

상악 치아군의 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소 해석

정광모^a · 정상진^b · 이기준^c · 전윤식^d · 모성서^e

최근 골내 고정 형태의 temporary anchorage device (TAD)를 많이 이용하게 되면서 다양한 위치로부터 그리고 강한 교정력을 이용할 수 있게 되었다. 이에 따라 치아군의 이동양상을 예측하고 치료계획을 세우기 위하여 다양한 치아군의 저항중심의 위치에 대한 이해가 필요하게 되었다. 본 연구에서는 3차원 유한요소해석을 이용하여 상악 4전치, 6전치 그리고 상악 전치열에서 3차원적 저항중심의 위치를 조사하고자 하였다. 이를 위하여 상악 전치열 14개 치아와 치근막 및 치조골의 3차원 유한요소모델을 제작하였고, 각 치아군별로 치관부를 협축, 설축 호선, 설축 splint wire로 고정하여 개별 치아이동을 최소화하고 적용된 힘이 치아에 고루 분산되도록 하였다. 상악 중절치 절단면의 중점에서 연장된 와이어 빔에 수직, 수평으로 100 g 또는 200 g의 힘을 가하여 치아의 변위를 해석하고, 각 치아군에 속한 치아들이 최대한 평행이동 되는 힘의 적용부위를 저항중심으로 정의하였다. 연구결과 상악 4전치군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근방향 13.5 mm, 후방 12.0 mm, 상악 6전치군은 상악 중절치 절단면으로부터 치근방향 13.5 mm, 후방 14.0 mm에 위치하였으며 상악 전치열군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근방향 11.0 mm, 후방 26.5 mm에 위치하였다. 본 유한요소 실험모델을 이용하여 얻은 결과는 교정치료의 효율성을 높일 수 있으리라 생각된다. (대치교정지 2009;39(2):83-94)

주요 단어: 유한요소해석, 저항중심, 상악 4전치군, 상악 6전치군, 상악 전치열군

서론

교정임상에서 골내 고정된 형태의 TAD (temporary anchorage devices)를 적용함으로써 얻을 수 있는 장점으로는 고정원의 강화뿐만 아니라, 교정력의 적용방향과 크기를 교정의사가 다양하게 조절할 수 있게 되었다는 점이다.^{1,2} TAD 사용 전에는 교정 치료 시 고정원의 확보와 적절한 힘의 작용방향을 얻기 위하여 많은 노력이 요구되었지만, 최근 골내 고정된 형태의 TAD를 많이 이용하게 되면서 고정

원 문제는 많은 부분 해결되었고, 협, 설축 치근사이를 비롯하여 관골하방, anterior nasal spine 하방, mandibular symphysis, mandibular buccal shelf, 구개 등의 다양한 위치에 TAD를 식립하고 lever arm을 활용하여 원하는 방향으로 다양한 크기의 교정력을 쉽게 적용할 수 있게 되었다.

다양한 위치에 식립된 TAD로부터 치아에 교정력을 가할 때 일어나는 치아의 이동양상을 예측하고 이해하기 위해서는 치아군의 저항중심의 위치를 파악하는 것이 필수적이다. 치아군의 저항중심은 치조골 내에서 치주인대를 통하여 구속되어 있기 때문에 자유물체의 무게중심과는 구별되며, 구속된 물체에서의 저항중심은 힘을 가할 때 그 물체가 평행이동될 수 있는 힘의 적용부위를 의미한다.³ 지금까지 치아군의 저항중심을 알아내기 위한 많은 공학적 연구가 유한요소법(finite element analysis),^{4,5} 스트레인 게이지 측정법(electrical resistance strain gauge method),^{6,7} Laser 반사측정법,⁸⁻¹⁰ Laser holography법,¹¹ 광탄성법(photoelasticity method) 등으로 시도되어왔다. 그러나 이러한 연구들은 대부분 상악 4전치, 6전치군에 국한되어 연구되었고, 상악 전

^a대학원생, 가톨릭대학교 임상치과대학원 교정과.

^b부교수, 울산대학교 서울아산병원 치과교정과.

^c부교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

^d교수, 이화여자대학교 목동병원 치과교정과.

^e조교수, 가톨릭대학교 성모병원 치과교정과.

교신저자: 모성서.

서울시 영등포구 여의도동 62번지 가톨릭대학교 성모병원 치과교정과.

02-3779-1316; e-mail, dmoos1@hanmail.net.

원고접수일: 2008년 7월 31일 / 원고최종수정일: 2009년 1월 16일 /

원고채택일: 2009년 1월 20일.

DOI: 10.4041/kjod.2009.39.2.83

*본 논문은 가톨릭대학교 성모병원 임상치과연구비의 일부 지원을 받았다.

치열에 대한 연구는 전무한 실정이다.

유한요소해석을 이용한 저항중심의 해석은 컴퓨터를 이용하여 수치적인 방법으로 물체의 해부학적 구조 및 물리적 성질의 정확한 모델을 만들고 외력에 대한 물체의 변형과 응력분포를 해석하는 방법으로 초기의 유한요소해석을 이용한 저항중심에 대한 연구는 비교적 단순한 형태의 모델을 사용하여 연구되었으나, 근래에 들어 3차원 레이저스캔을 이용한 정교한 모델제작과, 컴퓨터 연산능력의 혁신적인 진보에 힘입어 더욱 복잡하고 정교한 치아-치근막 모델의 해석이 가능해졌다.

이번 연구의 목적은 3차원 유한요소해석을 이용하여 상악 4전치, 6전치, 상악 전치열에 수평적, 수직적으로 힘을 가하였을 때 초기 치아군의 변위양상을 관찰하여 이들 치아군의 3차원적 저항중심을 해석하는 것이었다.

연구방법

유한요소모델의 제작

정상교합을 갖는 성인 표본조사를 통해 제작된

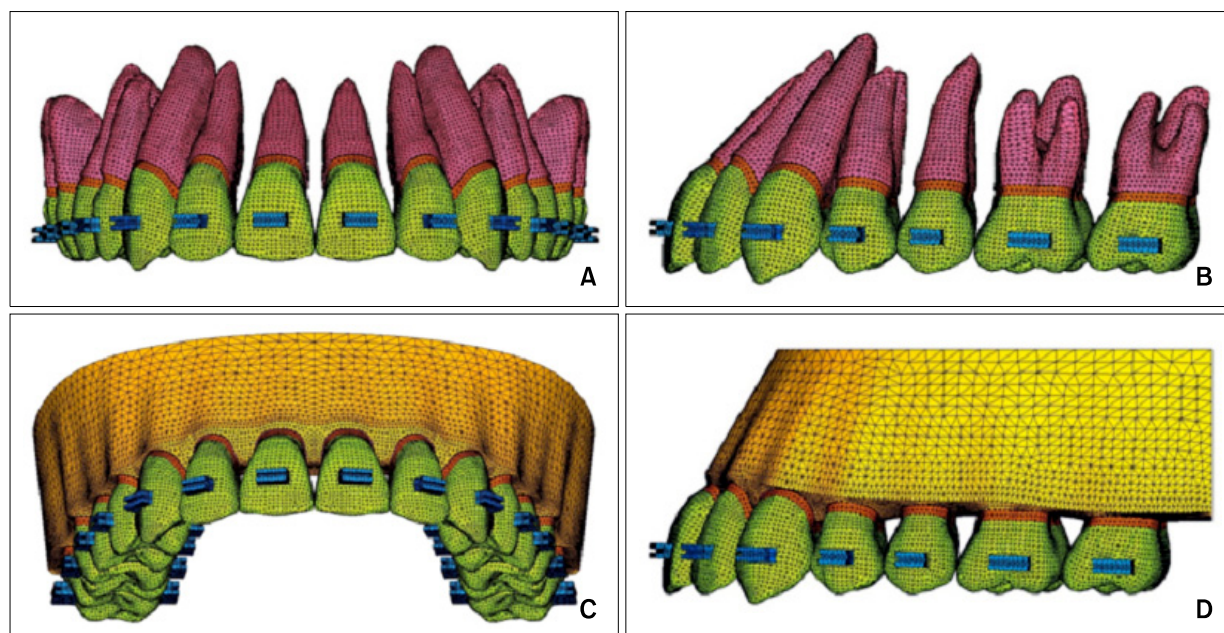


Fig 1. Three-dimensional finite element mesh of tooth-periodontal ligament (PDL)-alveolar bone of the maxillary dentition. **A** and **B**, Frontal and lateral views of upper dentition and PDL; **C** and **D**, frontal and lateral views of tooth-PDL-alveolar bone.

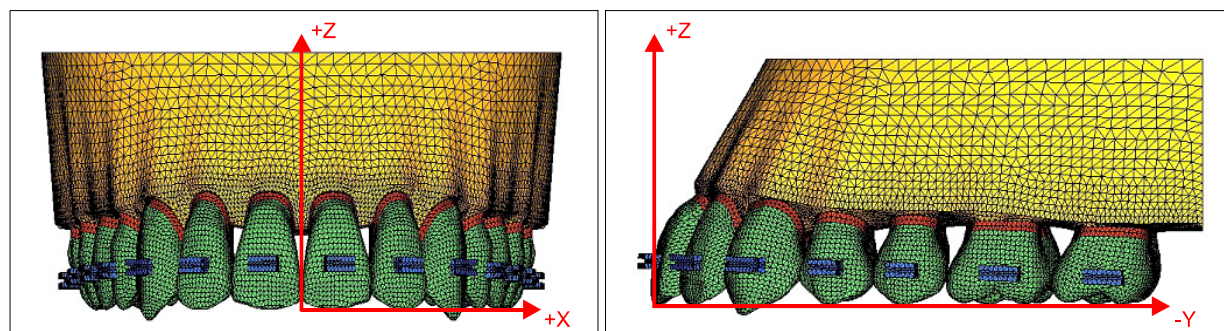


Fig 2. Schematic representation of the coordinate system.

치아모형(Nissin Dental Products, Kyoto, Japan, Model-i21D-400G)의 상악 우측 치아를 각각 3차원 레이저 스캐닝하여 치아의 외곽선을 얻어내었고, 브라켓은 micro-arch[®] (Tomy Co, Tokyo, Japan)브라켓을 모델링하였고, 치근막의 두께는 Coolidge,¹³ Kronfeld¹⁴의 연구를 참고로 하여 0.25 mm로 균일하게 모델링하였으며, 치조골은 CEJ (cemento-enamel junction) 상방 1 mm 높이¹⁵에서 CEJ의 굴곡을 따라 형성한 후 좌우대칭 형태로 상악 전치열 14치아와 치근막 및 치조골의 3차원 유한요소 모델을 제작하였

다. 모델에서 교합면에 수직으로 상악 중절치의 절단면에서 브라켓 슬롯까지의 거리는 4.5 mm, 순측 CEJ까지의 거리는 11 mm이며 순측 치조정까지의 거리는 11.8 mm로 계측되었다 (Figs 1 and 2). 이번 유한요소모델에서 치아, 치조골, 브라켓, 치주인대는 4절점 사면체요소로 구성되었고 치아와 브라켓은 interference 없이 연결되었으며, 각각의 치아가 독립적 개체로서 contact point를 통해 서로 접촉되어 있고, 이를 브라켓을 통해 협측, 설측 arch wire와 splint wire를 이용하여 치아군으로 묶어 각각의 치

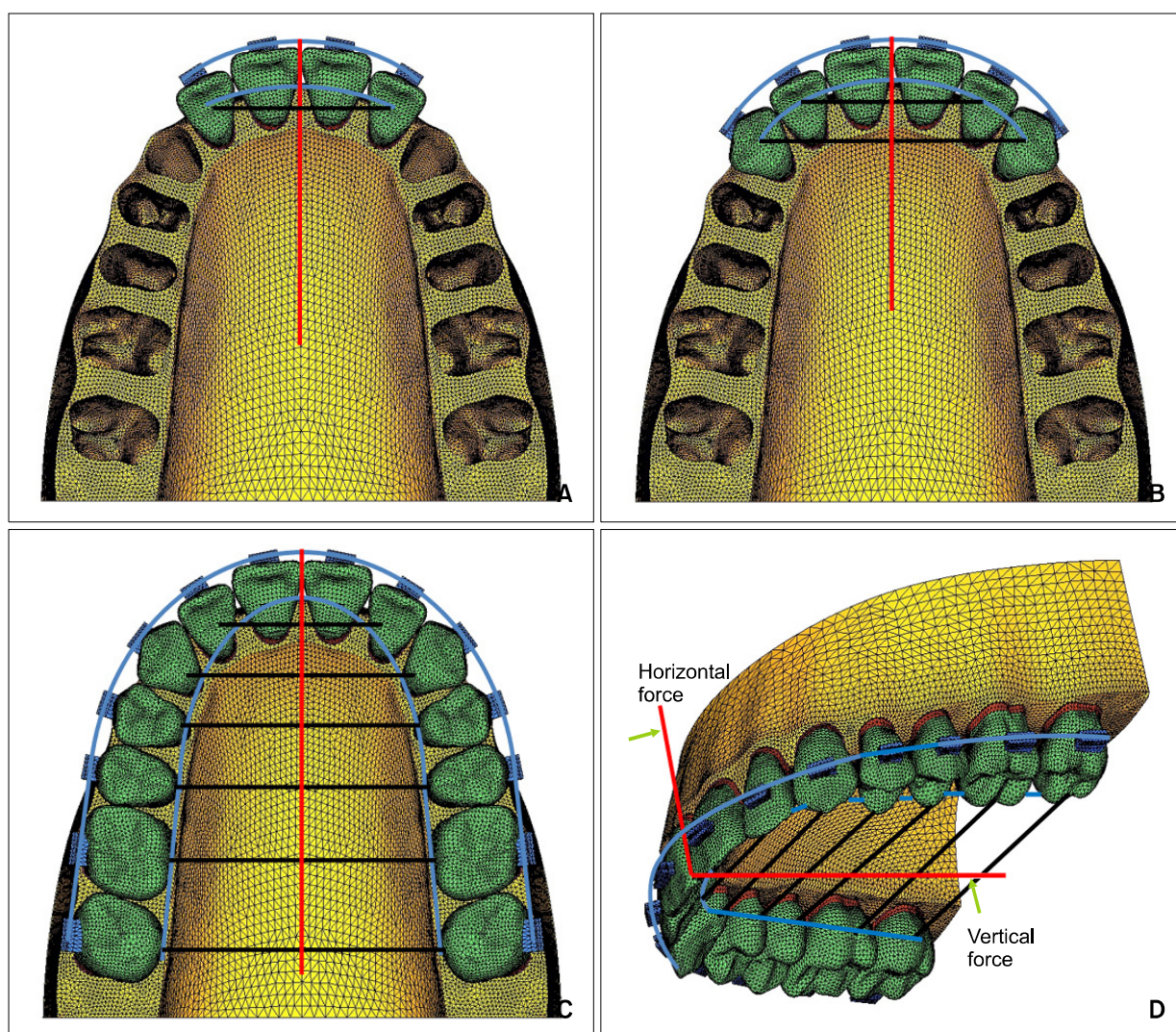


Fig 3. Finite element models of the teeth group. **A**, Four anterior teeth; **B**, six anterior teeth; **C**, full maxillary dentition. Blue wires on the buccal and lingual surface of the teeth are rigid and have no play with brackets, so the movement of the individual tooth is limited. Black wires cross-link left and right teeth, designed to distribute the applied force evenly on the dentition. **D**, vertical and horizontal force application.

아군을 만들었다 (Figs 1 and 3).

이번 연구에서 치아와 치조골, 치주인대는 등방, 등질의 선형탄성체라 가정하였으며 구성 요소들의 물성치는 Tanne 등,¹⁶ Jeong 등,¹⁷ Chung 등,¹⁸ Zeigler 등,¹⁹ Poppe 등²⁰의 연구를 참고하여 Young's modulus와 Poisson's ratio를 부여하였다 (Table 1).

유한요소해석을 위하여 HP XW6400 workstation (Hewlett-Packard Co. Palo Alto, CA)과 범용유한요소 프로그램인 ANSYS 11 (Swanson Analysis System, Canonsburg, PA)을 사용하였다.

치열궁의 형태 및 치아의 배열

좌표계의 설정

양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로, X축을 내외측 방향, Y축을 순설측 방향, Z축을 상하방향으로 하였고, 좌측 중절치 방향을 +X, 순측 방향을 +Y, 치근 방향을 +Z, XY평면을 치아의 교합평면으로 정의하였다 (Fig 2).

치열궁의 형태 및 배열

치열궁 형태는 Ormco[®]사(Glendora, CA)의 broad arch form을 따라 배열하였으며, 각 치아의 inclination 및 angulation은 Andrews,²¹ Germane 등,²² Park과 Yang²³의 연구를 참조하여 배열하였고, Spee 만곡 및 Wilson 만곡은 부여하지 않았다.

치아군의 모델링

각 치아군에 따라 해당치아를 협측, 설측 호선으로 연결하였으며 호선에는 강체의 물성치를 부여하였고, 브라켓과 협측 호선 간에는 2점점 완전결합으로 연결하여 어떠한 play도 없도록 하였다. 좌표계상의 원점으로부터 중절치 치근단(+Z) 방향과 설측(-Y)방향으로 강체와이어빔을 연결하였고 여기에

교정력을 적용하였다 (Fig 3). 힘을 적용할 때 강체 와이어가 연결된 중절치에 과도한 탄성변형이 발생하는 것을 막고 각 치아군에 속한 모든 치아에 힘이 고르게 분산되어 전달되도록 하기 위해 설측에 slpint wire를 연결하여 보강하였다 (Fig 3).

조사내용 및 힘의 적용조건

치아군은 포함된 치아의 수에 따라 4전치군, 6전치군, 상악 전치열군(14개 치아)으로 나누고, 각 군에 대해서 아래와 같은 방법으로 힘을 적용하였다.

치아군의 수직 저항중심 해석

후방 견인력의 크기는 4전치군과 6전치군에서는 편측 100 gm을, 상악 전치열군에서는 편측 200 gm을 적용하였으며, 중절치 절단의 중심에서 치근방향으로 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm의 위치에서 설측(-Y) 방향으로 힘을 가하였고, 유한요소해석 결과 저항중심이 위치할 것으로 예상되는 구간에서는 다시 0.5 mm 간격으로 세분하여 힘을 가하였다.

치아군의 수평(전후방) 저항중심 해석

압하력의 크기는 4전치군과 6전치군에서는 편측 100 gm을, 상악 전치열군에서는 편측 200 gm을 적용하였으며 4전치군과 6전치군에서는 중절치 절단의 중심에서 설측 방향으로 Y축의 0 mm, -5 mm, -10 mm, -15 mm, -20 mm의 위치에서, 상악 전치열군에서는 그 위치와 더불어 -25 mm, -30 mm, -35 mm, -40 mm의 위치에서 치근단(+Z축) 방향으로 힘을 가하였고, 유한요소해석결과 저항중심이 위치할 것으로 예상되는 구간에서는 다시 0.5 mm 간격으로 세분하여 힘을 가하였다.

해석 방법

저항중심은 단일한 힘이 가해질 때 그 물체가 평행이동될 수 있는 힘의 적용부위로 만일 각 치아군의 치아들이 한 덩어리의 강체라면 평행이동이 일어나는 점이 존재하겠지만, 이번 연구에서 사용된 유한요소모델에서는 개개 치아가 독립되어 있고 힘이 적용될 때 개개 치아에서의 탄성변형에 의한 미세한 변형이 관찰되어 각 치아군의 모든 치아가 동일하게 평행이동되지 않았다. 이를 보정하여 본 연구에서는 단일한 힘이 가해질 때 각 치아군에 속한

Table 1. Mechanical properties of each material

	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Periodontal ligament	5.0E - 02	0.49
Alveolar bone	2.0E + 03	0.30
Teeth	2.0E + 04	0.30
Stainless steel	2.0E + 05	0.30

치아들이 최대한 평행이동되는 힘의 적용부위를 저항중심으로 정의하였다.

가해진 힘의 위치에 대한 치아의 변위를 조사하기 위하여 각 치아의 절단면 또는 교두정과 치근점에서 절점을 선정하여 이의 이동이 곧 치아의 이동인 것으로 간주하였다. 선정된 절점의 변위는 3방향(X축, Y축, Z축)으로 나타나는데, 각 방향의 변위를 각각 Δx , Δy , Δz 라 하고 각 힘의 적용점에서의 Δx , Δy , Δz 값을 구하였다.

저항중심의 수직적 위치

각 치아군에 후방견인력을 적용하게 되면 각 치아군에 속한 모든 치아는 이동을 하게 되며 이는 개개 치아의 절단면(협측 교두정, 근심 협측 교두정)과 치근점(협측 치근점, 근심 협측 치근점)의 절점의 변위로 나타나게 된다. 개개 치아의 전후방 위치변화는 Y축 상에 나타나게 되며 이는 치근점과 절단면에서의 Y축 변위(Δy)로 표현된다. 각 치아의 치근점과 절단면에서 후방 이동량이 같다면 그 치아

는 후방으로 평행이동되었다고 할 수 있으므로 각 치아의 치근점의 Y축 변위(Δy)에서 절단면의 Y축 변위(Δy)를 뺀 값을 각 치아의 변위차라 하고, 각 치아군에 속한 모든 치아의 변위차를 더하여 변위차의 합이 0이 될 때에 적용된 힘의 위치를 저항중심의 수직적 위치로 결정하였다 (Figs 4 and 5).

저항중심의 수평적(전후방적) 위치

이번 연구에서의 치아군의 수직적 평행이동은 각 치아군에 속한 치아의 절단면(협측 교두정, 근심 협측 교두정)의 치근방향 수직 이동량이 최대한 균일하게 나타날 때의 치아군 이동형태로 정의하였고, 이때 적용된 힘의 위치를 저항중심의 수평적 위치로 결정하였다.

각 치아군에 압하력을 적용하게 되면 각 치아군에 속한 모든 치아는 이동을 하게 되며 이는 개개 치아의 절단면의 절점의 변위로 나타나게 된다. 개개 치아의 수직적 위치변화는 Z축 상에 나타나게 되며 이는 절단면의 Z축 변위(Δz)로 표현된다. 각

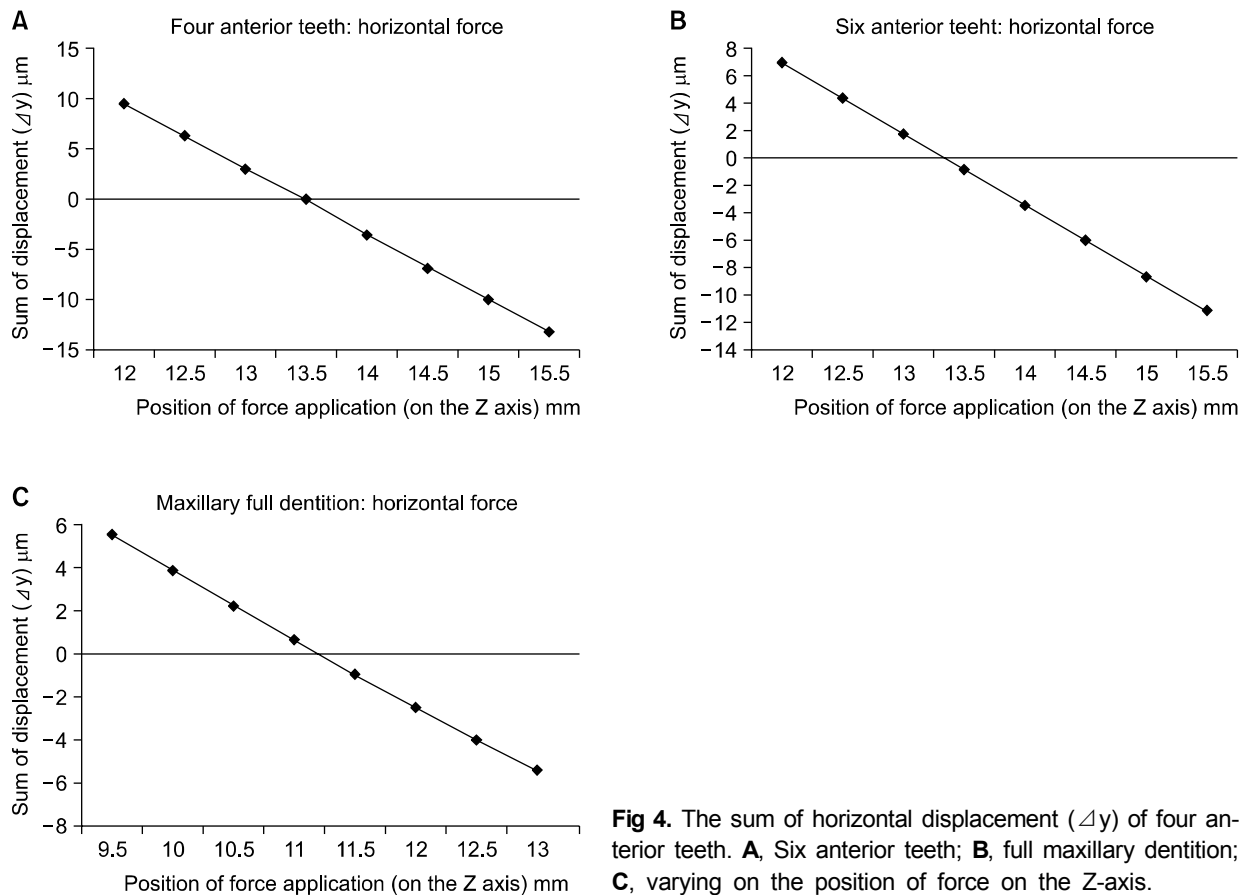


Fig 4. The sum of horizontal displacement (Δy) of four anterior teeth. **A**, Six anterior teeth; **B**, full maxillary dentition; **C**, varying on the position of force on the Z-axis.

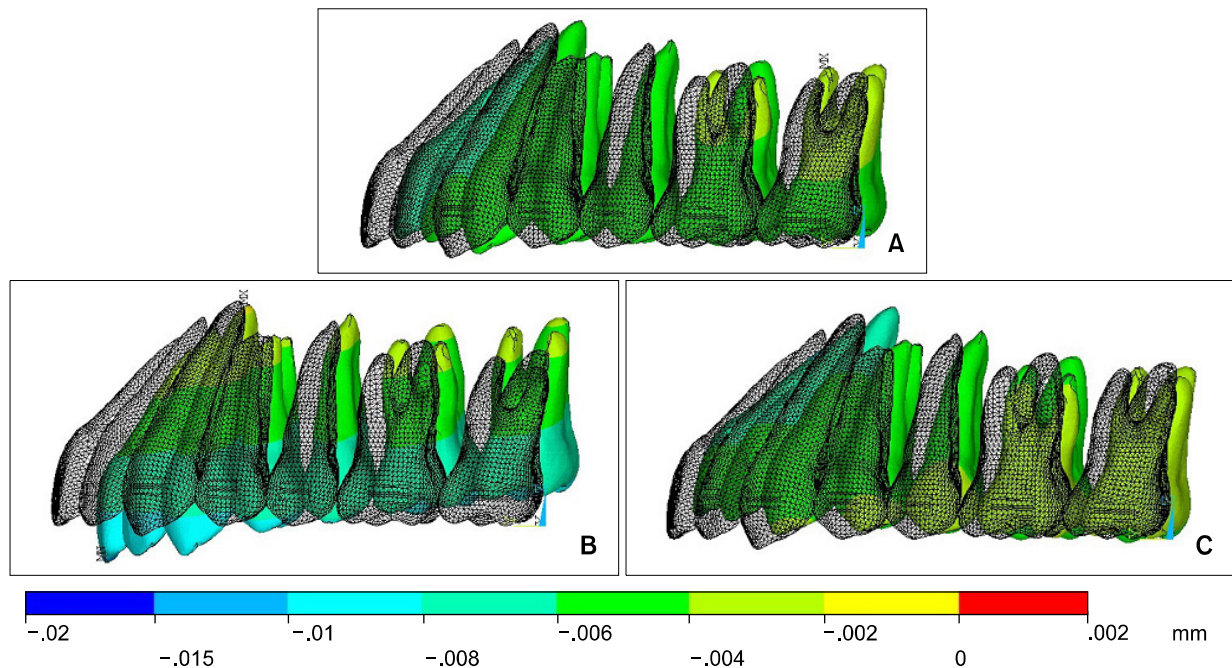


Fig 5. Contour plot of the full maxillary dentition according to the direction of horizontal retraction force. Original model (white mesh) and deformed model (color) in which the horizontal (Δy) displacement of teeth was magnified 500 times were superimposed. See the color scale bar for exact finite element analysis of analyzed horizontal teeth displacement. **A**, The line of force passing ($z = 11$ mm) through CR causes parallel tooth movement; **B**, the line of force passing ($z = 0$ mm) below CR causes counter-clockwise rotation of occlusal plane; **C**, the line of force passing ($z = 16$ mm) above CR causes clockwise rotation of the occlusal plane.

치아군의 모든 치아의 절단면의 수직 변위량이 일치하다면 그 치아군은 평행이동되었다고 할 수 있다. 유한요소 모델상의 각 치아군의 치아가 압하력에 대하여 모든 치아가 평행이동하게 되면 모든 Δz 가 균일할 것이고, 각 치아의 변위량이 다를 경우 Δz 값이 서로 다를 것이므로 각 치아군에 속한 모든 치아의 절단면의 Z축 변위량(Δz)의 표준편차는 최소가 될 때의 힘을 가한 위치를 해당 치아군의 수평적 저항중심 위치로 결정하였다 (Figs 6 and 7).

연구성적

상악 4전치군의 저항중심의 위치

저항중심의 수직적 위치는 변위차의 합이 최소가 되는 하중점의 위치로서 중절치 절단면으로부터 치근방향 13.5 mm이며, 저항중심의 전후방적 위치는 표준편차의 값이 최소가 되는 위치로 중절치 절단면으로부터 후방 12.0 mm이다 (Figs 4 and 6). 상악 4전치군의 저항중심의 위치는 Fig 8-A와 같다.

상악 6전치군의 저항중심의 위치

저항중심의 수직적 위치는 중절치 절단면으로부터 치근방향 13.5 mm이며, 저항중심의 전후방적 위치는 중절치 절단면으로부터 후방 14.0 mm이다 (Figs 4 and 6). 상악 6전치군의 저항중심의 위치는 Fig 8-B와 같다.

상악전치열군의 저항중심의 위치

저항중심의 수직적 위치는 중절치 절단면으로부터 치근방향 11.0 mm이며, 저항중심의 전후방적 위치는 중절치 절단면으로부터 후방 26.5 mm이다 (Figs 4 and 6). 상악 전치열군의 저항중심의 위치는 Fig 8-C와 같다.

고찰

교정영역에 TAD가 적용됨에 따라 구내 고정원의

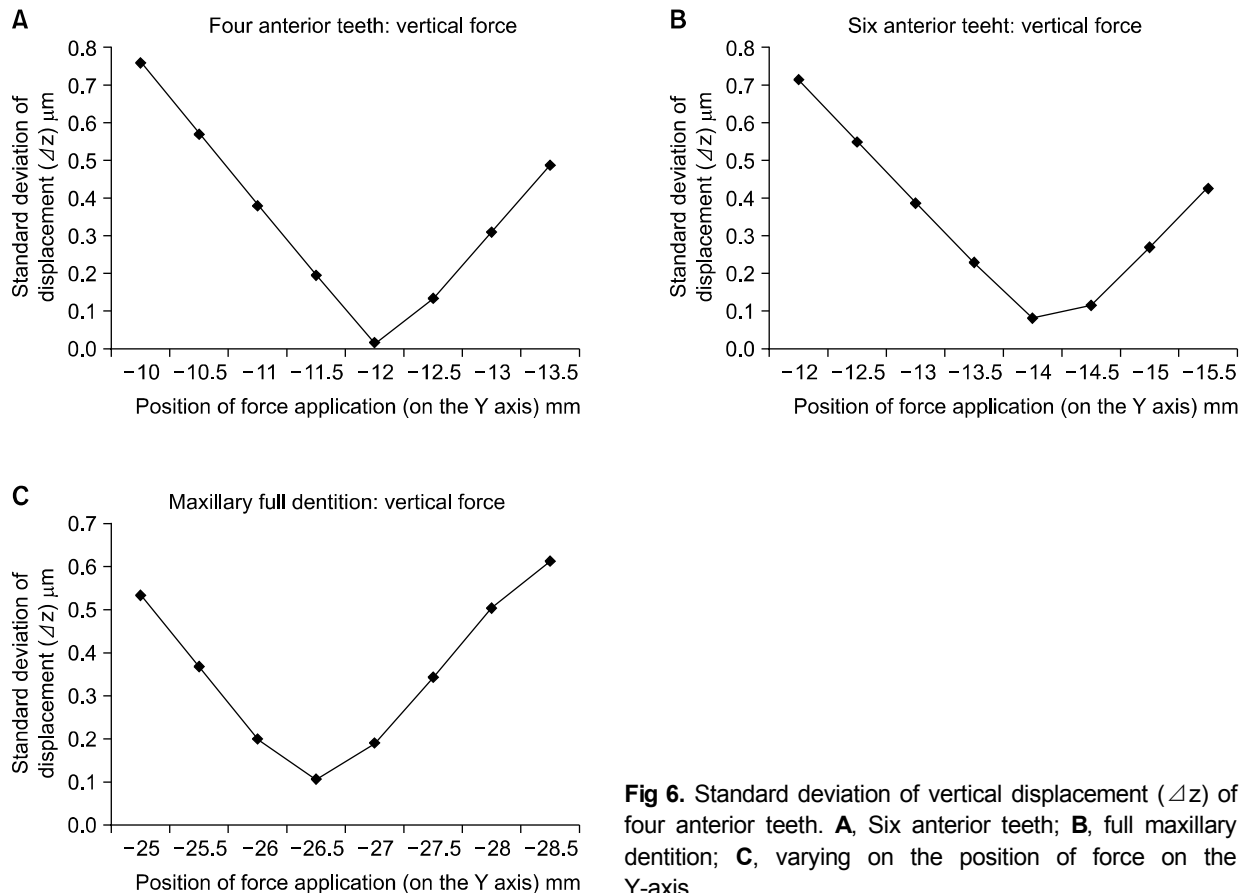


Fig 6. Standard deviation of vertical displacement (Δz) of four anterior teeth. **A**, Six anterior teeth; **B**, full maxillary dentition; **C**, varying on the position of force on the Y-axis.

로서는 과거 교정에서 볼 수 없었던 큰 힘이 사용되고,²⁴ 힘의 작용방향 또한 다양해졌으며, Sugawara 등²⁵은 mini-plate를 이용하여 전치열을 후방이동시키고, Park 등²⁶은 구치부 치열을 압하하여 개방교합을 치료하고, Chung 등^{27,28}은 C-implant, C-plate를 사용하여 구치부에 교정장치 없이 전치부를 후방 견인한 증례를 보고하는 등 TAD를 이용한 치료방법은 과거 교정치료에서는 사용되지 않던 역계(force system)를 사용하게 되었고, 이에 따라 치료과정에서 치아군의 이동을 예측하고 불필요한 치아의 이동을 최소화하기 위하여 저항중심의 정확한 위치를 파악하는 것이 필수적이다. 특히 상악 전치열의 저항중심에 대한 연구는 과거 적절한 치료법을 적용하기 어려웠기 때문에 많이 시도되지 못했지만 TAD의 등장과 함께 그 중요성이 높아지고 있다.

기존의 치아군의 저항중심에 관한 연구로서 Billiet 등⁸은 상악 전치열의 저항중심의 위치를 레이저 반사측정법을 이용하여 조사한 결과 제1대구치 상방으로 관골돌기의 하연 바로 밑에 위치한다고 보

고하였고, 상악 전치부 치아군의 저항중심에 관한 연구로서 Woo와 Park⁹은 레이저 반사측정법을 이용하여 상악 4전치의 경우는 CEJ에서 4.5 mm 치근측, 상악 6전치는 CEJ에서 6.5 mm 치근측으로 보고하였고, Min과 Hwang²⁹은 상악 6전치의 경우 CEJ에서 6.7 mm 치근측으로 보고하였으며, Vanden Bulcke 등¹¹은 건조두개골에서 laser holography를 이용하여 후방견인 시 치아의 수에 따른 저항중심의 위치를 조사한 결과 각 치아군의 저항중심은 중절치간 치조정을 기준으로 4전치군에서 치근측 5 mm, 6전치군에서 치근측 7 mm로 보고하였다. Pedersen 등⁶은 건조두개골에서 치조골의 물성이 변화된다는 점과 치근막 대체 물질이^{11,30} 실제 치근막을 표현하지 못한다는 단점을 보완하기 위해 상악 전방부 골의 부검 표본에서 장력계측법을 이용하여 중절치 브라켓을 기준으로 4전치군에서는 치근측 5 mm, 후방 13 mm에 위치하였고, 6전치군에서는 치근측 6.5 mm, 후방 18 mm에 저항중심이 위치한다고 보고하였고, Choy 등⁷은 스트레인게이지계측법을 이용한 연구에

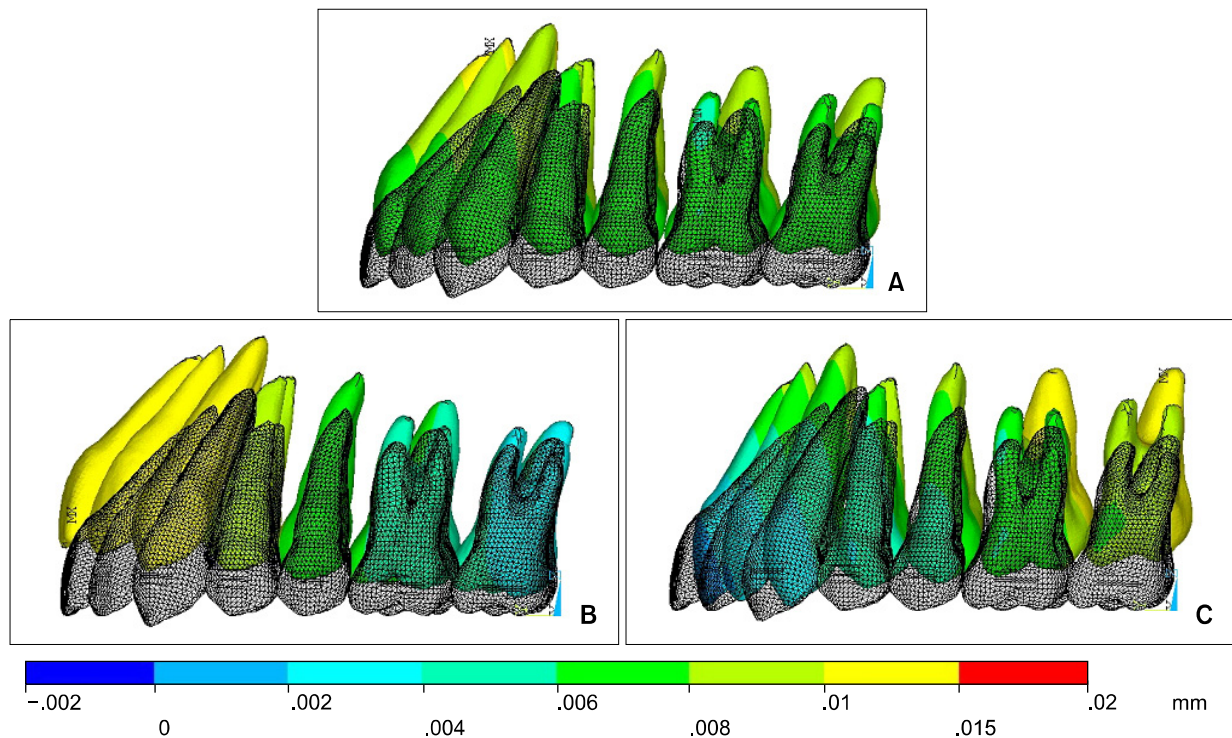


Fig 7. The contour plot of the full maxillary dentition according to the direction of vertical intrusion force. Original model (white mesh) and deformed model (color) in which the vertical (Δz) displacement of teeth was magnified 500 times were superimposed. See the color scale bar for exact finite element analysis of analyzed vertical teeth displacement. **A**, The line of force passing ($y = -26.5$ mm) through CR causes intrusion; **B**, the line of force passing ($y = -17$ mm) anteriorly to CR causes clockwise rotation of occlusal plane; **C**, the line of force passing ($y = -35$ mm) posteriorly to CR causes counter-clockwise rotation of the occlusal plane.

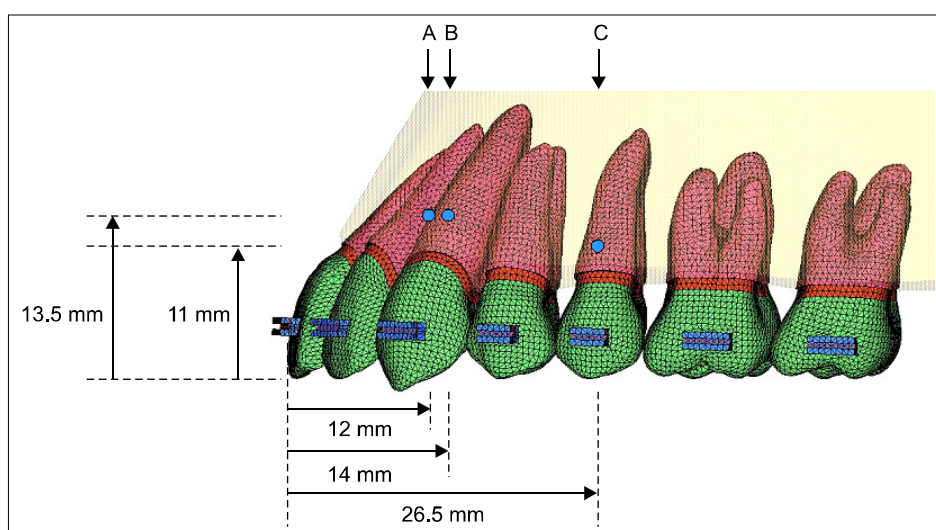


Fig 8. Position of the center of resistance. **A**, The center of resistance of four anterior teeth; **B**, the center of resistance of six anterior teeth; **C**, the center of resistance of the maxillary dentition.

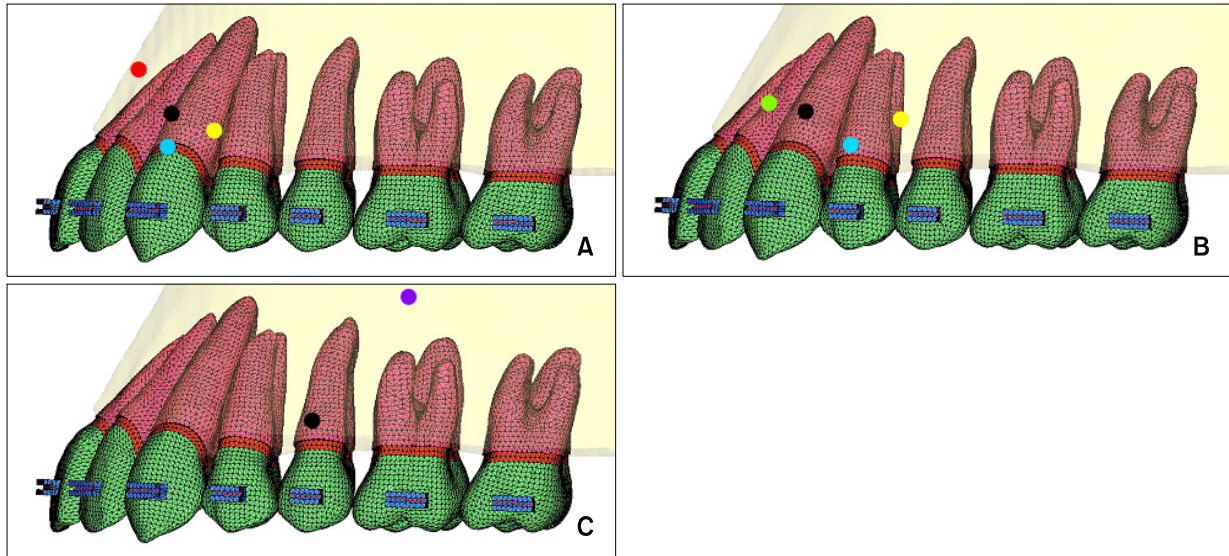


Fig 9. Comparison of the position of the center of resistance from other studies. **A**, 4 anterior teeth: present study (black dot); Vanden Bulcke et al¹¹ (yellow); Pedersen et al⁶ (blue); Matsui et al¹² (red); **B**, 6 anterior teeth: present study (black); Vanden Bulcke et al¹¹ (yellow); Pedersen et al⁶ (blue); Choy et al⁷ (green); **C**, full maxillary dentition: present study (black); Billiet et al⁸ (violet).

서 상악 6전치군의 저항중심은 중절치 절단면을 기준으로 치근측 14.5 mm, 후방 9.5 mm에 위치한다고 보고하였으며, Matsui 등¹²은 광탄성법을 이용하여 상악 4전치의 저항중심을 중절치 순측 치조골정을 기준으로 치근측 6 mm, 후방 4 mm에 위치한다고 보고하였다 (Fig 9). 최근의 연구로서 Türk 등³¹은 인체 내의 생물학적인 반응을 고려한 실제 환자에서의 연구를 통해 4전치의 저항중심은 측절치 브라켓에서 9 mm 치근쪽을 지난다고 보고하였다.

유한요소해석을 이용한 저항중심을 분석하는데 있어서 Reimann 등⁴은 저항중심을 하나의 점이 아니라 범위로 표현하고 있고, 여기에는 치아를 고정하는 와이어의 크기가 관계되는 것으로 보고하는데, 이는 브라켓과 와이어 사이의 play, 와이어의 변형 등의 변수가 작용하기 때문으로 생각되어 이번 연구에서는 와이어에 강체의 물성치를 부여하고 브라켓과 와이어 사이에 play가 없도록 하여 이를 최소화하도록 모형을 제작하였다. 그러나 조사 과정에서 후방견인력이나 압하력에 대하여 치열군의 모든 치아가 동일하게 이동할 것으로 예상되었으나 각각의 치아는 탄성변형에 의하여 움직임이 조금씩 다르게 나타났다. 따라서 해당 치아군의 모든 치아의 변위차의 합이 가장 작거나 표준편차가 가장 작은 위치를 저항중심의 위치로 해석하였다.

이번 연구결과 상악 4전치군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근측 13.5 mm, 후방 12.0 mm에 위치하였다. 수직적 결과는 Türk 등³¹, Woo와 Park,⁹ Vanden Bulcke 등¹¹의 연구와 유사하였고, 전후방적 위치는 Pedersen 등⁶의 연구와 유사하였으며, 상악 6전치군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근측 13.5 mm, 후방 14.0 mm에 위치하여 수직적 결과는 Vanden Bulcke 등,¹¹ Choy 등,⁷ Lee와 Chung³²의 결과와 유사하였으나 전후방적인 위치는 차이를 보인다. 기존의 연구들과 비교해 보면 저항중심의 수직적 위치는 유사한 경향을 보여주고 있지만 전후방적 위치에서는 많은 차이를 나타내고 있다. 저항중심의 위치는 가해지는 교정력의 크기, 치조골의 높이,²⁹ 치아의 길이 및 형태 전치의 경사도¹⁰ 등에 영향받는 것으로 알려져있다. 그 중에서 교정력의 크기가 저항중심에 미치는 영향은 논란이 있다.^{6,9} 이론적으로는 차이가 없어야 하지만 실제로는 연구 시 사용되는 와이어, 치아, 치조골 등의 물성치가 탄성변형을 일으키기 때문에 약간의 차이가 생기는 것으로 생각되며 따라서 치아 정도 탄성치를 고려한다면 차이가 있다 하더라도 그 차이는 크지는 않을 것으로 예상되며, 치아의 형태 및 크기는 표준적인 모형을 선택하였다면 역시 그 변이가 크지 않을 것으로 예상되지만, Park과 Shon¹⁰의 연구에

서와 같이 전치 경사도의 차이가 저항중심의 수평적 위치 차이에 많은 영향을 미쳤을 것으로 생각된다.

이번 연구에서 상악 전치열군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근측 11.0 mm, 후방 26.5 mm에 위치하는 것으로 계산되었는데 이는 제2소구치의 중심부근으로 Billiet 등⁸의 연구 결과인 제1대구치 상방으로 관골돌기의 하연과 많은 차이를 보였다. 이러한 위치는 기존의 결과와는 달리 구강 내에서 TAD를 이용한 전치열의 후방견인이나 함입시 저항중심에 가깝게 교정력을 적용할 수 있음을 보여준다.

유한요소해석은 대상이 되는 물체의 형태와 역학적 특성을 시뮬레이션하지만 적용된 힘에 대한 치아와 치근막 반응에 의한 초기 이동에 대한 연구로서 시간에 따른 골조직의 생물학적 반응이 반영되지 못하며, 평균적인 형태와 크기로 모델링하였으므로 개별 환자의 저항중심과 일치할 수는 없는 단점이 있는 반면 유한요소모델을 이용한 연구는 원하는 형태의 상황으로 쉽게 모델을 변형하여 결과를 도출할 수 있다는 장점이 있다.³³ TAD를 이용하여 다양한 위치에서 적용하는 교정력에 대한 생역학과 치아의 반응은 과거 행해졌던 연구만으로는 이해하는 데 부족함이 있으며, 각 상황에 맞는 실험 모델을 만들거나 부검 모델이나 환자의 구강을 찾는 것은 어려운 일이다. 하지만 유한요소모델을 사용한다면 알고자 하는 치아군의 이동에 필요한 저항중심의 위치를 변형된 모델 상에서 모의실험(simulation)을 통하여 추측해 볼 수 있는 장점이 있다. 특히 최근 교정환자의 진단과 치료계획 수립 시 3차원 CT의 사용이 점차 늘고 있는데, 모델 제작 프로그램과 유한요소분석 소프트웨어의 발전이 지속되어 환자의 3차원 CT 데이터와 결합되어 개인에 맞는 유한요소 모델이 제작될 수 있다면 교정치료의 효율을 높이는 데 도움이 되리라고 생각된다.

결론

3차원 유한요소 모델을 이용한 저항중심해석 결과 상악 4전치군은 상악 중절치 절단면으로부터 치근 방향 13.5 mm, 후방 12.0 mm, 상악 6전치군은 상악 중절치 절단면으로부터 치근 방향 13.5 mm, 후방 14.0 mm에 위치하였으며, 상악 전치열군의 저항중심은 상악 중절치 절단면으로부터 치근 방향 11.0 mm, 후방 26.5 mm에 위치하였다.

참고문헌

1. Lee HA, Park YC. Treatment and posttreatment changes following intrusion of maxillary posterior teeth with miniscrew implants for open bite correction. Korean J Orthod 2008;38:31-40.
2. Kim SJ, Chun YS, Jung SH, Park SH. Three dimensional analysis of tooth movement using different types of maxillary molar distalization appliances. Korean J Orthod 2008;38:376-87.
3. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984;85:294-307.
4. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod 2007;29:219-24.
5. Lee HK, Chung KR. The vertical location of the center of resistance for maxillary six anterior teeth during retraction using three dimensional finite element analysis. Korean J Orthod 2001;31:425-38.
6. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. Eur J Orthod 1991;13:452-8.
7. Choy K, Kim KH, Burstone CJ. Initial changes of centres of rotation of the anterior segment in response to horizontal forces. Eur J Orthod 2006;28:471-4.
8. Billiet T, de Pauw G, Dermaut L. Location of the centre of resistance of the upper dentition and the nasomaxillary complex. An experimental study. Eur J Orthod 2001;23:263-73.
9. Woo JY, Park YC. Experimental study of the vertical location of the centers of resistance for maxillary anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Korean J Orthod 1993;23:375-90.
10. Park GH, Shon BW. The center of resistance of the maxillary anterior segment in the horizontal plane during intrusion by using laser reflection technique. Korean J Orthod 1993;23:619-32.
11. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the center of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987;91:375-84.
12. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:171-8.
13. Coolidge E. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1937;24:1260-67.
14. Kronfeld R. Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1931;18:1942.
15. Block PL. Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspective. J Prosthet Dent 1987;57:683-9.
16. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.
17. Jeong HS, Moon YS, Cho YS, Lim SM, Sung SJ. Factors influencing the axes of anterior teeth during SWA en masse sliding

- ing retraction with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element study. Korean J Orthod 2006;36:339-48.
18. Chung AJ, Cho JH, Kim SC, Kim US, Lee SH, Kang SS, et al. The pattern of movement and stress distribution during retraction of maxillary incisors using a 3-D finite element method. Korean J Orthod 2007;37:98-113.
 19. Zeigler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-root teeth. Eur J Orthod 2005;27:333-9.
 20. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofac Orthop 2002;63:358-70.
 21. Andrews LF. Straight wire, the concept and appliance, L.A.. Wells Co.; 1989.
 22. Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989;96:312-19.
 23. Park CK, Yang WS. A three-dimensional finite element analysis on the location of center of resistance during intrusion of upper anterior teeth. Korean J Orthod 1997;27:259-72.
 24. Chung KR, Oh MY, Ko SJ. Corticotomy-assisted orthodontics. J Clin Orthod 2001;35:331-9.
 25. Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, Mitani H. Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:130-8.
 26. Park YC, Lee SY, Kim DH, Lee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:690-4.
 27. Chung KR, Kook YA, Kim SH, Mo SS, Jung JA. Class II malocclusion treatment by combining a lingual retractor and a palatal plate. Am J Orthod Dentofac Orthop 2008;133:112-23.
 28. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic Micro-implant. J Clin Orthod 2004;38:478-86.
 29. Min YG, Hwang CJ. A study about the change of locations of the center of resistance according to the decrease of alveolar bone heights and root lengths during anterior teeth retraction using the laser reflection technique. Korean J Orthod 1998;29:165-81.
 30. Dykman JFP. Distribution of forces in orthodontic treatment [Thesis]. Nijmegen, HTe Netherlands: University of Nijmegen 1969.
 31. 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.
 32. Lee HK, Chung KR. The vertical location of the center of resistance for maxillary six anterior teeth during retraction using three dimensional finite element analysis. Korean J Orthod 2001;31:425-38.
 33. Bourauel C, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Ziegler A, Jäger A. Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. Int J Comput Dent 2007;10:25-40.

Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition

Gwang-Mo Jeong, DDS, MSD,^a Sang-Jin Sung, DDS, MSD, PhD,^b Kee-Joon Lee, DDS, MSD, PhD,^c
Youn-Sic Chun, DDS, MSD, PhD,^d Sung-Seo Mo, DDS, MSD, PhD^e

Objective: The aim of this study was to investigate the 3-dimensional position of the center of resistance of the 4 maxillary anterior teeth, 6 maxillary anterior teeth, and the full maxillary dentition using 3-dimensional finite element analysis. **Methods:** Finite element models included the whole upper dentition, periodontal ligament, and alveolar bone. The crowns of the teeth in each group were fixed with buccal and lingual arch wires and lingual splint wires to minimize individual tooth movement and to evenly disperse the forces to the teeth. A force of 100 g or 200 g was applied to the wire beam extended from the incisal edge of the upper central incisor, and displacement of teeth was evaluated. The center of resistance was defined as the point where the applied force induced parallel movement. **Results:** The results of study showed that the center of resistance of the 4 maxillary anterior teeth group, the 6 maxillary anterior teeth group, and the full maxillary dentition group were at 13.5 mm apical and 12.0 mm posterior, 13.5 mm apical and 14.0 mm posterior, and 11.0 mm apical and 26.5 mm posterior to the incisal edge of the upper central incisor, respectively. **Conclusions:** It is thought that the results from this finite element models will improve the efficiency of orthodontic treatment. (*Korean J Orthod* 2009;39(2):83-94)

Key words: Finite element analysis, Center of resistance, Maxillary 4 anterior teeth group, Maxillary 6 anterior teeth group, Full maxillary dentition group

^aGraduate student, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea.

^bAssociate Professor, Department of Orthodontics, University of Ulsan, Asan Medical Center.

^cAssociate Professor, Department of Orthodontics, Yonsei University College of Dentistry.

^dProfessor, Department of Orthodontics, Ehwa Womans University Mokdong Hospital.

^eAssistant Professor, Department of Orthodontics, The Catholic University of Korea, St. Mary's Hospital.

Corresponding author: **Sung-Seo Mo.**

Department of Orthodontics, The Catholic University of Korea, St. Mary's Hospital, 62, Yeouido-dong, Yeongdeungpo-gu, Seoul 150-713, Korea.

+82 2 3779 1316; e-mail, dmoss1@hanmail.net.

Received July 31, 2008; Last Revision January 16, 2009; Accepted January 20, 2009.