유한요소모델에서 레버암을 이용한 상악 6전치 설측 견인 시 초기 이동 양상

단국대학교 치과대학 교정학 교실

최인호·차경석·정동화

최근 치료기간의 단축과 심미성을 동시에 충족시키는 6전치를 설측에서 견인하는 레버암을 이용한 견인방법이 사용되고 있다.

본 연구에서는 상악골의 고전적인 2가지 물성으로 구성된 유한 요소 모델 (단순모델)과 새로이 개발된 24가지 물성으로 구성된 모델 (복합모델)을 생성하여 상악 6전치를 후방 견인 시, 각 치아와 치주인대에 나타나는 초기 이동량과 응력분포를 분석하였다.

23세 성인 남자의 CT 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 3차원 리버스 엔지니어링 컴퓨터영상프로그램 Mimics를 이용하여 상악골 및 상악 전치부의 3차원 입체영상모델로 재구성하여 finite element analysis (FEA) 모델을 완성하였다. 모델은 상악골, 상악 전치부 각 치아의 치주인대, lingual traction arm의 부분으로 구성되었다. 상악 6전치의 저항중심 부위를 지나도록 교합면에 대하여 평행하게 200g의 후방견인력을 적용한 후 나타나는 초기 이동량 및 응력 분포를 3차원 유한 요소법을 이용한 해석을 통해 비교하였다.

실험 결과 24가지 물성으로 구성된 복합모델이 2가지 물성으로 구성된 단순 모델에 비해 상악 중절치에서 보다 후방 이동되는 양상이 크게 나타났으며 수직적인 회전 양상 역시 크게 나타났다. 두 모델 모두 중절치와 측절치는 조절성 경사이동의 형태로 후방이동양이 견치보다 크게 나타났으나 견치는 이동량이 적은 대신 치근의 이동이 더 크게 나타났다. 수직적 이동양상에 있어 두 모델 모두 측절치와 견치의 접촉점을 중심으로 절치는 하방으로 견치는 상방으로 움직이는 회전양상을 나타났다. 응력의 비교에서는 단순 모델과 복합 모델에서 유사한 결과를 보였다. 비록 각기 다른 물성으로 인해 후방 이동량에서는 차이가 나타났으나 기본적인 치아의 이동양상은 두 모델에서 모두 같게 나타났다. (대한치과턱관절기능교합학회지 2008:24(2):213-230)

서 론

최근 심미적 요구에 의해 교정학 분야에서도 다양한 장치들이 개발되었고 특히 브라켓의 심미성을 강조하는 세라믹 브라켓이나 장치를 설면으로 옮긴 설측 교정 장치[1] 등이 사용되고 있다.

발치 후 상악 전치부를 후방 이동시키는 방법으로는 견치 이동 후 4전치를 후방 이동시키는 방법과 상악 6전치를 동시에 후방 이동시키는 방법이 있는데 고정원의 정도 및 위치에 따라 고정원이 되는 치아부위에 정출, 설측 경사 및 회전등의 부작용을 고려하여 치아 이동시 힘 체계

교신저자 : 정동화
충청남도 천안시 신부동 산 7-1, 단국대학교 치과대학 교정학교실
E-mail : abeh@dankook.ac.kr
원고접수일 : 2008년 1월 22일, 원고수정일 : 2008년 5월 29일, 원고채택일 : 2008년 6월 25일

를 정확히 예측하고 조절할 수 있어야 한다. 상악 6전치를 함께 견인하는 방법 중 C-lingual retractor[2]와 Lever arm technique[3,4]은 설측 브라켓의 도움 없이 견인 기간 중 순면의 장치 부착 없이 심미적인 상태의 유지가 가능하게 해주며 복잡한 와이어 벤딩이 필요 없고 상악전치의 조절성 경사 견인을 이루어 낼 수 있다.

교정력이 치아에 전달되었을 때 이동양상은 치아 주위 조직의 물성에 대한 응력과 관계가 있으나, 실제로는 제한된 치아 이동량과 속도, 치근 흡수, 치아 탈회, 치주 질환등의 이유로 인하여 임상 시 적절한 치료결과를 예측하기 힘들다.[5,6] 치아 이동시 응력과 변형과의 관계는 치아 자체의 탄성력을 제외한다면 치주인대와 골 구조 및 모든 구성요소의 정확한 기하학적인 영향이 초기 치아움직임에 중요한 영향을 끼친다. 치아 이동은 저항중심에 대해 후방 견인력의 작용점의 위치에 의해 결정되며, 저항중심 (center of resistance)에 대해 힘이 가해질 때 평행이동이 일어난다. 치아의 저항중심에 대한 연구로는 단일 치아에 대한 연구[7-11]와 다수의 치아를 동시에 이동시킬 때 저항중심에 대한 연구가 있었다. 선학들은 저항중심의 위치변화와 치조골의 높이 등을 고려하여 전치부 치축 설측 경사 및 정출을 방지할 수 있다고 하였다.[12-14]

교정력에 의한 치아의 이동을 분석하기 위한 방법에는 laser holography[11,14,15], photoelastic analysis[16], strain gauge[17]등을 이용한 연구가 있었으며 이후 컴퓨터 공학의 발전으로 가상의 물체에 힘을 가했을 때의 변형의 모양, 분포, 응력의 분포 등을 컴퓨터로 계산하기 위한 수학적 방법의 일종인 유한 요소법 (Finite element analysis)이 교정학에서도 생역학적인 연구를 위하여 도입되었다.[18-20] 기존 유한요소 모델을 치과에 도입하여 장치나 힘의 적용이 어떤 효과를 나타내는가를 분석하는 연구가 있었지만 단순히 치밀골과 망상골로만 표현하는 것으로 여러 한계점을 나타냈다. 그러나 최근에는 CT로부터 얻은 정보를 이용하여 3차원 이미지를 직접적으로 얻을 수 있을 뿐만 아니라 물리적 특성을 부여한 유한요소 모델로 변경하여 사용하는 방법이 점차 연구되고 있다.[21,22] Maki 등[23]은 CT를 이용한 3차원 유한 요소법은 하악 치밀골의 골 밀도에 따른 성장변화와 응력 분포에 유용하다고 하였다.

이번 연구는 상악 전치의 견인 시 실제의 골밀도에 따른 물성을 부여한 모델이 어떠한 차이를 보이는 지를 알아보기 위하여 시행되었다.

기존의 연구에서는 골의 형태를 CT나 해부학적 단면상에서 시각적으로 치밀골과 망상골을 구분하여 두개의 물성만을 일률적으로 부여하여 치밀골 혹은 망상골의 물성을 대입한 것이었다.

본 연구에서는 상악골의 물리적 특성에 따른 2가지 물성의 유한 요소 모델 (단순모델)과 24가지 물성의 모델 (복합모델)을 생성하여 유한요소법적 분석을 통해 상악 6전치를 후방 견인 시 다양한 힘 체계와 개개 치아의 이동 양상을 FEA 모델 상에서 힘의 적용 전후를 비교하여 조건을 객관화 시키고 응력 분포와 변위량을 찾아 각 치아에 가해진 힘의 크기 및 치주인대에 발생하는 초기 응력분포를 분석하여 임상에서의 바람직하지 않은 치아의 이동을 감소하여 효과적인 치료법의 참고가 될 수 있도록 하였다.

재료 및 방법

1. 연구 대상

이 연구는 단국대학교 치과대학병원 교정과에 내원한 환자 중 전산화 단층사진 (Computed Tomography) 촬영을 시행한 환자를 대상으로 하였으며 단국대학교 치과대학 임상 실험 위원회 (IRB, institutional Review Board)의 승인을 거친 후 시행하였다. 23세 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 단층 촬영 장치 (Light Speed Volume Computed Tomograph, 64channel, General Electronics. USA)에 위치시키고 안면의 시상 중앙 정중선이 촬영 장치의 장축과 일치되게 한 후 하악골이 포함되도록 두개악안면 부위의 촬영을 시행하였다. 조건은 gantry의 각도가 0°, 120 kV와 auto mA였으며, 0.625 mm thickness, slice pitch 3, scanning time 4초, 시야 (Field of view) 250 mm였다. 이에 의해 0.625 mm의 slice thickness DICOM 영상정보를 구성하였다.

(2) 3차원 유한요소 model의 제작

전산화단층사진 촬영으로 얻은 DICOM 영상정보를 컴퓨터로 옮긴 후 3차원 영상프로그램 (Mimics 10.11, Materialise's interactive Medical Image Control System, Materialise, Belgium)을 이용하여 3차원 입체영상을 제작하였다 (Fig 1). CT상에서 gray scale을 표현하는 수치인 Hounsfield Unit (HU) 값을 일반적인 골밀도인 250에 맞추어 전체적인 골격을 불러들이는 masking을 하였다. 이 mask를 대상으로 하여 3차원 재구성 (3 Dimensional volume rendering)은 연속적인 삼각형으로 구성된 표면의 표현인 Triangularization을 통해 이루어졌다.

하악의 분리는 상악과 접합된 모든 하악의 픽셀을 제거 후 새로운 영역 (상악)만을 지정하여 3차원적으로 재구성 하였다. 치아의 분리 시 가장 단단한 부분만을 구분 짓기 위해 HU를 1300으로 지정하였고 3차원 재구성 하였다 (Fig 2). 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 anterior nasal spine 고경에서 수평으로 자른 면으로 후방경계는 maxillary tubercle 후방에서 수직으로 자른 면으로 나누었다 (Fig 3).

치주인대는 Coolidge[24]의 연구를 참고로 하여 나이, 부위, 개인차를 고려하지 않고 평균 0.25

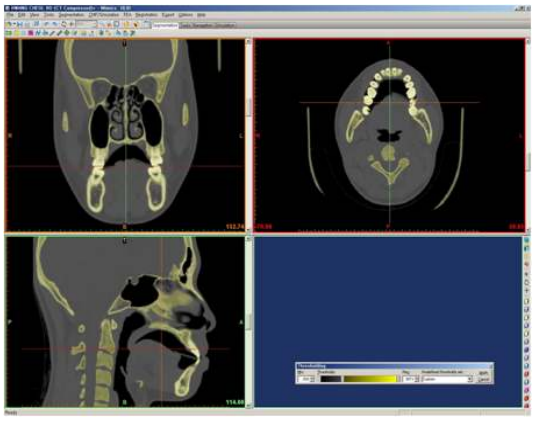

Fig. 1. CT file (DICOM image) was loaded by Mimics program.

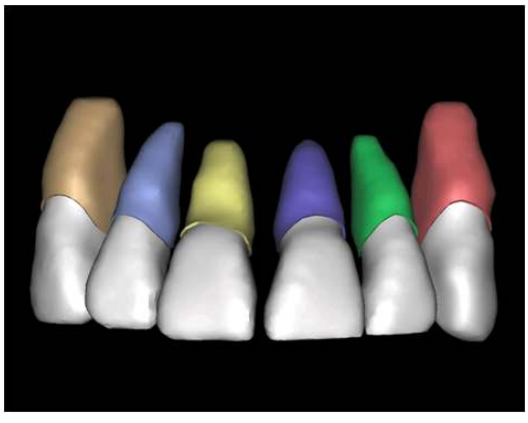

Fig. 2. Maxillary anterior teeth and periodental ligament were reconstructed by Mimics program (frontal view).

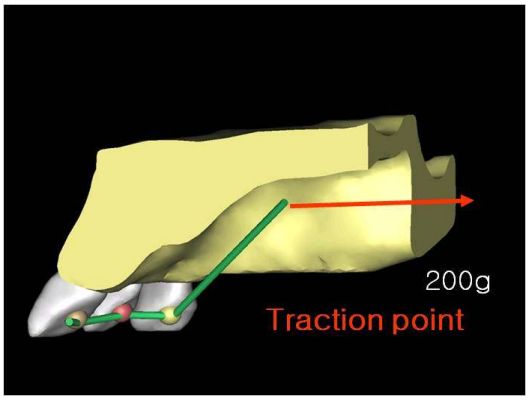

Fig. 3. Lingual lever arm and half model were reconstructed by Mimics program (sagittal view).

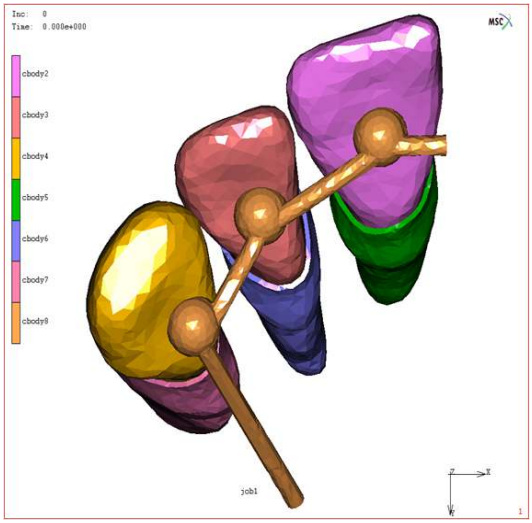

Fig. 4. Maxillary anterior teeth and traction arm were attached completely (occlusal view).

mm의 두께로 균일하게 치아의 둘레에 생성하여 연결하였다. 또한 lingual traction arm은 직경 3.0 mm의 ball 과 직경 1.0 mm의 원통형 막대를 일체형으로 묶어 하나의 솔리드로 생성하여 완전

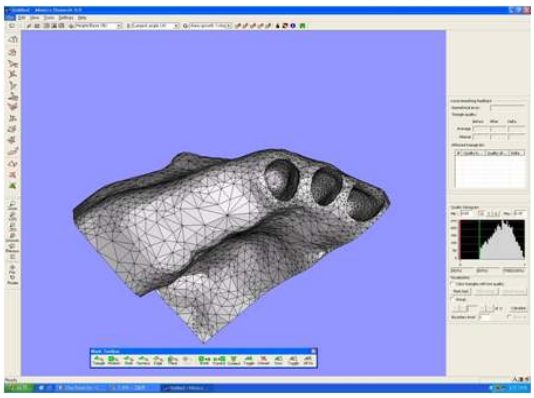

Fig. 5. Remeshing procedure to optimize triangular quality and number in occlusal view.

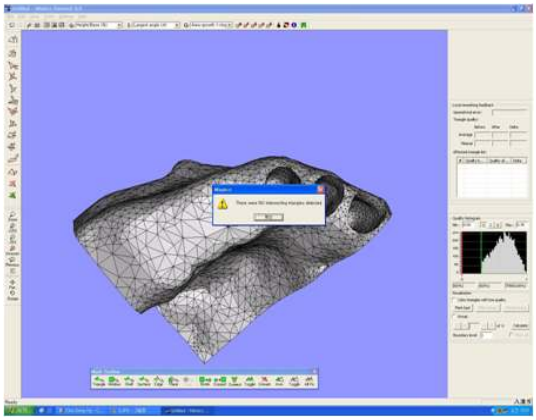

Fig. 6. Removing of Intersecting triangle proceed to optimize triangular quality and number in occlusal view.

고정을 하였다 (Fig 4). 생성된 3D object를 volume meshing 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. 그리고 다음과 같은 3단계의 remeshing protocol을 따라 단계적으로 remesh를

Table I. Number of elements of adult in finite element model.

	Maxillary complex	#11 Tooth		#12 Tooth		#13 Tooth		Lingual traction arm
No. of Elements	68133	Tooth	PDL	Tooth	PDL	Tooth	PDL	16675
		9499	2733	8164	3670	10414	3136	

해주었다 : 1) 대상의 삼각형의 양을 줄임 2) 대상의 삼각형 질의 향상 3) 따로 떨어져 나간 독립적인 외부의 shell 제거 (Fig 5).

또한 Patran program (MSC Software) 실행 시 에러가 날 수 있는 부위인 intersecting triangle을 제거하고 확인하였다 (Fig 6). 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 다시 불러내었다. 결과적으로 68,133개의 요소로 구성된 구개골 그리고 치조골이 포함된 상악골 모델과, 상악 중절치는 9499의 치아와 2733개의 치주인대, 상악 측절치는 8164개의 치아와 3070개의 치주인대, 상악 견치는 10414개의 치아와 3136개의 치주인대 요소로 구성되었고 그리고 16675개의 요소로 구성된 lingual traction arm이 3차원적으로 형성되었다 (Table 1).

(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[21]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 각각의 Young's modulus를 얻는다. 이러한 방법은 25 MPa (가장 낮은 밀도를 가지고 있는 해면골)에서부터 22 GPa (가장 높은 밀도를 가지고 있는 피질골)까지 다양한 Young's modulus를 나타내게 된다. 각각의 골 요소의 포와송비는 Young's modulus가 25 MPa인 경우에서 0.3, 그리고 22 GPa인 경우에서 0.2로의 선형적인 증가의 관계에 기초하였다.

각기의 Apparent density에 해당하는 HU 값이 Esses[25]와 Harp[26]의 연구로부터 얻어졌다. CT 이미지 상의 HU 값이 816보다 같거나 작은 경우는 망상골을 위한 물성을 따르며 HU 값이 816이상인 경우 치밀골을 위한 물성을 따른다. Cattaneo[21]의 방식으로 만든 표로부터 HU 값을 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 24개의 물성을 갖는 모델이 제작되었다. 단순모델은 Tanne[18]의 연구를 참고로 하여 모델을 제작 하였다.

Mimics에서 물성이 주어진 모델은 다음의 3가지 요소로 구성되어져 있다. 1) 24개의 물성으로 이루어진 상악모델 2) 상악 중절치, 상악 측절치, 상악 견치의 치아와 치주인대 3) lingual traction arm 부분. 이들 3개의 부분들은 각기 Nastran 파일형식 확장자인 “out”으로 저장되어 Patran에서 각기 읽혀져 합체하게 된다. 이 연구에서 사용된 유한요소는 Tetrahedron (solid 72)을 사용하였다.

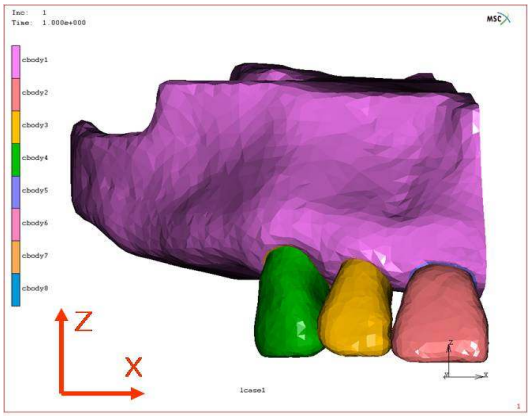

Fig. 7. Boundary conditions were fixed the movements to the directions of X, Z axis.

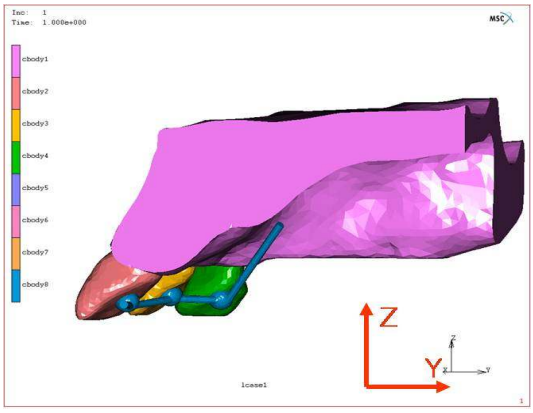

Fig. 8. Boundary conditions were fixed the movements to the directions of Y, Z axis.

(4) 경계조건 및 전방 견인력

경계조건은 모델의 후면과 중심부 그리고 상부를 각기 X, Y, Z축 방향으로의 이동을 고정하였으며 모델은 X축에 대해 대칭으로 설정하였다 (Fig 8, 9). Lingual traction arm은 구내 장치로 상악 전치 모두에 연결되었으며 구개측 후방으로 힘 작용점을 설계한 모델을 제작하였다. 후방 견인 방향은 교합 평면을 기준으로 하고 평행하게 후방 견인을 시행하였다. 견인력의 크기는 200g으로 하였으며 저항 중심을 통과하도록 힘의 방향을 설정하였다 (Fig 3). 이전에 이루어졌던 기존의 실험들은 치아, 치주인대와 골, 그리고 견인부분들을 하나의 solid로 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 골 모델과 치아간의 접촉조건은 이탈력 50 N이 부여된 상호접촉조건으로 주어졌으며 치아와 lingual traction arm은 완전 접촉조건으로 부여되었다. Solver는 Nastran 계열의 비선형 분석도구인 Marc (MSC Software)를 사용하였다.

결 과

1. 상악골

설측으로 힘을 가하였을 경우 상악골 전방부의 후방 이동을 보이고 있었다. 복합 모델에서는 최대 2.611×10^{-4} mm의 후방 이동을 보이고 단순모델은 최대 1.147×10^{-4} mm에 후방 이동을 보여 복합모델에서 후방 이동이 크게 나타나는 양상을 나타내고 있었다 (Fig 7, 8). 측방에서 보았을 때 두 모델에서 거의 비슷한 후방 이동 양상을 보이고 있었으며 최대 2.225×10^{-4} mm의 이동량을 보이고 있었다 (Fig 9, 10). 후방 이동 양상은 중절치 부위가 최대 2.225×10^{-4} mm로 제일 크게 나타났고 측절치 부위는 1.839×10^{-4} mm, 견치 부위는 1.067×10^{-4} mm순으로 나타나고 있었다 (Fig 11, 12). 시상면상에서의 회전 양상을 나타내는 결과로 복합모델에서 단순모델에 비하여 상악의 시계 방향의 회전 양상이 크게 나타났다. 복합모델에서 상악골 전방부의 최대 1.663×10^{-4} mm의 하방 이동과 상악골 후방부위의 최대 4.509×10^{-5} mm의 상방 이동 양상이 나타났다. 단순모델에서는 상악골 전방부의 최대 8.633×10^{-5} mm의 하방

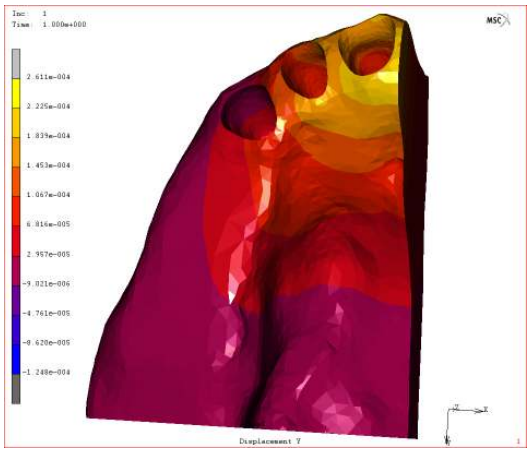

Fig. 9. 3D representation of displacement on Y direction in the multi model (occlusal view).

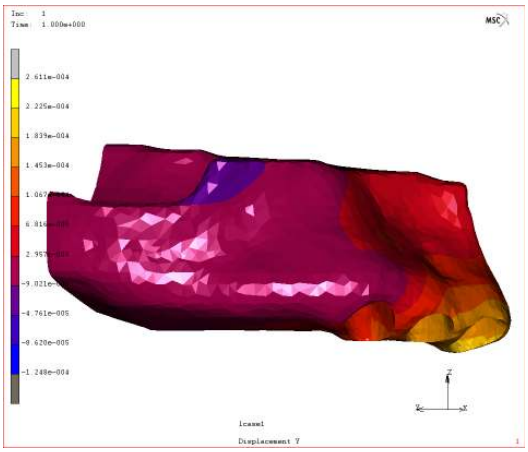

Fig. 11. 3D representation of displacement on Y direction in the multi model (lateral view).

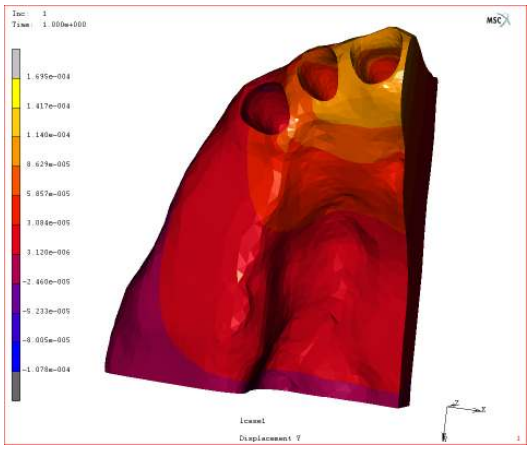

Fig. 10. 3D representation of displacement on Y direction in the simple model (occlusal view).

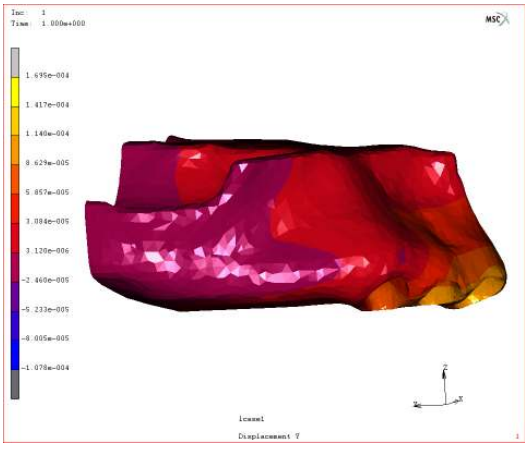

Fig. 12. 3D representation of displacement on Y direction in the simple model (lateral view).

이동과 상악골 후방부위의 최대 1.481×10^{-5} mm의 상방 이동 양상이 나타났다. 복합모델에서 단순모델에 비해 약 2배 가량 큰 수치를 보였다 (Fig 13, 14).

2. 상악 전치

상악 중절치와 측절치는 치관 부위에서 각각 최대 3.666×10^{-3} mm후방 이동량의 경사 이동 양상을 보이고 있으며 견치에서는 치근단부위의

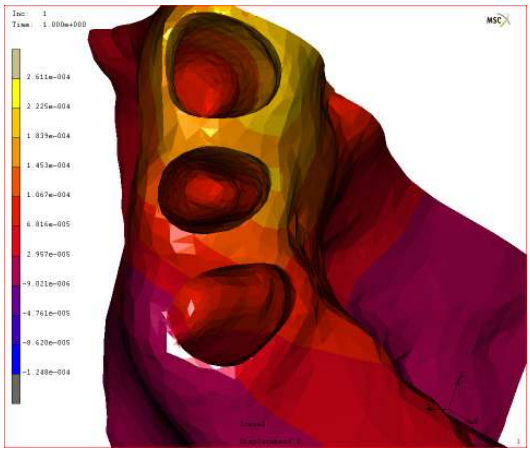

Fig. 13. 3D representation of displacement on Y direction in the multi model (occlusal view). Maxillary central incisor and lateral incisor showed tipping movement and maxillary canine moved bodily (mm). The amount of distal movement was highest in maxillary central incisor: Maxillary lateral incisor and canine were followed.

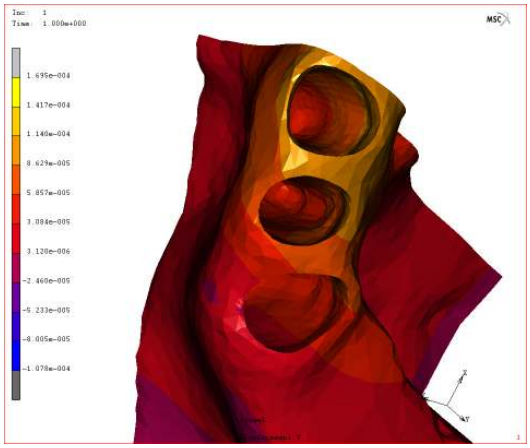

Fig. 14. 3D representation of displacement on Y direction in the simple model (occlusal view). This simple model revealed similar pattern of movement on incisors and canine. However the amount of movement was smaller in the simple model (mm).

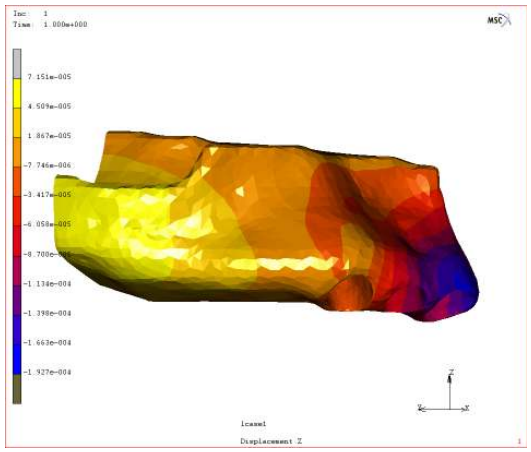

Fig. 15. 3D representation of displacement on Z direction in the multi model (lateral view).

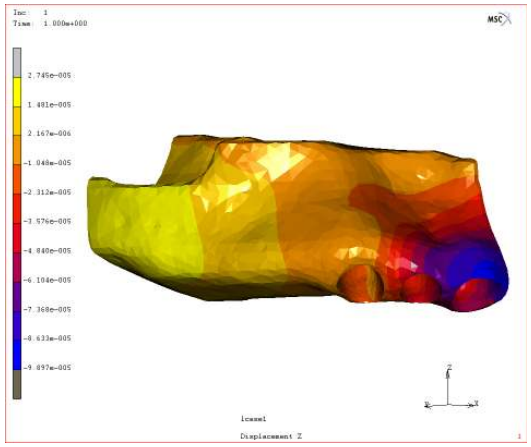

Fig. 16. 3D representation of displacement on Z direction in the simple model (lateral view).

최대 4.988×10^{-4} mm 후방 이동과 치관부위의 6.903×10^{-3} mm 전방 이동에 의한 회전 양상이 나타나고 있었다 (Fig 15, 16).

두 모델 모두 측절치의 원심을 중심으로 측절치와 중절치의 치관은 하방으로 견치는 상방으

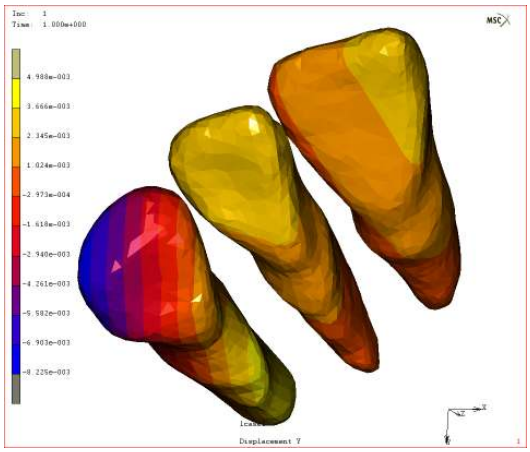

Fig. 17. 3D representation of displacement on Y direction in the multi model (palatal view). Although maxillary central incisor and lateral incisor showed controlled tipping movement, canine rather revealed root movement.

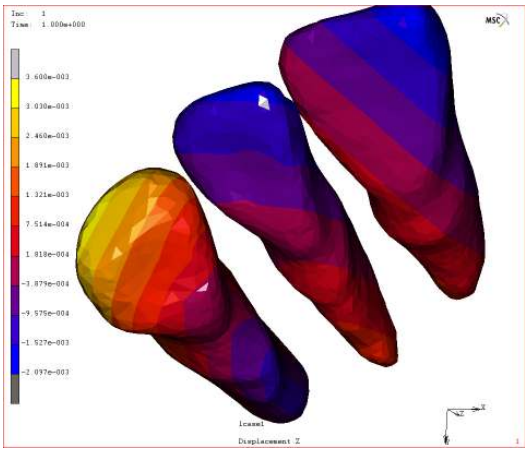

Fig. 19. 3D representation of displacement on Z direction in the multi model (palatal view). Central incisor and lateral incisor moved inferiorly and canine moved superiorly showing rotational placing its center of resistance at the distal point of lateral incisor.

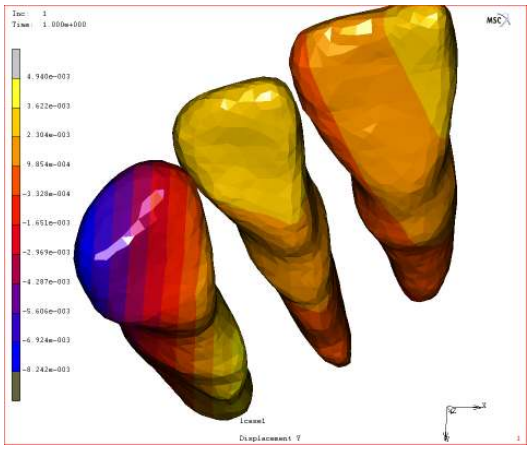

Fig. 18. 3D representation of displacement on Y direction in the simple model (palatal view). Although maxillary central incisor and lateral incisor showed controlled tipping movement, canine rather revealed root movement.

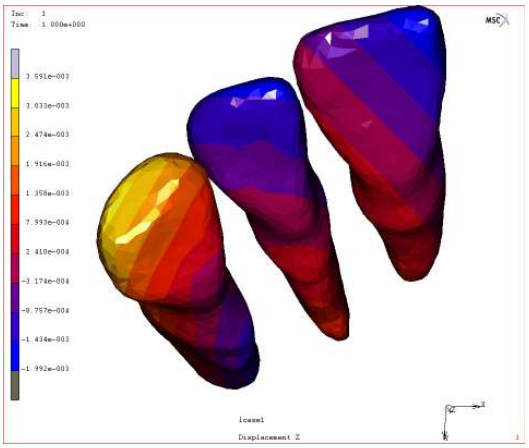

Fig. 20. 3D representation of displacement on Z direction in the simple model (palatal view). Central incisor and lateral incisor moved inferiorly and canine moved superiorly showing rotational movement placing its center of resistance at the distal point of lateral incisor.

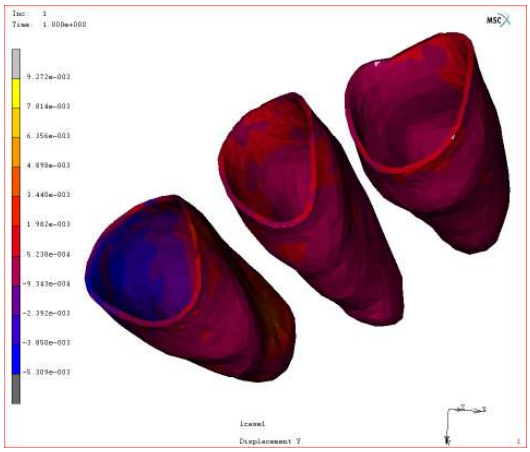

Fig. 21. Displacement of periodontal ligament on Y direction in the multi model (occlusal view). Although maxillary central incisor and lateral incisor showed controlled tipping movement, canine revealed root movement with slightly rotational movement.

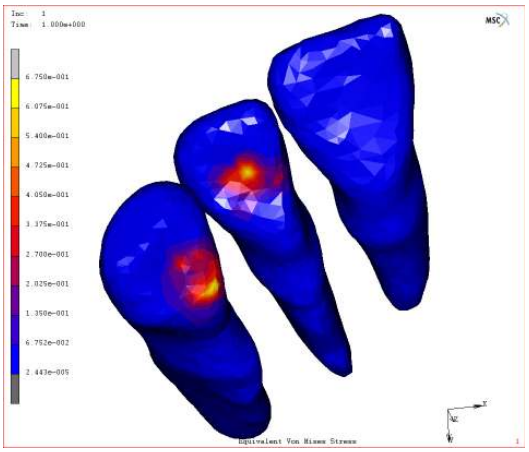

Fig. 23. 3D representation of Von Mises stress in the multi model (palatal view). Highly concentrated parts were located at lingual side of lateral incisor and canine.

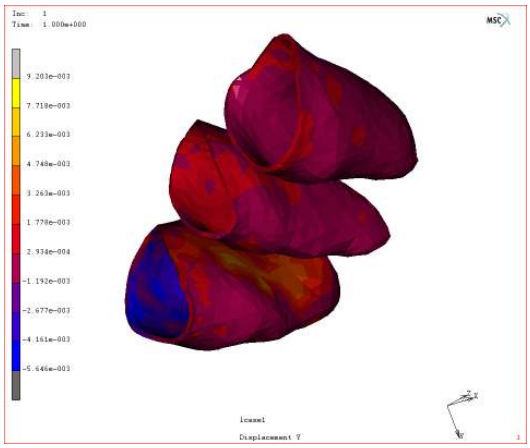

Fig. 22. Displacement of periodontal ligament on Y direction in the simple model (occlusal view). Although maxillary central incisor and lateral incisor showed controlled tipping movement, canine revealed root movement with slightly rotational movement.

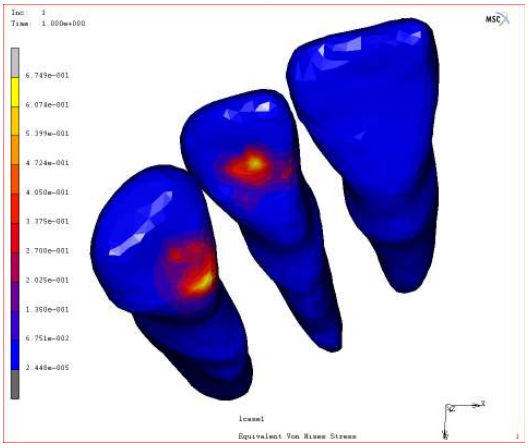

Fig. 24. 3D representation of Von Mises stress in the simple model (palatal view). Highly concentrated parts were located at lingual side of lateral incisor and canine.

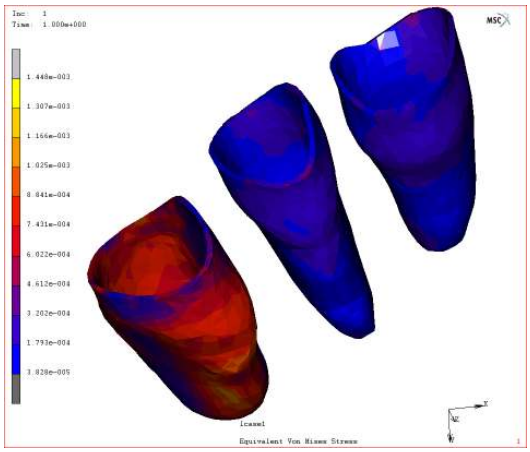

Fig. 25. 3D representation of Von Mises stress in the multi model (palatal view). Highly concentrated parts were located on canine.

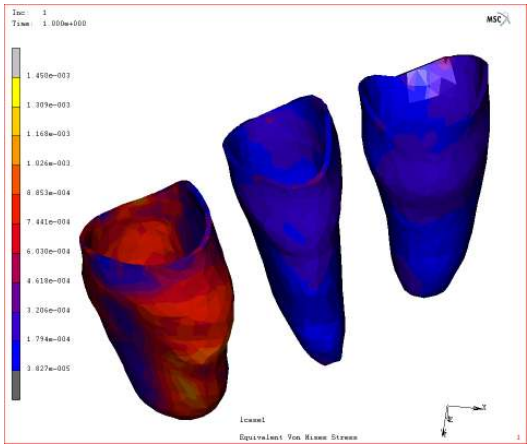

Fig. 26. 3D representation of Von Mises stress in the simple model (palatal view). Highly concentrated parts were located on canine.

로 이동하는 양상을 보이고 있었다 (Fig 17, 18, 19, 20). 견인 시 치아에 가해지는 응력은 장치를 부착한 부위에 가장 집중되어 있으며 특히 견치와 측절치에 6.074×10^{-1} MPa로 집중되어지는 양상을 보여주었다 (Fig 21, 22). 전반적으로 세 치아 모두 치주인대에서 응력을 받고 있으나 그중 견치 치주인대는 특히 응력이 최대 6.022×10^{-4} MPa 로 집중되어 있는 양상을 보인다 (Fig 23, 24). 단순 모델과 복합모델을 비교하여도 유사한 결과를 보이고 있다.

총괄 및 고안

교정치료에서 치아에 힘을 적용 했을 때 치아는 치조골 내에서 나타나는 골 반응으로 인하여 치아가 이동하는데 이러한 골에서의 변화가 치주인대를 통하여 중재되기 때문에 초기의 치아 이동은 골과 치주인대를 배경으로 하여 기계적 힘에 의한 재형성 반응을 기본으로 한다.

치아에 교정적 힘을 적용하면 치조골내에서 치근의 이동이 일어난다. 치아는 치조골 내에서 이동을 하게 되지만 이러한 이동은 치근막내에서 이루어지게 되며 짧은 시간 힘을 유지한 뒤 계속적인 힘의 적용이 없으면 치아는 pre-loading position 으로 돌아간다. 이 과정을 초기 치아 이동이라고 한다.[27-29] 이러한 초기 치아이동은 순간의 응력의 분포를 해석하여 표현하는 것이며 장기해석이나 대변형 (large deformation)은 포함하지 않으나, 초기 치아이동은 향후에 나타내어질 이차적인 골 반응을 어느 정도 예측가능하게 한다.

본 연구에서는 실험시에 나타난 치아 및 치주인대의 순간적 초기반응을 해석하여 그 결과로 인한 이차적인 골 반응을 예측하여, 임상에서의 바람직하지 않은 치아 이동을 감소하고 효과적인 치료법 또한 예측 하여 치료기간이 단축 될 수 있는 토대를 마련하기 위해 디자인되었다. 성인 교정 치료 시 치료기간의 단축은 생역학적인 원리를 이용한 효율적인 치아이동을 통하여 이루어질 수 있다. 발치 후 상악 전치부를 후방 이동시키는 방법으로는 견치 이동 후 4전치를 후방 이동시키는 방법과 상악 6전치를 동시에 후

방 이동시키는 방법이 있다. 상악 6전치를 함께 견인하는 방법에 대해 Vanden 등[12]은 견치를 단독 견인 하는 것보다 6전치를 동시에 견인하는 것이 고정원에 부담을 주는 것이 아니라고 하였고 심미적이라고 하였다. 전치부의 견인에 있어 경사되어 이동되어지며 정출이 되는 문제를 해결하기 위하여, 박 등[4]은 레버 암 시스템이 구개부에 힘의 적용점을 이상적으로 위치할 수 있기 때문에 원하는 힘을 적절하게 적용할 수 있다고 하였다. 정 등[2]은 상악 전치부를 후방 견인하기 위해 C-Lingual retractor를 사용하기도 하였다. 이는 기존의 장치에 비해 제작 및 임상 적용에 보다 많은 장점을 가지고 있었다. C-Lingual retractor는 견인 기간 중 설측 bracket과 순면의 장치 부착 없이 심미적인 상태의 유지가 가능하게 하여주며 복잡한 와이어 벤딩이 필요 없고 상악전치의 조절성 경사 견인을 이루어 낼 수 있었다. 이 연구에서도 비슷한 디자인의 설측 견인 장치를 제작하였고 모델제작 시 lever arm과 와이어와 볼을 하나의 solid mesh 부위로 구성하였다.

상악 전치부를 견인 시에는 고정원의 정도 및 위치에 따라 고정원이 되는 치아부위에 정출, 설측 경사 및 회전등의 부작용을 고려하여 치아 이동시 힘 체계를 정확히 예측하고 조절 할 수 있어야 한다. 치아에 힘을 가하면 치아와 저항중심과의 관계에 따라 복합적인 치아의 이동 양상을 보이며 이때 치아 및 치주인대에 나타나는 변화는 궁극적으로 치조골과 기저골의 응력분포에 영향을 미치게 된다. 상악 전치부의 이동 양상 조절에 관여하는 여러 요소 중 상악 골격의 물리적 형태는 연령이나 성별에 의한 차이를 나타낼 수 있는 부위이다.

환자의 연령은 치아이동에 영향을 미치는 중요한 요소이다.[30] 성인 환자와 성장 중인 환자사이에는 골격적 성숙도의 차이에 따라 물리적 성질의 차이가 나타난다. Lauretani 등[31]은 나이가 들어감에 따라 골의 밀도와 형태의 변화를 연구하였는데 어릴수록 골막의 침착 속도는 빠르고 나이가 들어갈수록 골 소실이 많아져서 골수강의 증가를 보인다고 하였다. Cooper 등[32]은 치밀골의 밀도와 형태에 성별과 나이가 중요한 요소라고 하였으며 시간이 지날수록 점차 다공성이 증가된다고 하였다.

성인 환자에서 골 밀도가 큰 치밀골에서의 저항력으로 인하여 치아이동이 저항을 받게 되는데 이는 성인의 치밀골은 성장중인 아동에 비해 두껍고 해면골이 부족하며 이에 따라 골수강이 좁아 혈류가 충분치 못한 제약이 있기 때문이다. Wilcko 등[33]은 치아의 이동속도는 골의 재형성과 골의 밀도와 치주인대의 초자양화에 의해 영향을 받으며 골의 재형성이 증가되고 골밀도가 낮을 경우 치아 이동이 빠르다고 하였다. Ren 등[34]은 초기 치아이동에서 어린나이에서 반응성이 좀더 좋기 때문에 빠른 치아 이동을 보인다고 하였다. 연령이외에도 상악골의 물리적 물성 차이에 따른 페이스 마스크에 대한 유한요소 분석법에서 정[35]은 고전적 방법의 상악골 모델의 경우 실제 물성을 부여한 모델의 경우에 비해 이동량이 제한적이고 단단한 구조임을 언급한 바 있다.

상악 6전치 설측 견인 시 저항 중심에 대한 연구에서 정 등[2]은 단순한 형태의 유한 요소 모델을 만들어 사용하였다. 그러나 이 유한요소 모델은 표준 덴티폼을 기준으로 제작되어 실제 환자와는 골과 치아의 형태, 물성에서 차이를 보였다. 또한 치아의 형태 또한 각이 진 단순화된 모델이었으며 단순히 각 치아의 절단면과 치첨의 순설측 이동 양상만을 기록하였다.

본 연구에서는 Cattaneo 등[21]의 연구방법에서와 같이 망상골과 치밀골을 위한 각기 두 개의 비례식을 사용한 유한요소모델의 제작 방법을 근간으로 하였고, 환자와 가까운 상악 6전치 모델에서 설측 견인 시 상악골의 물리적 특성을 2가지 물성의 유한 요소 모델 (단순모델)과 24가지 물성의 모델 (복합모델)을 생성하여 이에 따른 치료효과를 유한요소법적 분석을 통해 치아와 치주조직의 초기 이동 양상과 응력 분포에 대한 비교 연구를 하였다. 전체적인 상악골의 이동

량을 측정함은 물론 치주인대와 치아에서의 이동량과 응력의 분포를 분석하여 실제와 유사한 상황에서 각 구성요소의 변화를 관찰할 수 있었다.

상악 치조골상의 이동량에 있어 정[35]의 연구에서와 같이 24가지 물성을 부여한 복합모델이 단순 모델에 비해 상악 중절치에서 보다 후방 이동되는 양상이 크게 나타났으며 수직적인 회전 양상 역시 크게 나타났다. 이전의 상악복합체에 대한 유한요소 방법에서와 같이 고전적인 방법의 치밀골과 망상골의 두 가지의 물성만을 가지는 경우에 비해 실제적인 HU 수치를 참고하여 골의 밀도를 반영한 모델에 있어 훨씬 골이 유연함을 알 수 있었다.

교정력에 대한 치아 혹은 치아 그룹의 생역학적 반응은 저항중심과 힘의 위치에 따라서 결정되어진다. 힘이 저항중심을 지난다면 치아는 치체 이동이 될 것이며, 짝힘이 존재 하여 적용된다면 치아는 회전을 할 것이다. 치아의 회전중심은 저항중심에서 얼마나 떨어져서 힘이 적용되는 가에 따른다. 이와 같은 저항 중심과 회전중심에 대한 많은 모델과 방법이 제시되었고 연구되었다.[36-38]

치아군들에 대한 저항중심의 연구에서 우 등[39]은 치아군에 따라 저항중심의 위치가 변하여 치아의 수가 증가함에 따라 저항중심의 수직적 위치는 치근단 쪽으로 이동하였고, 상악 4전치군의 저항중심의 위치는 치경부에서 치근단쪽 4.5 mm에 위치하고 상악 6전치군은 6.5 mm 떨어진 거리에 위치한다고 하였다. 또한 Davidian[7]은 상악 중절치의 저항중심을 치근단 측으로부터 51-61 %라고 하였고, 민 등[14]은 상악 6전치군의 저항중심은 6전치 전체 평균치아의 CEJ에서 치근 하방으로 약 42.5 % 위치에 있다고 하였다. 이 등[40]은 후방 견인력 크기 변화는 저항중심의 수직적 위치에 별다른 영향을 미치지 않는다고 하였고, 김 등[41]은 상악 6전치 후방 견인을 위한 구치부의 micro-implant anchorage의 수직적 위치와 전치부의 힘의 적용점 위치는 수직적으로 bracket의 중심에서 평균적으로 6-8 mm 상방이 가장 적절하고 compensating curve 조절과 hook의 높이 조절이 가장 유용한 방법이라 하였고 compensating curve 부여 시 전치부 hook의 높이는 감소한다고 하였다. 이 연구에서는 민 등[14]의 연구에 근거하여 전치군의 저항중심을 평균치아의 CEJ로부터 치근 하방으로 42-45 %상에 위치하도록 정하여 1.0 mm 간격으로 움직이며 가장 치아군이 치체 운동에 가깝게 이동하는 점을 설정하여 실험에 이용하였다.

설측으로 견치를 견인하면 전후방적으로 절치의 설측 경사와 구치의 근심 경사가 발생한다. 수평적으로는 견치의 구개측 회전과 소구치의 협측 회전이 발생한다. 성 등[20]은 견치를 후방 견인하는 연구에서 설측 와이어에서 견인 시 약 39° 정도 협측 견인 시 보다 경사를 더 보인다고 하였다. 이것은 견치와 소구치간의 bracket간 거리는 협측보다 더 짧지만 premolar offset을 설측에서 주게 되므로 길이가 1.27배 증가하여 강선의 stiffness가 감소한 결과라 하였다. Berman[42]은 이런 현상을 줄이기 위해 compensating curve를 주어 경사이동을 보상하려고 하였고 견치의 원심 경사와 회전을 막아 줄 수 있다고 하였다.

홍 등[43]은 설측 레버 암을 이용한 치료 시 순측장치에 비해 힘의 적용점이 저항중심에 가깝게 위치하여 치체 이동과 함입 시 유리하나 모멘트 조절이 어려우며 설측 불편감을 느끼는 단점을 지적하였다. 본 연구에서는 두 모델 모두 중절치와 측절치는 조절성 경사이동의 형태로 후방이동양이 견치보다 크게 나타났으나 견치는 이동량이 적은 대신 치근의 이동이 더 크게 나타나 홍 등[43]의 지적과 같이 모멘트 조절이 어려움을 인지할 수 있었다.

이전의 논문에서와 달리[44] 이 연구에서는 전치군이 일정한 방향으로 같이 치체 이동을 하는 모습을 보여주지 않고 오히려 회전을 하는 양상을 나타내었다. 힘의 적용점을 바꾸어가며 다양한 저항중심을 찾아 적용 시에도 이러한 회전양상을 변함이 없었다. 힘을 적용함에 있어 기존의

연구보다 좀 더 중앙 부위에서 견인을 한 영향이라 생각이 된다. 장 등[45]의 연구에서도 상악 치열 후방 견인 시 측절치와 견치의 회전 양상을 보인다고 하였으며 multiple loop를 사용 시 감소 할 수 있다고 하였다. 박 등[46]은 상악 6전치의 lingual lever arm 견인 시 전방 치아군의 구개측 회전이 나타나 악궁 형태의 연속성이 없어질 수 있다고 하였다. 그래서 견치 협측에 clear lever arm을 이용하여 설측에서와 같은 작용선을 지나는 후방 견인력을 주어 회전을 줄이려고 하였다.

수직적 이동양상에 있어 두 모델 모두 측절치와 견치의 접촉점을 중심으로 절치는 하방으로 견치는 상방으로 움직이는 회전양상을 나타내었다

그러나 점차 치아의 위치가 후방으로 변하고 치조골의 재형성으로 같은 방향으로의 힘 적용이 어려워지면서 회전양상은 바뀔 수 있을 것이라 생각된다. 비록 초기 회전 양상이지만 실제 임상 적용 시 이런 방향으로 지속적인 힘을 가할 수 있다면 수평선상에서의 교합평면의 경사 가능성이 어느 정도는 존재 한다고 할 수 있다.

치주인대에서의 이동은 견치 근심부위의 원심이동과 원심부위의 근심이동을 보여주고 있었으며 물성을 충분히 반영한 모델에서 더 치근단부위에 집약된 부위에서 관찰이 되었다. 또한 응력의 분포에서는 복합모델에서 단순 모델보다 힘이 더 넓게 분포되어 나타났다. 치아의 초기 움직임에서 치주인대의 비선형적 물성은 매우 중요하다. 지금까지 초기 치아 움직임에 대한 정확하거나 비선형적 물성 변수에 대해서는 결정된 바가 없다. 치주인대의 물성과 치근의 형태는 응력과 변형에 결정적인 영향을 줌으로 교정적 치아의 재형성 과정에도 영향을 준다. 치아와 주위 조직의 FEA 연구에서 적절한 치주인대의 Young's modulus와 Poisson's ratio를 결정하기는 매우 어려운데, 치주인대가 100-200g의 교정력에 치아와 골과 같은 경조직에 비해 쉽게 변형되기 때문이다.[47] 치주인대의 Young's modulus는 7-175000 g/mm^{2}로 다양하며 다른 경조직에 비해 1000배는 적은 수치이다.[48,49] 치주인대는 탄성복원력에 의한 순간적인 복귀를 방해하는 정상저항력이 존재하지만 이 연구에서 단순한 선형 탄성체로 가정하였고 개인적인 차이와 나이, 부위 등에 따른 두께를 고려하지 않고 0.25 mm로 균일하게 모델을 생성하였다. 치주인대 내에서의 움직임은 두 모델 모두에서 동일하였으나 단지 치조골과 기저골에 가해진 응력과 변형에 차이가 있었다. 본 실험에서는 치주인대 내에서의 변화는 치조골과 무관하였다. 이로써 치주인대 자체의 물성이 개개치아이동에 대해 골격요소들의 물성과 같은 다른 요소들에 비해 큰 영향을 줌을 알 수 있었다. 치주인대 자체가 치아에 미치는 영향에 대해 좀 더 세밀한 조사를 위해서는 치주인대 성분을 잘 반영한 비선형 모델이 필요하리라 사료된다.

결 론

상악골의 물리적 특성에 따른 2가지 물성의 유한 요소 모델 (단순모델) 과 24가지 물성의 모델 (복합모델)을 생성하여 유한 요소 법적 분석을 통해 상악 6전치를 후방 견인하였다. 견인력은 200g으로 하여 저항 중심을 통과하도록 힘의 방향을 설정하였다. 유한 요소 모델 상에서 치아와 치주인대에 힘을 가하여 나타나는 초기 이동량 및 응력 분포를 3차원 유한 요소법을 이용한 해석을 통해 비교하였다.

1. 24가지 물성을 부여한 복합모델이 단순 모델에 비해 상악 중절치에서 보다 후방 이동되는 양상이 크게 나타났으며 수직적인 회전 양상 역시 크게 나타났다.
2. 두 모델 모두 중절치와 측절치는 조절성 경사이동의 형태로 후방이동양이 견치보다 크게 나타났으나 견치는 이동량이 적은 대신 치근의 이동이 더 크게 나타났다.
3. 수직적 이동양상에 있어 두 모델 모두 측절치와 견치의 접촉점을 중심으로 절치는 하방으로 견치는 상방으로 움직이는 회전양상을 나

타났다.

4. 응력의 비교에서는 단순 모델과 복합 모델에서 유사한 결과를 보였다.

참 고 문 헌

1. Fujita K. Development of lingual brachet technique. (Esthetic and hygienic approach to orthodontic treatment) (Part 1) Background and design. Shika Rikogaku Zasshi 1978;19:81-6.
2. Chung KR, Oh MY, Ko SJ. Corticotomy-assisted orthodontics. J Clin Orthod 2001;35:331-9.
3. Siatkowski RE. Lingual lever-arm technique for en masse translation in patients with generalized marginal bone loss. J Clin Orthod 1999;33:700-4.
4. Park YC, Choi KC, Lee JS, Kim TK. Lever-arm mechanics in lingual orthodontics. J Clin Orthod 2000;34:601-5.
5. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:50-6.
6. Türk T, Elekdag-Türk S, Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur J Orthod 2005;27: 196-201.
7. Davidian E. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod 1971;59:581-8.
8. Nikolai TJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. Am J Orthod 1975;68:290-302.
9. Burstone CJ. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod 1976;70:1-19.
10. 조정현, 이기수, 박영국. 상악 제일 대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1993;23:263-73.
11. 박기호, 손병화. Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부 함입시 저항중심의 수평적 위치에 관한 연구. 대치교정지 1993;23:619-31.
12. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91:375-84.
13. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:66-71.
14. 민영규, 황충주. Laser 반사측정법을 이용한 전치부 후방견인 시 치조골 높이와 치근길이 감소에 따른 저항중심의 위치변화에 관한 연구. 대치교정지 1999;29:165-81.
15. 우재영, 박영철. Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구. 대치교정지 1979;23:375-89.
16. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 1974;65:250-9.
17. Eden JD, Waters NE. An investigation into the characteristics of the PG canine retraction spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;105:49-60.
18. Tanne K, Koening HA, Brustone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod 1988;94:426-31.
19. Wilson AN, Middleton J, McGuinness N, Jones M. A finite element study of canine retraction with a palatal spring. Br J Orthod 1991;18:211-8.
20. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123: 441-50.
21. Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a sem-automated method. Proc Inst Mech Eng 2001;215:203-13.
22. Cattaneo PM., Dalstra M., Birte Melsen. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars : a finite element study. Am J Orthod 2003;123:367-73.
23. Maki K, Inou N, Takanishi A, Miller AJ. Modeling of structure, quality, and function in the orthodontic patient. Orthod Craniofac Res 2003;52:179-82.
24. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc Dent Cosmos

1937;24:1260-70.
25. 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.
26. Harp JH, Aronson J, Hollis M. Non invasive determination of bone stiffness for distraction osteogeonesis by computed tomography scans. Clin Orthop 1994;301:42-8.
27. Storey E. Tissue response to the movement of bones. Am J Orthod 1973;64:229-47.
28. Davidovitch Z, Shanfeld JL. Cyclic AMP levels in alveolar bone of orthodontically-treated cats. Arch Oral Biol 1975;20:567-74.
29. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement a new paradigm. Eur J Orthod 2001;23: 671-81.
30. Iwasaki LR, Crouch LD, Tutor A, Gibson S, Hukmani N, Marx DB, Nickel JC. Tooth movement and cytokines in gingival crevicular fluid and whole blood in growing and adult subjects. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;128:483-91.
31. Lauretani F, Bandinelli S, Griswold ME. Longitudinal Changes in Bone Density and Geometry in a Population- Based Study. J Bone Miner Res 2007;12.
32. Cooper DM, Thomas CD, Clement JG, Turinsky AL, Sensen CW, Hallgrímsson B. Age-dependent change in the 3D structure of cortical porosity at the human femoral midshaft. Bone 2007;40:957-65.
33. Wilcko WM, Wilcko MT, Bouquot JE, Ferguson DJ. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. Int J Periodontics Restorative Dent 2001;21:9-19.
34. Ren Y, Maltha JC, Von den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Age effect on orthodontic tooth movement in rats. J Dent Res 2003;82:38-42.
35. 정동화. CT 상의 HU 수치에 따른 상악골 전방견인 효과의 유한 요소 분석. 대치교정지 2006;36: 412-21.
36. Van Den Bulcke MM., Burstone C. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91:375-84.
37. Andersen KL, Mortensen HT, Pedersen EH, Melsen B. Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. J Biomed Eng 1991;13:293-303.
38. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:190-7.
39. 우재영, 박영철. Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부의 후방견인시 정항중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구. 대치교정지 1979;23: 375-89.
40. 이혜경, 정규림. 상악 6전치부의 후방 견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 2001;31:425-38.
41. 김찬년, 성재현, 경희문. 골격성 고정원을 이용한 상악 6전치 후방 견인시 힘의 적용점 변화에 따른 치아 이동 양상에 관한 유한 요소법적 분석. 대치교정지 2003;33:339-50.
42. Berman M. Anterior space maintenance: aesthetics and function. Br J Orthod 1988;15:57-61.
43. Hong RK, Heo JM, Ha YK. Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. Angle Orthod 2005;75:129-41.
44. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. Eur J Orthod 2001;23:529-34.
45. Chang YI, Shin SJ, Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod 2004;26:339-45.
46. Young-Chel Park, Yoon-Jeong Choi. Esthetic segmental retraction retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131:537-44.
47. Kurz C, Swartz ML, Andreiko C. Lingual orthodontics: a status report. Part 2: Research and development. J Clin Orthod 1982;16:735-40.

48. Andersen KL, Motensen HT, Pendersen EH, Melsen B. Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. J Biomed Eng 1991:13;293-303.

49. Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. J Prosthet Dent 1992;67:174-83.

The Pattern of Initial Displacement in Lingual Lever Arm Traction of 6 Maxillary Anterior Teeth According to Different Material Properties: 3-D FEA

In-Ho Choi, Kyung-Suk Cha, Dong-Hwa Chung

Department of Orthodontic Dentistry, Graduate School, Dankook University

The aim of this study was to analyze the initial movement and the stress distribution of each tooth and periodontal ligament during the lingual lever-arm retraction of 6 maxillary incisors using FEA. Two kinds of finite element models were produced: 2-properties model (simple model) and 24-properties model (multi model) according to the material property assignment.

The subject was an adult male of 23 years old. The DICOM images through the CT of the patient were converted into the 3D image model of a skull using the Mimics (version 10.11, Materialise's interactive Medical Image Control System, Materialise, Belgium). After series of calculating, remeshing, exporting, importing process and volume mesh process was performed, FEA models were produced. FEA models are consisted of maxilla, maxillary central incisor, lateral incisor, canine, periodontal ligaments and lingual traction arm. The boundary conditions fixed the movements of posterior, sagittal and upper part of the model to the directions of X, Y, Z axis respectively. The model was set to be symmetrical to X axis. Through the center of resistance of maxilla complex, a retraction force of 200g was applied horizontally to the occlusal plane. Under this conditions, the initial movements and stress distributions were evaluated by 3D FEA.

In the result, the amount of posterior movement was larger in the multi model than in the simple model as well as the amount of vertically rotation. The pattern of the posterior movement in the central incisors and lateral incisors was controlled tipping movement, and the amount was larger than in the canine. But the amount of root movement of the canine was larger than others. The incisor rotated downwardly and the canines upwardly around contact points of lateral incisor and canine in the both models. The values of stress are similar in the both simple and multi model.

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 : January 22, 2008, Last Revision : May 29, 2008, Accepted : June 25, 2008