으로 위치할수록 전방이동량이 많고 상방일수록 후방이동량이 많아 상악골 복합체의 전방 회전을 보여준다. 이는 고. 김[58], Hata와 Itoh[59]의 연구에서 상악궁에서 전방견인시와 거의 일치한다. 또한 Tanne[60]는 상방 견인할수록 두개상악복합체의 수평, 수직적 이동량이 많다고 보고하였다.

30도로 견인시 상악골복합체의 인장-압축응력

은 인장응력이 0도보다 좀더 확장되어 분포 되고 압축응력은 적어져서 전방회전량이 미미하게 줄어들고 전방이동량은 소구치부에서 최대이동량이 생긴다. 또한 수직적으로 익상돌기부분과 소구치 견치의 상부에 많은 하방이동량이 있고 Nasion후방과 관골궁의 전방에 상방이동이 생겨 미약한 반시계방향의 회전이 생긴다. 60도로 견인시 상악골복합체의 인장-압축응력은 익상돌기와 소구치상방에 인장응력이 분포하여 0도와 30도 일 때에 비해 소구치에서 전상방으로 넓은 띠를 이룬다. 그러므로 전체적으로 회전보다는 전하방으로의 상악이동을 볼 수 있다. 전후방적인 면에서 관골하방에서 모든 부분이 전방이동을 보이고 수직적인 면에서는 소구치 치관 부위를 포함한 전방부의 하방이동량이 크고 구치부갈수록 하방이동량이 적어지므로 이때부터 상악골복합체의 후방이동이 일어난다. 즉 30도와 60도 사이에서 견인 시에 가장 상악골복합체의 회전이 없이 안정적인 상악견인이 가능한 것으로 확인되었으며 상악골 복합체의 저항 중심의 대략적인 위치를 확인하여 이 각도 내에서 전방견인하는 것이 가능한 상악골 복합체의 회전없이 견인할 수 있는 방법이며, 이는 교합면 30-45도 사이에서 전방견인 시 가장 translatory displacement 된다는 Tanne[60]의 실험과 거의 일치한다. 저항중심은 어느 특정부위라기보다 악골의 물성, 견인방향에 따라 크게 변하지 않지만 유동적인 것으로 사료된다.

90도로 견인 시 인장응력이 상악골 복합체의 앞쪽에 넓게 분포하여 후방이동을 보인다. 전후방측면에서 대구치 소구치를 포함한 전상방부위와 대구치를 포함한 후하방 부분은 후방 이동량이 많고 상악골 복합체의 후상방이 전방이동량이 많아 후방회전을 보인다. 수직적인 측면에서 소구치 전상방은 하방이동량이 많고 나머지 후상방으로 갈수록 상방이동량이 생겨 후방회전을 하게 된다.

V. 결 론

상악골이 열성장인 III급 부정교합자에서 상악골을 500g의 힘으로 FH 평면에 대해, 각기 0도, 30도, 60도, 90도 하방경사를 부여한 전방견인에 대한 유한요소법적 연구로 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 0도 전방 견인 시 치조골의 전방이동이 가장 크고 두부 쪽으로 갈수록 전방이동이 적어지며 ANS와 비골 부분이 상방, 익상판 부분이 하방이동이 강해 결과적으로 관골을 중심으로 반시계방향 회전하고 익상판 부분에 인장력이 최대로 나타난다.
2. 30도 전하방 견인 시에는 소구치부 상방부위가 전방이동량이 가장 크고 소구치부와 익상판 부분의 하방이동량이 크고 안와하연에 상방이동량이 보이나 전체적으로 하방이동량이 커서 회전 중심이 0도로 견인시보다 전방으로 이동한 곳으로 보인다.
3. 60도 전하방 견인 시 소구치 치근부가 전방이동량이 크고 소구치부 포함하여 전방부위 하방이동이 크며 전체적으로 하방이동이 대세를 이룬다.
4. 90도 하방 견인시에는 익상판 부분을 포함하여 후상방부위는 전방이동, 소구치 전하방부분이 후방이동하여 시계방향 회전 하고 ANS 하후방부위에서 소구치부분이 하방이동, 익상판 부분이 상방이동하여 시계방향 회전 한다.

참 고 문 헌

1. Campbell PM. The dilemma or class Ⅲ treatment early or late. Angle Orthod 1983;53:175-91.
2. Hinirichsen GJ, Storey E. The effect of force on bone and bones. Angle Orthod 1968;38:155-65.
3. Irie M, Nakamura S. Orthopedic approach to severe class Ⅲ malocclusion. Am J Orthod 1975;67:377-92.
4. Angle EC. Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. Dent. Cosmos 1860;1:540-4.
5. Suzuki W. A cephalometric observation of the chin cap. J Oral Maxillofac Surg 1972;31:64-74.
6. Bell RA. The effect of maxillary expansion using a quad helix appliance during the deciduous and mixed dentitions. Am J Orthod 1981;79:152-62.
7. Jacobson A, Preston A. Mandibular prognathism. Am

J Orthod 1974;66:140-71.
8. Guyer EC, Ellis EE, McNamara JA, et al. Components of Cl Ⅲ malocclusion in juvenile and adolescents. Angle Orthod 1986;56:7-30.
9. Sue G, Chaconas SJ, et al. Indicator of skeletal Class Ⅲ growth. J Dental Res, special issue 1987:348.
10. Jacobson A, Preston A. Mandibular prognathism. Am J Orthod 1974;66:140-171.
11. Oppenheim A. A possibility for physiologic orthodontic movement. Am J Orthod 1944;30:345-69.
12. Dellinger EL. A preliminary study of anterior maxillary displacement. Am J Orthod 1973;63: 509-16.
13. Ishii E. Experimental study on the effect of the orthopedic appliance to skeletal Class Ⅲ cases with underdeveloped nasomaxillary complex. J Jpn Orthod Soc 1977;38:187-209.
14. Cozzani G. Extraoral traction and class Ⅲ treatment. Am J Orthod 1981;80: 638-50.
15. Simonsen R. The effect of the face mask therapy. Am J Orthod 1982;82:439.
16. Turley RK. Orthopedic correction of Class Ⅲ malocclusion with palatal expansion and custom protraction headgear. J Clin Orthod 1988;22:314-25.
17. 백형선. 상악골 전방견인장치의 효과와 안정성에 대한 두부방사선 계측학적연구. 대치교정지 1992;22:509-29 .
18. 백형선, 성상진. III 급부정교합환자에서 상악골 견인이 성장에 미치는 효과에 대한 연구. 대치교정지 1994;24(2):349-66.
19. Irie M, Nakamura S. Orthodontic appliance to severe skeletal Class Ⅲ malocclasion. Am J Orthod 1975;67:377-92.
20. Miki M. An experimental research on the dirccilonal control of the nasomaxillary complex by means of external force: Two dimensional analysis on the sagittal plane of the craniofacial skeleton. J Tokyl Dent Coll 1979;79:1563-97.
21. 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 Yokyo Dent Coll 1984;84:1225-6222.
22. Itoh T, Chaconas SJ. Photoelastic effect of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthod 1985;88:117-24. .
23. Ngan P.W, Hang U, Yiu C, Wei SH. Treatment response and long-term dentofacial adaptations to maxillary expansion and protraction. Semin Orthod 1997;3(4):255-64.
24. Hirose T, Kawagoe H. Photoelastic comparison of various maxillary protraction vectors. J Jpn Orthod Soc 1985;44:660-68.
25. 윤일성. 치관 보철물에 작용하는 Stress에 대한 광탄성적 분석. 대한치과의사협회지 1979;Jan;17:1.
26. Weijs WA. Dejongh HT. Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. Arch Oral Biol 1977;22:667-75.
27. Shunji Hata, Takami Itoh, Mikio Nakagawa. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987;91: 305-11.
28. 강홍석, 유영규. 상악전방견인시 악안면골의 초기반응에 Laser holography 연구. 대치교정지 1988;18:367-81.
29. 이중홍. 유한요소법 (I). 대한기계학회지 1973;13: 203-8.
30. 이중홍. 유한요소법 (Ⅱ). 대한기계학회지 1973;13: 299-302.
31. 한무현. 유한요소법에의한 Telescope crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한연구. 경희치대 논문집 1982;4:241-58.
32. 조호구. 정형력에 대한 하악골내의 응력 분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. 대한치과교정학회지 1984;14:No 1.
33. 윤일성. 치관 보철물에 작용하는 Stress에 대한 광탄성적 분석. 대한치과의사협회지1979;Jan;17:1.
34. Clough RW. The finite element method in plane stress analysis. Struct Div Asce proc 2nd conf Electronic computation 1960:345.
35. Miyasaka J, Tanne K Nakamura S. Finite element analysis for stress in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied an upper canines. Britsh J Orthod 1994;21:343-8.
36. Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data : a semi-automated method. Proc Inst Mech Eng 2001;215:203-13.
37. Esses, S. I 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.
38. Harp JH, Aronson J, Hollis M. Non invasive

determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by computed tomography scans. Clin Orthop 1994;301: 42-8.
39. Mitani H, Fukazawa H. Effect of chin cap force on the timing and amount of mandibular growth associated with anterior reversed occlusion (Class Ⅲ malocclusion) durigng puberty. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986;90:454-63.
40. Dellinger EL. A preliminary study of anterior maxillary displacement. Am J Orthod 1973;63:509-16.
41. Kambara T. Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the Macacairus. Am J Orthod. 1997;71:249-77.
42. Jackson GW, et al. Experimental and postex-perimental response to anteriorly directed extraoral force in young Macaca nemestrina. Am J Orthod 1979;75: 318-33.
43. Nanda R. Biomechanical and clinical consideration of a modified protraction headgear. Am J Ortdod 1980; 78:125-39.
44. Nanda R. Protaction of maxilla in Rhesus monkey by controlled extraoral forces. Am J Orthod 1978;74: 121-41.
45. Nanda R. Differential response of mindfacial sutures and bones to anteriorly directed extraoral forces in monkeys. J Dent Res 1978;57A:362.
46. Gersh GP. Anteroposterior movement of the maxillae with a modified sutural expansion device. Am J Orthod 1969;56:530-1.
47. Jackson GW, Kokich VG. Experimental and postexperimental response to anteriorly directed extraoral force in young Macaca nemestrina. Am J Orthod 1979;75:318-33.
48. Ishii H, Matsubara S. A statistical investigation to the effect of chin cap combined with maxillary protracting appliance to reversed occlusion case. J Jpn Orthod Soc 44:556-67.
49. Ishii H, Nakamura S. Experimental study on the effect of the orthopedic appliance to skeletal Class Ⅲ cases with underdeveloped nasomaxillary complex. J Jpn Orthod Soc 1979;38:187-209.
50. Hinrichsen GJ, Storey E. The effect of force on bone and bones Angle Orthod 1968;38:155-65.
51. Nanda R. Biomechanical clinical considerrations of a modified protrction headgear. Am J Orthod 1980;78:125-39.
52. Nanda R. Protraction of maxilla in rhesus monkey by controlled extraoral forces. Am J Orthod 1978:74:121-41.
53. Nakagawa M, Ichigawa K. Biomechnical effects of maxillary protrusion on the craniofacial complex-on the strain gauge measurements. J Jpn Orthod Soc 1986; 45:109-18.
54. Miki Y, Kuroda Y, Tokizane C. Application of maxillary forward traction device in skeletal class III maloclusion cases. J Jpn Orthod Soc 1985;44:144-59.
55. 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;84:1225-62.
56. Tanabe T. Experimental study on displacement of the maxillary complex. Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi 1983;42(3):322-35.
57. Cozzani G. Extraoral traction and class Ⅲ treatment. Am J Orthod 1981;80: 638-50.
58. 고정석, 김종철. 상악골 전방견인이 상악골체의 변위에 미치는 영향. 대치교정지 1995;25(5):543-55.
59. Hata, Itoh. Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthod 1987;91:305-11.
60. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effect of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. Eur J Orthod 1989; 11(4):382-91.

Correspondence to : Dong-Hwa Chung, D.D.S., M.S., Ph.D.
Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University, 7-1 San, Shinbudong, Cheonan, Chung-Nam 330-716, South Korea
+82 41 550 1941
E-mail: orthoforum@yahoo.com

- ABSTRACT -

Biomechanical Effects of Facial Mask according to Direction of Forces on the Craniofacial Complex : A Finite Element Study

Ha-young Hyun, Kyung-suk Cha, Dong-Hwa Chung

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Dankook University

Recently, many studies were reported accurate analysis of facemask effect due to the development of the personal computers and computer programs. The aim of this study is appropriate protraction direction of facemask using finite element study with computer aided design and computer aided measurement. The construction of the three dimensional FEM was based on the computer tomography(CT) scans of 13.5 year-old male subject. Protraction force of 500 mg was applied at 0, 30, 60 and 90 degrees downwards to the Frankfort horizontal plane, and maxillary displacement and stress distribution were measured. When 60 degree force was applied, it showed forward movement of premolar roots area and downward movement of anterior nasomaxillary area, and others showed clockwise rotation movement of the nasomaxillary complex. Finally, we can produce the protraction of maxillary bone without rotation of maxilla about 60 degrees.

Key word: Finite element method, Face mask, Protraction direction.