

# 상악 전치부 후방 견인 시 이동 양상과 응력 분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

정애진<sup>a</sup> · 김운수<sup>a</sup> · 이수행<sup>a</sup> · 강성수<sup>a</sup> · 최희인<sup>a</sup> · 조진형<sup>b</sup> · 김상철<sup>c</sup>

상악 전치부 후방 견인 시의 이동 양상 및 응력 분포를 건조 두개골을 전산화 단층 촬영에 의해 3차원 영상화한 유한 요소 모델 상에서 알아보고자 하였다. 피질골 절단술의 시행 여부와 고정원, 힘의 작용점을 각기 달리 설정하여 8개의 실험군을 구성하여 비교하였다. 통상적인 T-loop을 이용하여 공간폐쇄를 하는 경우 전치부는 후하방으로 경사이동 하였으며, 구치부에서도 약간 전방 이동하였다. 피질골 절단술을 동반하여 전치부를 견인한 경우, 전치부 골편에서의 응력 분포가 전반적으로 넓게 분포되었으며, 전치부 경사의 정도가 적은 반면에 변위량은 훨씬 더 많았다. 협측에서의 견인 시 상악 협측에 식립된 미니 임플란트와 견치 power arm간에 견인력을 가한 경우가 미니 임플란트로 고정원이 강화된 제2소구치와 견치 브라켓 간에 견인력을 가한 경우보다 전치부의 후하방 경사 정도가 적었다. 구개측에서 power arm에 대한 견인 시 정중구개봉합 부위에 식립된 미니 임플란트로부터 견인력을 가한 경우가 상악 제1, 2대구치 간 구개면에 식립된 미니 임플란트로부터 견인력을 가한 경우보다 전치부의 후하방 경사 정도가 컸다. 이러한 결과로써 치아이동 시 피질골 절단술의 효과와 저항중심에 대한 교정력 벡터 조정의 의미를 확인할 수 있었다. (대치교정지 2007;37(2):98-113)

**주요 단어:** 전치부 후방 견인, 삼차원 유한 요소법, 응력 분포, 피질골 절단술

## 서론

근래에 들어 치과 교정 분야의 기술적 진보는 교정치료의 한계를 극복하고 보다 용이하고 신속한 교정치료를 위해 통상적인 교정치료와 함께 다른 방법들을 병행하게 되었는데, 이러한 목적을 위해서 악교정 수술, 분절골 절단술, 피질골 절단술 및 골 신장술 등이 이용되고 있다.<sup>1-18</sup> 이중 피질골 절단술은 치아이동의 주된 저항으로 작용하는 피질골층의 연속성을 차단하여 치아 이동의 속도를 증가시키고 골의 치유과정을 통해 이동된 치아의 안정성을 증가시키면서 해면골을 보존함으로써 치아와 치주조직에 가해지는 손상을 최소화할 수 있다고 하였다.<sup>3,10</sup> 교정치료에 있어서 피질골 절단술이 가지는 큰 장점은

치료기간을 단축시키고 합병증을 최소화 할 수 있다는 점이며, 더욱이 교정 치료의 범위를 확대시킬 수 있을 뿐만 아니라 치료 후 안정성을 증가시킬 수 있다는 면에서도 임상적인 유용성이 크다고 할 수 있고, 증례에 따라 다양한 변형 및 응용이 가능하다.<sup>11</sup>

치아 충생을 해소하고 난 후 남은 공간을 폐쇄시키기 위해서는 부정교합의 특성에 따라 전치부와 구치부의 이동에 대한 역학적인 고려가 이루어져야 한다.<sup>5,6</sup> 전치부의 최대한 후방이동을 위해서는 구치부가 최대한의 고정원으로 작용해야 하는데, 이들 역시 적용된 힘에 상호적으로 반응하기 때문에 어느 정도의 한계가 있다. 그러나 미니 임플란트, pin, mini-plate 또는 그 외의 다른 가철성 인공 매식체와 같은 골격성 고정원 하에서 적용된 힘은 이롭지 못한 치아의 상호작용 없이 치아의 이동을 유발할 수 있다.<sup>2,4,19-21</sup>

교정력은 벡터의 수학으로 논해질 수 있다. 치아의 저항 중심에 대한 힘의 작용선(line of action of the force)의 관계에 따라 치체이동, 회전 또는 치체이동과 회전이 조합된 치아의 이동이 생성된다.<sup>22</sup> 치아의

<sup>a</sup>대학원생, <sup>b</sup>전임강사, <sup>c</sup>교수, 원광대학교 치과대학 치과교정학교실.

교신저자: 김상철.

전북 익산시 신용동 344-2 원광대학교 치과대학 치과교정학교실.

063-850-1960: e-mail, sangkim@wku.ac.kr.

원고접수일: 2006년 4월 20일 / 원고최종수정일: 2006년 9월 29일 /

원고채택일: 2006년 11월 8일.

저항 중심은 치근의 길이, 치근의 수, 치조골의 높이에 의해 영향을 받는데, 치아의 저항 중심에 대해 작용하는 역계에 의해 치아의 이동 형태가 결정되므로 이는 교정 장치를 선택하고 작동하는 데 있어서 매우 중요하다. 일반적으로 힘이 저항 중심을 통과하면 치체이동이 일어나게 되는데,<sup>3,4,22-24</sup> 이를 위해 전치 견인 시 power arm을 사용하기도 한다.<sup>4,24</sup>

한편, 실제적인 치아 이동은 조직의 반응에 좌우되므로 교정 장치의 역학에 대해서 뿐만 아니라, 교정 장치가 미치는 생물학적 영향에 대해서도 분석과 이해가 필요하다.<sup>25,26</sup> 최근 광탄성법,<sup>14</sup> holography 법,<sup>27-29</sup> strain-gauge법,<sup>25,30</sup> 유한요소법,<sup>1,5,12,20,26,31-38</sup> laser 반사측정법<sup>11,39,40</sup> 등의 여러 가지 방법을 이용하여 힘의 체계와 치아 이동을 생역학적으로 규명하고자 하는 시도가 많이 이루어지고 있다. 이 중 유한요소법은 유한의 연속체를 유한개의 요소 집합체로 생각하고 각 요소들의 현상은 요소의 절점(nodal point)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개 요소의 현상을 계산하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법으로,<sup>31</sup> 다른 분석법과는 달리 기하학적인 형상, 하중 및 경계 조건에 제한이 없으며, 여러 가지 복합 재료로 이루어진 연속체에도 적용이 가능하다는 장점을 가지고 있다.

그러나 피질골 절단술을 동반한 치아이동이나 여러 고정원 조절에 따른 치아이동의 양상 변화 및 응력 분포에 대한 연구는 충분하지 않다고 판단되어 본 연구에서는 인간의 견조 두개골을 단층 전산화 촬영에 의해 3차원 영상화한 유한 요소 모델을 이용한 분석법으로 제1소구치 발거 후 전치부 후방 견인 시 피질골 절단술의 시행 여부와 고정원 및 힘의 작용점의 변화가 치아의 이동 양상과 응력 분포에 어떠한 영향을 미치는지 알아보려고 하였다.

## 연구방법

### 3차원 영상의 구축(3D visualization)

본 연구에서는 성인으로 추측되는 인간의 견조 두개골을 1 mm 단위로 전산화 단층 촬영(Computerized tomography: CT, 4 Detector-Row CT Scanner, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany)을 하고 촬영된 방사선의 각 단면(slice)상에서 해부학적 구조물의 크기와 길이를 측정 후 이를 조합하여 3차원 영상을 만들었다. 이를 다시 단층 전산화 촬영의 프

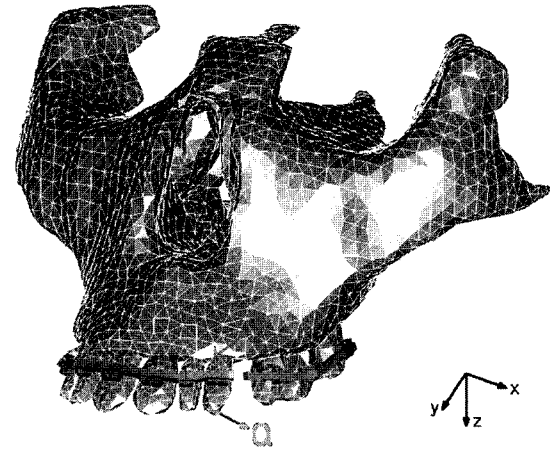


Fig 1. Three-dimensional finite element model of maxilla and coordinate system.

로그램 상에서 만들어진 3차원 영상과 비교하여 상악골과 치아의 모양을 수정, 보완하였고, 치아와 피질골 그리고 해면골의 각 단면을 연결하는 surface mesh를 만들었다. 골 내의 해부학적 구조는 포함시키지 않았으며, 치아, 치주인대, 피질골과 해면골로 구분되어 형상화하였다.<sup>41</sup>

### 유한요소모델의 제작

상악골과 치아의 단면이 연결된 space mesh를 통해 각 재료의 사면체 4절점 유한요소모델을 생성하였다 (Fig 1). 치아의 크기와 형태는 Wheeler<sup>42</sup>의 수치와 치아 모형을 참고로 하였으며, 각 치아의 순설 또는 협설 경사도, 근원심 치축 경사도는 Andrews,<sup>43</sup> Dewel,<sup>44</sup> 김,<sup>45</sup> 최,<sup>46</sup> Noyes<sup>47</sup>의 연구를 참고로 하여 치아 모형을 결정하였다. 치주인대의 두께는 나이, 부위, 개개인에 따라 차이가 있으나, Coolidge<sup>45</sup>의 연구를 참고로 하여 0.25 mm의 두께로 균일하게 모형화하였으며, 피질골 또한 부위에 따라 다소 차이가 있으나, 2 mm의 두께로 균일하게 모형화 하였다.<sup>47</sup> 상악 치열을 완성하기 위해서 Roth의 정상 악궁형태를 이용하여 좌표화한 후 이에 3차원 유한 요소 모델화된 치아를 적절히 배열하였다.

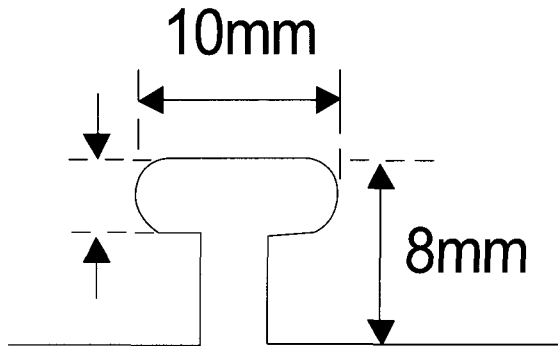
브라켓은 Table 1에 나타난 크기를 기준으로 오면체 요소로 생성하였고, 각 치관의 FA점<sup>49</sup>과 브라켓 슬롯의 중심이 일치하도록 부착시켰으며, 교정용 호선이 수동적으로 삽입될 수 있도록 브라켓 슬롯의 각도를 조절하였다. 교정용 호선은 0.016" x 0.022"

**Table 1. Bracket size**

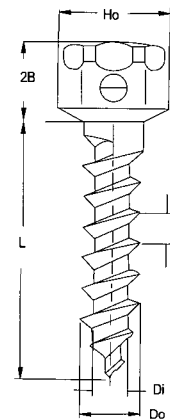
Tooth No.	1	2	3	5	6	7
Width	4.16 mm	3.66 mm	4.44 mm	3.62 mm	5.15 mm	4.90 mm
Length	3.27 mm					
Height	1.90 mm					

**Table 2. Mini implant size**

Head		mini implant		
Outer diameter	Outer diameter	Inner diameter	Pitch	Length
3.0 mm	1.6 mm	0.9 mm	0.8 mm	8.0 mm

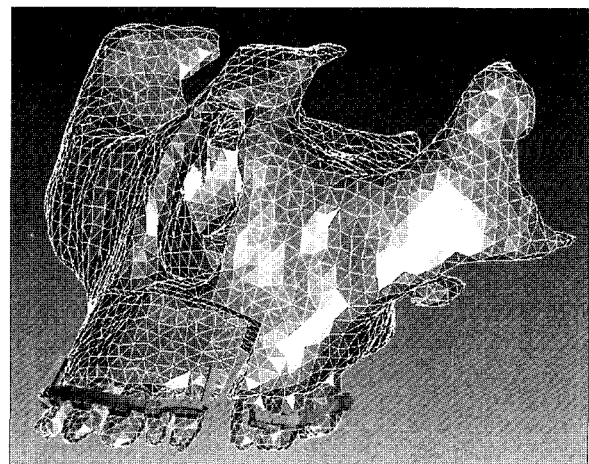


**Fig 2. Schematic diagram of T-loop arch wire.**



**Fig 3. Schematic diagram of mini implant (Hexa type). L, length; P, pitch; D, diameter.**

(0.4064 × 0.5588 mm) 크기의 단면을 갖는 beam 요소로 구성하였다. 본 연구에서 대조군으로 사용된 T-loop의 교정용 호선 역시 0.016" × 0.022"의 탄선으로 견치 브라켓의 원심면에서 원심축으로 1 mm 떨어진 곳에 loop를 부여하여 3차원 beam 모형으로 제작하였다 (Fig 2). 본 연구에서 후방 고정원으로 또는 고정원을 보강하기 위해 사용된 미니 임플란트는 육각형의 head를 갖는 티타늄 합금(ASTM F136)으로 Table 2에 나타난 크기를 기준으로 beam요소로 생성하였다 (Fig 3, Table 2). 유한 요소 모델 상에서 피질골 절단술은 협측과 구개측 모두에서 시행하였으며, 견치 원심으로부터 1 mm 후방에서 시작하여 치간골을 따라 견치 치근침 상방 2 mm까지 연장하여 수직 피질골 절단을 시행한 후 양측 수직 피질골 절단을 연결하여 수평 피질골 절단으로 표현하였다.<sup>3,50</sup> 이때 제거된 피질골의 깊이는 2 mm, 후방 견인을 위해 제거된 피질골의 폭경은 4 mm이었다 (Fig 4).



**Fig 4. Three-dimensional finite element model of maxilla with corticotomy.**

**Table 3.** Mechanical properties of tooth, periodontal membrane, bone, bracket, wire and mini implant

Material	Modulus of elasticity (Kgf/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Tooth	2.0 × 10 <sup>3</sup>	0.300
Periodontal membrane	0.0007 × 10 <sup>3</sup>	0.490
Cortical bone	1.2 × 10 <sup>3</sup>	0.330
Trabecular bone	0.018 × 10 <sup>3</sup>	0.450
Bracket	21.4 × 10 <sup>3</sup>	0.300
Wire	21.4 × 10 <sup>3</sup>	0.300
mini implant	0.1138 × 10 <sup>3</sup>	0.342

**Table 4.** Control and Experimental groups

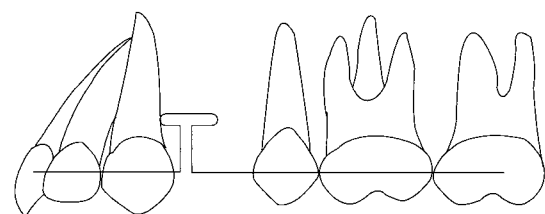
	Corticotomy	Anchorage		Application point	
		mini implant	teeth + mini implant	power arm	bracket
Control	×	×	×	×	×
Exp. Group 1	○	○	×	○	×
Exp. Group 2	×	○	×	○	×
Exp. Group 3	○	○	×	○	×
Exp. Group 4	×	○	×	○	×
Exp. Group 5	×	×	○	×	○
Exp. Group 6	×	○	×	○	×
Exp. Group 7	×	○	×	×	○
Exp. Group 8	×	○	×	×	○

물성치의 부여

각 요소들에 부여되는 물성치들 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Modulus of elasticity: E)와 포아송 비(Poisson's ratio)는 Tanne,<sup>51</sup> 조,<sup>52</sup> 신,<sup>22</sup> McGuinness<sup>53</sup>의 연구를 참고로 하였으며, 이중 미니 임플란트의 물성치는 인터넷 matweb.com의 자료를 참고하였다 (Table 3).

대조군의 설정

대조군에서는 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 고정원으로서 또는 고정원을 보강하기 위해 미니 임플란트 또한 사용하지 않았다. 통상적인 T-loop에 의해 공간 폐쇄를 하였으며, 편측 당 150 g의 교정력이 발생되도록 T-loop을 활성화(activation)했을 때 나타난 응력 분포와 변위 정도를 관찰하였다 (Fig 5).

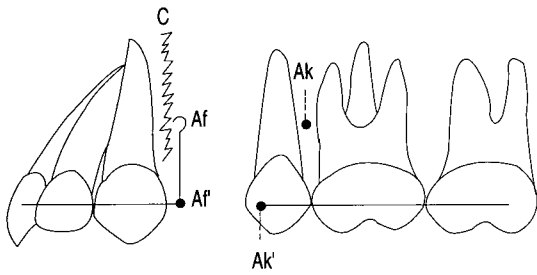


**Fig 5.** Schematic diagram of the control.

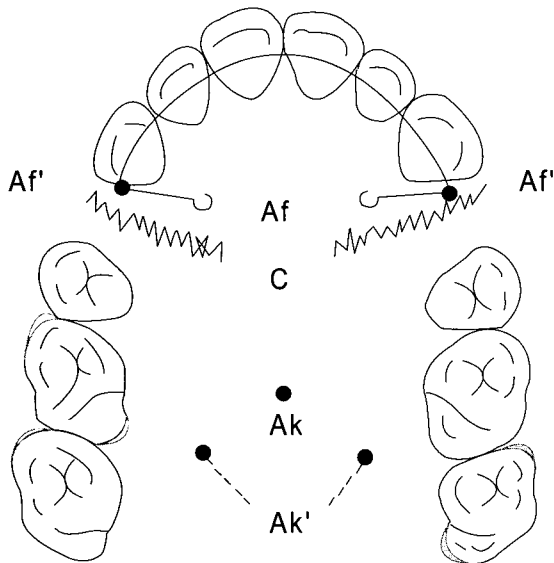
실험군의 설정

피질골 절단술의 시행 여부, 고정원의 위치, 힘의 작용점의 위치에 따른 응력 분포와 변위 정도를 비교하기 위하여 다음과 같이 실험군을 설정하였다 (Table 4).

실험군 1을 피질골 절단술을 시행하였으며, 견치의 협측 power arm (길이 8 mm)에서 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 협측 치간골에 식립된 미니 임플랜



**Fig 6.** Schematic diagram of the experimental groups (buccal view). C, corticotomy; Af, force application point; Ak, posterior anchorage.



**Fig 7.** Schematic diagram of the experimental groups (palatal view). C, corticotomy; Af, force application point; Ak, palatal anchorage.

트에 견인력을 가한 경우 (Fig 6); 실험군 2를 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 견치의 협측 power arm (길이 8 mm)에서 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 협측 치간골에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우 (Fig 6); 실험군 3을 피질골 절단술을 시행하였으며, 견치의 구개측 power arm (길이 8 mm)에서 상악 제1, 2대구치 사이의 구개면에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우 (Fig 7); 실험군 4를 피질골 절단술을 시행하지 않았으며 견치의 구개측 power arm (길이 8 mm)에서 상악 제1, 2대구치 사이의 구개면에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우 (Fig 7); 실험군 5를 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 협측 치간골에 식

**Table 5.** Number of elements and nodes

	Elements	Nodes
Exp. Group 1	34932	8536
Exp. Group 2	35128	8503
Exp. Group 3	34940	8543
Exp. Group 4, 8	35115	8488
Exp. Group 5, 7	35126	8497
Exp. Group 6	35115	8488

립된 미니 임플란트로 고정원이 보강된 제2소구치로부터 견치 브라켓에 견인력이 가해진 경우 (Fig 6); 실험군 6을 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 상악 제1, 2대구치 부위의 상악 정중구개봉합 부위에 식립된 미니 임플란트로부터 견치의 구개측 power arm으로 견인력을 가한 경우 (Fig 7); 실험군 7을 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 견치로부터 power arm 없이(길이 0 mm) 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 협측 치간골에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우 (Fig 6); 실험군 8을 피질골 절단술을 시행하지 않았으며, 견치로부터 power arm 없이(길이 0 mm) 상악 제1, 2대구치 사이의 구개면에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우로 설정하였다 (Fig 7).

**해석조건의 설정**

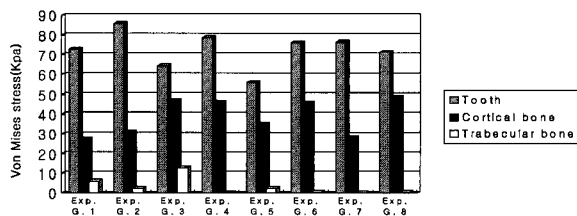
본 연구는 교정력이라는 약한 힘을 가했을 때 나타나는 초기 반응을 관찰하기 위한 것이므로, 모든 재료는 균질성(Homogeneity)을 가지며, 하중이 작용하는 방향과 무관하게 동일한 성질을 나타내는 등방성(Isotropy), 그리고 항복점 이전까지는 응력이 변형률에 대략적으로 비례하는 선형탄성(Linear elasticity)을 가진 것으로 가정하고 각 재료의 계면은 완전한 결합 상태인 것으로 가정하였다 (Table 5).

형성된 유한요소모델에 해석을 위한 몇 가지 조건을 설정하였다. 먼저 교정을 위해 치아에 힘을 가할 경우 이에 근접한 부위에서 변형이 일어나고 이 부위와 멀리 떨어져 있는 곳에서는 변형이 거의 없다는 전제하에 본 연구에서는 상악골의 맨 윗부분에서는 움직임이 없다는 구속 조건을 주었다. 상악 전치부와 좌, 우 구치부는 각각 하나의 단위로 설정하였고, 편측 당 150 g의 교정력<sup>1,54</sup>을 각 모델에 부여하였다.

각 재료의 계면은 서로 연속성을 갖도록 생성하였

**Table 6.** Displacement and its ratio for the control

		central incisor	lateral incisor	canine	2nd premolar	1st molar	2nd molar
Distal displacement (X axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	0.139	0.027	0.014	0.095	0.029	0.018
	Q-Q'	0.538	0.221	0.374	0.326	0.155	0.021
	ratio	3.856	8.194	27.680	3.435	5.354	1.188
Lateral displacement (Y axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	0.083	0.142	0.150	0.267	0.058	0.025
	Q-Q'	0.437	0.354	1.223	0.243	0.174	0.063
	ratio	5.298	2.493	8.247	0.911	2.988	2.571
Vertical displacement (Z axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	0.159	0.185	0.295	0.011	0.015	0.004
	Q-Q'	1.333	0.247	1.022	0.070	0.067	0.006
	ratio	8.383	1.339	3.468	6.467	4.701	1.383



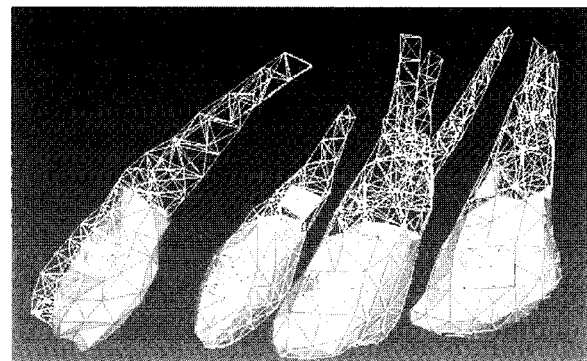
**Fig 8.** Von Mises stress of the tooth, cortical bone and trabecular bone in experimental groups and control.

으며 3차원 모델의 좌표축은 근원심 방향을 X축, 순설 방향을 Y축, 수직 방향을 Z축으로 설정하였다 (Fig 1). 치아의 변위량과 이동 양상을 분석하기 위해 절치, 견치 및 구치의 백악-법랑 경계의 중심을 P점으로 설정하고 전치 절단면의 중심과 견치의 침두 및 구치 근심 협측 교두의 침두를 Q점으로 설정하였으며, 하중이 가해지고 치아의 위치가 변했을 때의 위치를 각각 P'점과 Q'점으로 설정하여 각 축에 대한 이동량(P-P', Q-Q')을 알아보고 이를 다시 비율(Q-Q'/P-P')로 계산하여 비교 분석하였다.

해석을 위해 사용된 요소와 질 점수는 Table 5에 제시되어 있다. surface mesh를 위해 사용한 프로그램은 Body Builder 2002 (CANTiBio, Suwon, Korea)이며, 사면체 mesh 및 유한요소 분석을 위해 사용한 프로그램은 STRA-D 2002 (FEAsoft, Daejeon, Korea)이다.

**연구성적**

대조군과 8개의 실험군에서의 응력 분포, Von



**Fig 9.** Displacement pattern of control. white, before activation; pink, after activation.

Mises stress를 치아 및 피질골, 망상골 별로 비교하였으며 (Fig 8), 각 치아의 절단면 혹은 교두의 침두와 백악-법랑 경계부에서의 변위량과 이에 대한 비율을 조사하였다.

**대조군**

통상적인 T-loop을 이용하여 공간폐쇄를 하는 경우 전치부는 후하방으로의 경사이동을 보였으며, 구치부에서도 약간의 전방 이동을 보였다. 전치부에서 후방 변위가 가장 많이 일어난 것은 견치이었고, 구치부에서 전방 변위가 가장 많이 일어난 것은 제2소구치였으며, 수직적 변위가 가장 많이 일어난 것은 견치였다 (Fig 9, Table 6).

치아의 이동 시 응력 분포의 양상을 살펴보면, 견

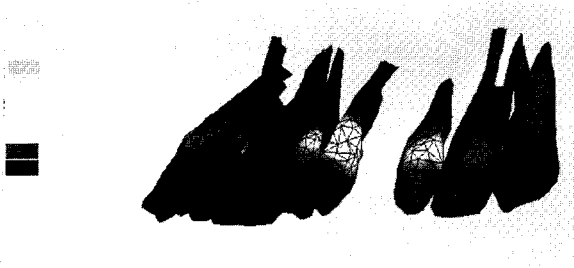


Fig 10. Stress distribution in the teeth of the control (buccal side).

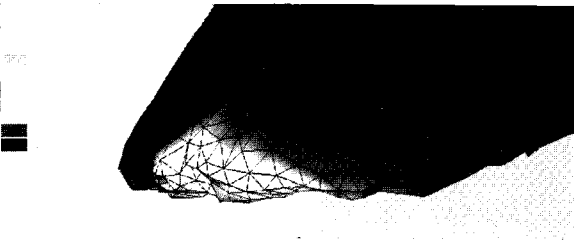


Fig 11. Stress distribution in the cortical bone of the control (buccal side).

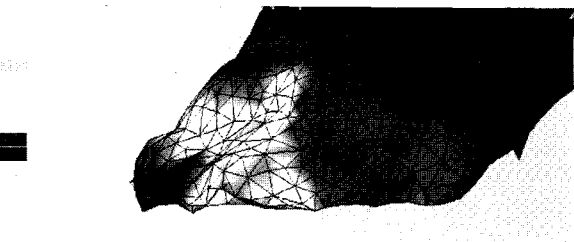


Fig 12. Stress distribution in the trabecular bone of the control (buccal side)

치의 원심에서 가장 많은 응력 분포를 보였으며, 제2 소구치, 측절치, 제1대구치의 순으로 응력 분포를 보였다. 치조골에서의 응력 분포는 치아에서의 응력 분포 양상과 유사하게 나타났으며, 피질골에서의 응력은 망상골에서 보다 높게 나타났다 (Figs 10-12).

피질골 절단술 유무에 따른 비교

협측 견인

피질골 절단술을 시행한 경우(실험군 1, Fig 13, Table 7)가 그렇지 않은 경우(실험군 2)보다 전치부

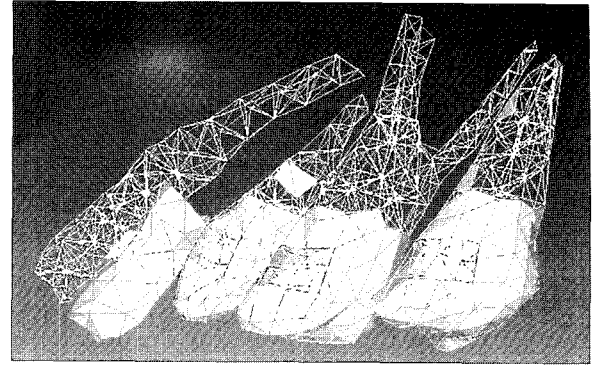


Fig 13. Displacement pattern in experimental group 1. white, before activation; pink, after activation.

Table 7. Displacement and it's ratio for experimental group 1

		central incisor	lateral incisor	canine
Distal displacement (X axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	0.083	0.122	0.103
	Q-Q'	0.134	0.333	0.737
	ratio	1.614	2.729	7.155
Lateral displacement (Y axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	1.797	2.215	2.092
	Q-Q'	3.690	3.434	3.713
	ratio	1.864	1.550	1.774
Vertical displacement (Z axis, 10 <sup>-3</sup> mm)	P-P'	2.578	2.528	2.197
	Q-Q'	4.007	3.269	3.068
	ratio	1.554	1.293	1.396

에서의 적은 전하방 경사이동을 보였고, 반면에 좀 더 많은 변위를 보였다 (Figs 17-19).

전치 치관의 원심에서 가장 많은 응력 분포를 보였으며, 이는 피질골과 망상골 모두에서 유사한 양상을 보였는데, 피질골 절단술을 시행한 경우에 있어서는 골 절단 부위에서도 높은 응력 분포를 볼 수 있었으며, 치근부에서의 더 넓은 응력 분포를 볼 수 있었다. 치아, 피질골 그리고 망상골의 순서대로 최대 응력을 보였으며, 피질골 절단술을 시행한 경우가 그렇지 않은 경우보다 좀 더 낮은 최대 응력 수치를 나타내었다. 한편, 피질골 절단술을 시행한 경우에는 미니 임플란트 주변에서 유의할 만한 응력 분포를 볼 수 없었다 (Figs 14-16).

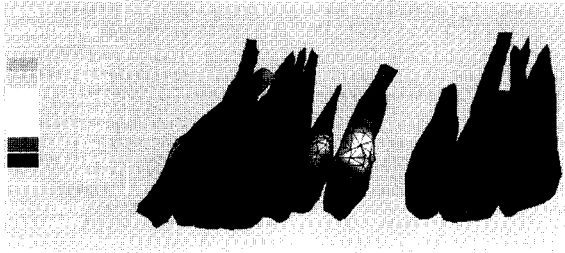


Fig 14. Stress distribution in the teeth of experimental group 1 (buccal view).

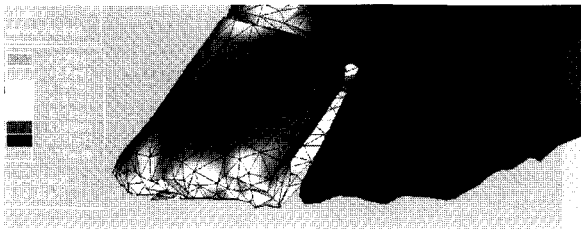


Fig 15. Stress distribution in the cortical bone of experimental group 1 (buccal view).



Fig 16. Stress distribution in the trabecular bone of experimental group 1 (buccal view).

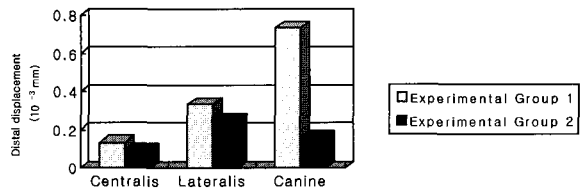


Fig 17. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 1 and 2.

구개측 견인

피질골 절단술을 시행한 경우(실험군 3)가 그렇지 않은 경우(실험군 4)보다 전치부에서의 적은 전하방 경사 이동을 보였고, 반면에 좀 더 많은 변위를 보였다 (Figs 20-22).

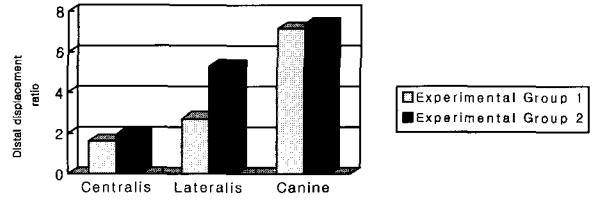


Fig 18. Distal displacement ratio of the ant. teeth in experimental groups 1 and 2.

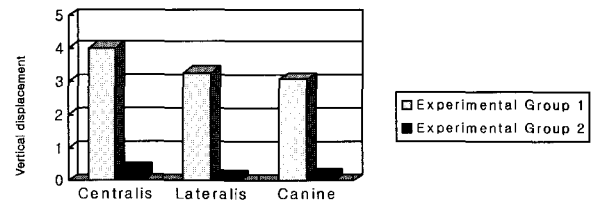


Fig 19. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 1 and 2.

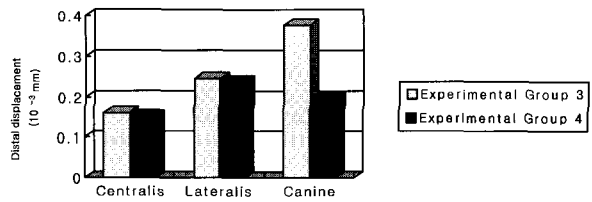


Fig 20. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 3 and 4.

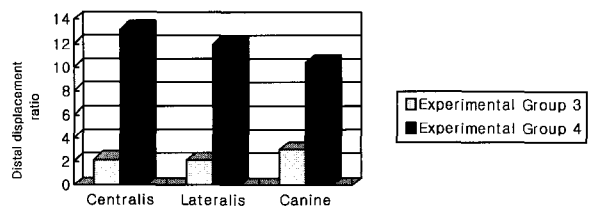


Fig 21. Distal displacement ratio of ant. teeth in experimental groups 3 and 4.

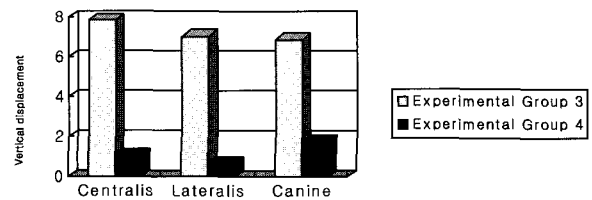


Fig 22. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 3 and 4.



견치 치관의 원심에서 가장 많은 응력 분포를 보였고 견치 치근부, 측절치의 순으로 응력 분포를 보였는데, 피질골 절단술을 시행한 경우에 있어서는 골 절단부위에서 보다 높은 응력 분포를 볼 수 있었으며, 치조골 내에서의 더 많은 응력 분포를 볼 수 있었다. 치아, 피질골 그리고 망상골의 순서대로 최대 응력을 보였으며, 피질골 절단술을 시행한 경우가 그렇지 않은 경우보다 좀 더 낮은 최대 응력 수치를 나타내었다. 한편, 피질골 절단술을 시행한 경우에는 미니 임플란트 주변에서 응력 분포를 볼 수 없었다.

협측 견인 시보다는 구개측 견인에서 피질골 절단술을 동반한 경우 치아의 치관 및 치근, 치조골에서의 넓은 응력 분포를 볼 수 있었으며, 수직적 변위 정도가 좀 더 크게 나타났다. 골 절단 부위에서의 응력 분포를 살펴보면, 구개측 견인에 수평 골 절단 부위를 넘어 상방으로도 넓은 응력 분포를 보이며, 최대 응력치 역시 더 높게 나타났다. 협측 및 구개측 견인 시 피질골, 망상골 모두에서 순측보다는 설측에서 넓은 응력 분포를 보였다.

고정원의 위치에 따른 비교

협측 견인

미니 임플란트로 고정원이 강화된 제2소구치로 교정력을 가한 경우(실험군 5)에서 제2소구치와 상악 제1대구치 사이의 치간골에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우(실험군 2)보다 전치부의 후하방으로의 좀 더 많은 경사이동을 보였으며, 약간 많은 후방 변위를 나타냈으나 그리 많은 차이는 없었고, 두 경우 모두 구치부에서의 이동은 없었다 (Figs 23-25).

치아에서의 응력 분포를 살펴보면, 견치의 원심에서 가장 많은 응력 분포를 보였으며, 전자의 경우(실험군 5) 측절치에서 좀 더 많은 응력 분포를 보였다.

고정원으로 사용된 미니 임플란트에서의 응력 분포를 비교해 보면 고정원을 보강하기 위해 사용된 경우(실험군 5)에서 좀 더 높은 것을 볼 수 있었다.

치조골에서의 응력 분포를 살펴보면, 피질골에서 보다 높은 최대 응력을 보이나, 망상골에서 좀 더 넓은 응력 분포를 볼 수 있었으며, 전자의 경우(실험군 5) 고정원이 미니 임플란트로 보강되었으나 실제 교정력이 적용된 구치부에서도 넓은 응력 분포를 나타냈다.

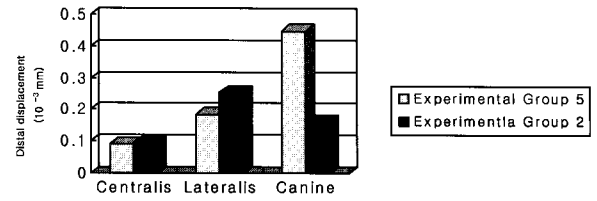


Fig 23. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 2 and 5.

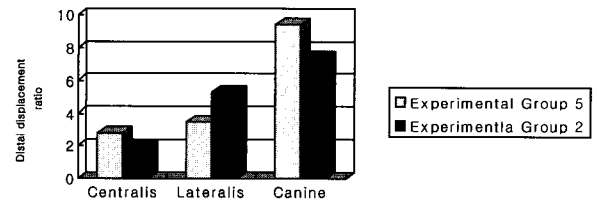


Fig 24. Distal displacement ratio of ant. teeth in experimental groups 2 and 5.

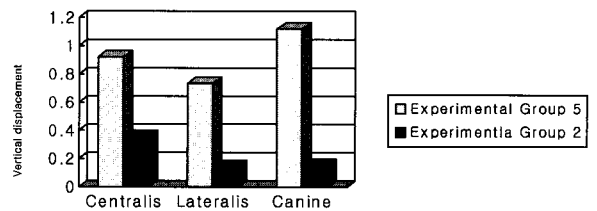


Fig 25. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 2 and 5.

구개측 견인

상악 제1, 2대구치 사이 정중구개융합 부위에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가한 경우(실험군 6)에서 상악 제1, 2대구치 사이의 구개면에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가한 경우(실험군 4)보다 전치부의 후하방으로의 좀 더 많은 경사 이동을 보였으나 차이가 없었으며, 후자의 경우(실험군 4)가 좀 더 많은 변위를 보였고 두 경우 모두 구치부에서의 이동은 없었다 (Figs 26-28).

치아에서의 응력 분포를 살펴보면, 견치의 원심에서 가장 많은 응력 분포를 보였으며, 전자의 경우에는 측절치에서도 좀 더 많은 응력 분포를 보였다.

고정원으로 사용된 미니 임플란트에서의 응력 분포를 비교해 보면 제1, 2대구치 사이의 구개부에 식립된 미니 임플란트(실험군 4)에서 응력이 좀 더 높은 것을 볼 수 있었다.

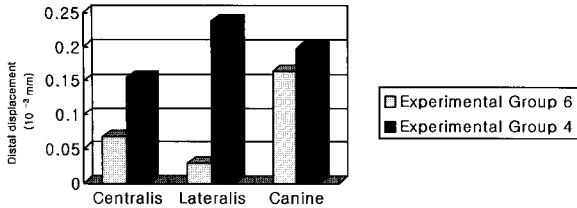


Fig 26. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 4 and 6.

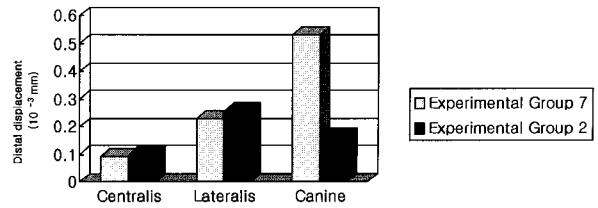


Fig 29. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 2 and 7.

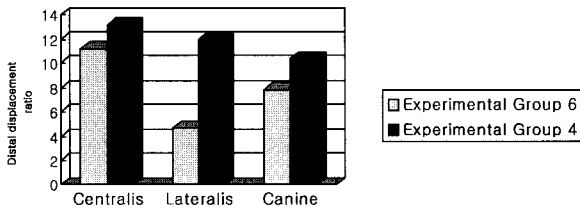


Fig 27. Distal displacement ratio of ant. teeth in experimental groups 4 and 6.

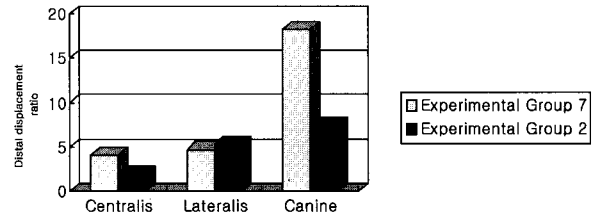


Fig 30. Distal displacement ratio of ant. teeth in experimental groups 2 and 7.

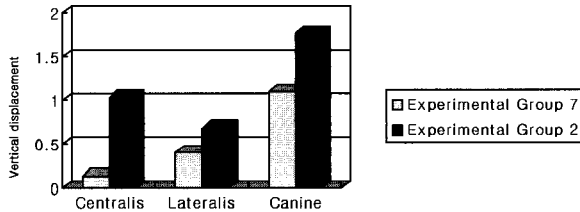


Fig 28. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 4 and 6.

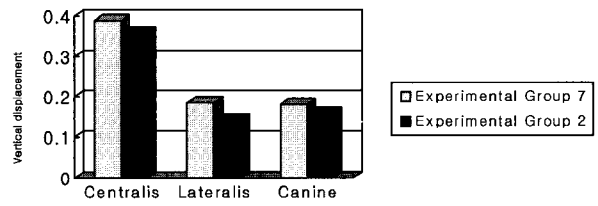


Fig 31. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 2 and 7.

치조골에서의 응력 분포를 살펴보면, 피질골에서 보다 높은 최대 응력을 보이니, 망상골에서 좀 더 넓은 응력 분포를 볼 수 있었으며, 전자의 경우(실험군 4)에서 더 높은 최대 응력을 보였고 구치부에서도 더 넓은 응력 분포를 나타냈다.

힘의 작용점(force application point)에 따른 비교

협측 견인

power arm 없이 견치에서 직접 상악 제2소구치와 상악 제1대구치의 사이의 치조골에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가한 경우(실험군 7)에서 power arm에서 교정력이 적용된 경우(실험군 2)보다 좀 더 많은 전치부의 후하방 경사이동을 보였으나 차이는

없었고, 변위량에 있어서도 큰 차이가 없었다 (Figs 29-31).

치아에서의 응력 분포를 살펴보면, 견치 및 측절치에서 가장 높은 응력 분포를 보였으며 피질골과 망상골에서도 이와 유사한 응력 분포를 보였으나, 피질골에서의 최대 응력은 후자(실험군 2)에서 더 높게 나타났다. 고정원으로 사용된 미니 임플란트 주변의 응력 분포를 비교 시 두 군 사이에 유의할 만한 차이는 없었다.

구개측 견인

power arm 없이 견치에서 직접 상악 제1, 2대구치 사이의 구개면에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가한 경우(실험군 8)에서 power arm에서 교정력이 적용된 경우(실험군 4)보다 좀 더 많은 전치부의 후

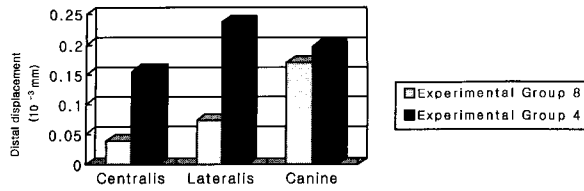


Fig 32. Distal displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 4 and 8.

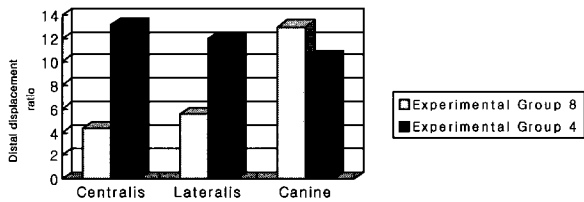


Fig 33. Distal displacement ratio of ant. teeth in experimental groups 4 and 8.

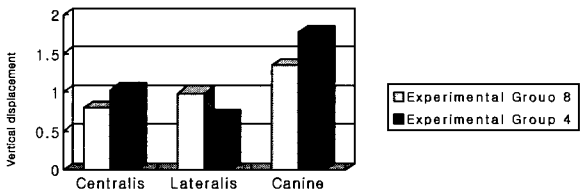


Fig 34. Vertical displacement of the center of the incisal edge in experimental groups 4 and 8.

하방 경사이동을 보였으나 차이는 없었고, 변위량에 있어서도 큰 차이는 없었다 (Figs 32-34).

치아에서의 응력 분포를 살펴보면, 견치에서 가장 높은 응력 분포를 보였다.

치조골에서의 응력 분포를 살펴보면, 피질골과 망상골 모두 견치 부위에서 가장 높은 응력 분포를 보였으나, 피질골에서의 최대 응력은 전자(실험군 4)에서 더 높게 나타났고 치근 부위보다는 치관부 쪽에서 더 높게 나타났다. 또한 망상골에서의 최대 응력은 전자(실험군 8)에서 더 넓게 나타났는데, 치관부 쪽 보다는 치근부에서 좀 더 광범위하게 분포하였다.

고정원으로 사용된 미니 임플란트 주변의 응력 분포를 비교 시 두 군 사이에 유의할 만한 차이는 없었다.

고찰

치아의 이동양상은 크게 2가지 즉, translation과 curvilinear movement로 나눌 수 있으며, 후자는 다시 비조절성 경사이동, 조절성 경사이동, 치근 이동으로 나뉘는데, 이는 모두 힘이 저항 중심으로부터 얼마나 떨어져서 작용하는가나 moment/force ratio가 얼마나 되는가에 의해 결정된다.<sup>4,23,55</sup> 이러한 저항중심은 치아 내에 고정된 것이 아니라 치아의 형태, 치아의 크기, 치조골의 상태, 인접치 등에 의해 변하게 된다.<sup>51,56</sup>

교정치료에서 고정원의 조절은 치료의 성패를 좌우할 정도로 매우 중요하다. 그러나 어떤 형태의 고정원 장치도 고정원의 소실이 없는 절대적인 고정원을 제공할 수 없다. 최근 이러한 문제가 골격성 고정원(skeletal anchorage)을 사용함으로써 해결될 수 있는데, 유착된 치아를 이용하거나, implant, 미니 임플란트, 수술용 mini-plate를 식립하여 고정원으로 사용하는 것이다.<sup>2,16,18-21,57-9</sup>

근래에 들어 보다 신속하고 효과적인 치아 이동을 위해 피질골 절단술을 병행하는 경우가 많은데, 피질골 절단술이란 치아 이동에 장애가 되는 치아를 둘러싸고 있는 피질골의 연속성을 차단하여 치아를 포함하는 골편의 이동을 가능케 함으로써 치아와 치주조직에 가해지는 교정력을 경감시키고 빠른 치아 이동을 도모하기 위한 외과적 술식으로<sup>3,10,19,50</sup> 악교정 수술과 통상적인 교정치료의 중간 형태라 할 수 있다.<sup>3</sup> 그러나 피질골 절단술을 동반한 치아이동의 양상 및 응력 분포에 대한 역학적 연구가 부족하여 임상 시술을 뒷받침하지 못 하고 있는 실정이다.

본 연구에서는 교정력 적용 시 치아나 주위 조직에서의 반응을 이해하기 위해서 치아, 피질골 그리고 망상골에서의 응력 분포를 알아보았다. 응력(stress)이란 단위 면적당 견인력으로 물체에 외력을 적용하였을 때 그 외력에 저항하여 물체의 형태를 그대로 유지하기 위해 물체 내에 생기는 내력을 말하는 것으로, 이러한 응력에는 수직 응력, 전단 응력, 접선 응력, von Mises 응력(von Mises stress), 주응력(principle stress) 등이 있다. 본 연구에서는 견인력 부여 시 변위의 양상과 치아나 주위 조직에서의 전체적인 응력 분포를 비교 분석하기 위한 것이므로 최대 주응력을 살펴보는 것을 생략하였다.

그리고 본 연구에서는 각 치아에 미치는 힘에 따른 응력 분포와 변위 정도가 비례적으로 나타나지

않았는데, 그 이유는 각 치아의 크기와 형태가 다르고 각 치아에서 각 방향으로 작용하는 힘과 모멘트가 힘의 작용점 및 저항 중심과 관련되어 복잡하게 관여하기 때문이라고 생각한다. 또한, 치아 이동후 골조직을 재형성하지 않은 이유는 본 연구는 교정력을 적용한 후 초기의 반응을 분석한 것이기 때문이며, 치근막과 골조직을 stiffness의 차이가 크기 때문에 가해진 응력에 대한 변화량이 치근막에 비해서 골에서는 상대적으로 적어 골에서의 변형을 무시할 수 있기 때문이다.

각 해석 모델에 대한 치아의 변위 정도와 이동 양상을 알아보기 위해 각 치아의 백악 법랑 경계의 중심에는 P점을 설정하였으며, 절치의 경우 절단면의 중심을, 견치와 제2소구치에서는 첨두 및 교두정에, 대구치의 경우에는 근심 협측 교두의 교두정에 Q점을 설정하였다. 모델에 견인력이 가해진 후 X, Y축 상에서의 두 절점의 이동량(P-P, Q-Q)을 비교하면 치아가 어떠한 형상으로 이동하였는지를 알 수 있다. 또한 Z축 방향으로의 변위를 통해 수직적 변위의 정도를 살펴보았다. 두 절점의 각 방향으로의 이동량을 비율로 계산하여 비교하였으며, 변위를 (displacement ratio)이 1에 가까울수록 치아는 평행하게 움직인다는 것을 의미한다.

전치의 후방 견인 시 전반적인 응력 분포의 양상을 살펴보면, 실험군과 대조군 모두 치아에서 가장 높은 응력 분포를 보였으며, 피질골, 망상골의 순서를 나타냈다 (Fig 8). 치아의 변위 양상은 대체적으로 백악 법랑 경계부에서의 이동보다는 절단면이나 교두정에서의 변위량이 더 크게 나타났으며, 각 축에 대한 변위 양상에 있어서는 협설적인 방향과 수직적인 방향보다는 근원심적 경사 이동이 더 크게 나타났다. 또한, 협측 견인 시보다는 구개측 견인 시 치아의 경사 이동 정도가 더 크게 나타났다 (Figs 13 and 14, Tables 6 and 7).

본 연구에서 T-loop를 activation 시켰을 때 가장 많은 응력 분포를 보인 것은 견치였으며, 제2소구치, 측절치, 제1대구치, 중절치의 순서로 나타났는데 (Figs 14-16), 이는 후방 견인력에 의해 중절치 보다는 측절치가 더욱 많은 영향을 받는다는 Murphy<sup>26</sup>와 천<sup>3</sup>의 연구와 일치한다. 피질골과 망상골에서의 응력 분포를 살펴보면 치아에서의 응력 분포와 유사한 양상을 보이나 최대 응력은 낮았으며 특히 망상골에서의 응력은 상대적으로 매우 낮게 나타났다. 그러나 대조군에서의 최대 응력은 실험군에 비해 전체적

으로 3배정도 크게 나타났다.

대조군에서의 치아 이동 양상을 살펴보면 전치부의 치아들은 원심으로, 구치부의 치아들은 근심 방향으로 힘을 받으면서 힘의 방향과 같은 방향으로 치아 이동을 보였다 (Fig 13, Table 6). 그럼에도 불구하고 힘이 저항중심의 치관 쪽으로 작용함으로써 발생하는 모멘트로 인해 전치 치관의 원심 치축 경사 이동과 구치의 근심 치축 경사 이동을 나타냈다. 대조군에서의 변위량은 실험군과 비교 시 더 크게 나타났는데, 아마도 실험군과 대조군 사이의 견인력 부여 조건이 달랐기 때문인 것 같다.

협측 견인 시 피질골 절단술의 시행 여부에 따른 치아의 이동을 비교하는 경우, 치아의 (P-P')와 (Q-Q')의 변위를 살펴보면 피질골 절단술을 시행하지 않은 경우보다 피질골 절단술을 시행한 경우에서 훨씬 적었다 (Figs 17 and 18). 이것은 피질골 절단술을 시행한 경우에서 치아 자체의 더 많은 굽힘이 일어남을, 즉, 치아 이동 시 경사의 정도가 더 큰 것을 보여준다. 하지만 변위량 측면에서는 피질골 절단술을 한 경우가 10배정도 많이 움직임을 알 수 있었다. 응력 분포를 살펴보면, 피질골 절단술을 시행하지 않은 경우에는 치근의 치관 쪽 부근에서만 응력이 높게 나타났으나 피질골 절단술을 시행한 경우에는 골절단 부분에서 전체적으로 응력이 전달되어 치근 부위에서도 응력이 높게 나타나는 것을 볼 수 있다.

구개측 견인 시 피질골 절단술의 시행 여부에 따른 치아의 이동 양상의 비교에서도 치아의 (P-P')와 (Q-Q')의 변위를 살펴보면 피질골 절단술을 시행하지 않은 경우보다 피질골 절단술을 시행한 경우에서 훨씬 적었다 (Figs 20-22). 이는 피질골 절단술을 시행하지 않은 경우에서 치아의 더 많은 굽힘이 일어남을, 즉, 치아 이동 시 경사의 정도가 더 큰 것을 보여준다. 하지만 변위량 측면에서는 피질골 절단술을 시행한 경우가 훨씬 더 많았다. 응력 분포를 살펴보면 피질골 절단술을 시행한 경우 골절단 부위에서 전체적으로 전달되는 것을 관찰할 수 있으며, 치근 부위에서도 응력 분포가 높게 나타남을 볼 수 있었다. 변위 양상을 보여주는 그림에서는 피질골 절단술을 시행한 경우에서 치아의 후하방으로의 경사 이동이 많은 것처럼 보이나 이는 실제 치아의 변위량을 감안하였을 때 오히려 더 적은 경사 이동으로 해석될 수 있을 것으로 생각한다.

협측 견인 시 고정원의 위치에 따라 비교하는 경

우, 치아의 (P-P')와 (Q-Q')의 변위를 살펴보면 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 치간골에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가한 경우보다 미니 임플란트로 보강된 제2소구치로 견인력을 가하는 경우에서 증가했다 (Figs 23-25). 이것은 후자가 치아 이동 시 경사의 정도가 더 큰 것을 보여준다. 또한 Z축 상에서의 변위를 살펴보면 미니 임플란트로 보강된 제2소구치로 견인력을 가하는 경우가 더 많이 움직인 것을 볼 수 있다. 그러나 응력은 미니 임플란트로 보강된 제2소구치로 견인력을 가하는 경우가 더 낮게 나타났다.

구개측 견인 시 고정원의 위치에 따라 비교하는 경우, 치아의 (P-P')와 (Q-Q')의 변위를 살펴보면 정중구개융합 부위에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가하는 경우보다 상악 제1, 2대구치 사이의 구개부에 식립된 미니 임플란트에 견인력을 가하는 경우에서 감소하였는데 (Figs 26-28) 이것은 전자에서 치아 이동 시 경사의 정도가 더 큰 것을 보여준다. 한편 실험군 6에서 보이는 치아의 경사 이동 정도는 다른 실험군보다 크게 나타났는데, 이는 아마도 구개측 고정원의 위치가 상대적으로 상방에 위치하고 있어 힘의 적용 방향이 달랐기 때문인 것 같다. 그러나 Z축 상에서의 변위를 보면 둘 사이에 큰 차이가 없었으며, 치아에서 받은 응력에서도 큰 차이가 없었다.

고정원에 따른 협측 및 구개측 견인 시 치아 이동을 비교하는 경우, 치아의 (P-P')와 (Q-Q')의 변위를 살펴보면 협측 견인 시 치아 이동이 구개측 견인 시의 치아 이동보다 경사의 정도가 더 적은 것을 볼 수 있다. 응력 분포 양상에는 큰 차이가 없이 견인력이 가해지는 위치와 가장 근접해 있는 치아에서 가장 많은 응력 분포를 보였다. 응력치를 비교해 보면, 변위가 가장 적게 일어난 상악 제2소구치와 제1대구치 사이의 치간골에 식립된 미니 임플란트로 견인력을 가한 경우에서 가장 높고, 미니 임플란트로 보강된 제2소구치로 견인력을 가하는 경우에서 가장 낮게 나타났다.

힘의 작용점에 따른 치아의 이동양상을 비교하는 경우 협측과 구개측 견인 모두에서 power arm의 위치와 상관없이 변위를 및 응력 분포간에는 차이가 없는 것으로 나타났는데, 이는 실제 임상에서 경험하는 것과는 다른 것으로, 그 이유는 power arm에 견인력이 가해지면 power arm 자체가 견인력에 의해 조금씩 휘어지면서 견인력에 작용하는 방향이 변하

기 때문이다. 또한 본 연구에서 시행한 유한요소분석은 견인력의 방향이 변하지 않으며 조직의 생역학적인 특성을 선형의 탄성체라고 가정하고 선형 분석을 시행하였기 때문에 두 유한요소 모델간의 차이점을 정확하게 분석하기 위해서는 비선형분석을 통해 비선형의 viscoelastic phenomenon을 반영시킴으로써 치아 이동의 생역학적인 측면에서의 정확한 분석을 수행해야 할 것이다.

## 결론

본 연구는 상악 전치부 후방 견인 시의 이동 양상 및 응력 분포를 건조 두개골을 전산화 단층 촬영에 의해 3차원 영상화한 유한 요소 모델상에서 알아보고자 하였다.

피질골 절단술의 시행여부와 고정원, 힘의 작용점에 따라 8개의 실험군을 설정하여 상호 비교함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 통상적인 T-loop을 이용하여 공간폐쇄를 하는 경우 전치부는 후하방으로의 경사이동을 보였으며, 구치부에서도 약간의 전방 이동을 보였다.
2. 피질골 절단술을 동반하여 전치부를 견인한 경우 전치부 골편에서의 응력 분포가 전반적으로 넓게 분포되었으며, 전치부 경사의 정도가 적은 반면에 변위량은 훨씬 더 많았다.
3. 협측에서의 견인 시 상악 협측에 식립된 미니 임플란트와 견치 power arm간에 견인력을 가한 경우가 미니 임플란트로 고정원이 강화된 제2소구치와 견치 브라켓 간에 견인력을 가한 경우보다 전치부의 후하방 경사의 정도가 적었다.
4. 구개측에서 power arm에 대한 견인 시 정중구개융합 부위에 식립한 미니 임플란트로부터 견인력을 가한 경우가 상악 제1, 2대구치 간 구개면에 식립된 미니 임플란트로부터 견인력을 가한 경우보다 전치부의 후하방 경사 정도가 컸다.

## 참고문헌

1. Lee BS, Hwang HW, Chung KR. Clinical use of corticotomies in adult orthodontics. J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg 1999;21:303-11.
2. 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:

- 375-89.
3. Kim YW, Sohn BH. A study on initial changes during canine retraction by the finite element method. *Korean J Orthod* 1988;18:25-53.
  4. Proffit WR, Henry W, Fields JR. *Contemporary orthodontics*. 3rd Ed. St. Louis: Mosby; 2000.
  5. Cheon OJ, Kim TW, Suhr CH. Three-dimensional finite element analysis of the phenomenon produced during retraction of four maxillary incisors. *Korean J Orthod* 1995;25:525-41.
  6. Shelden FC. The role of mechanics in an extraction case. *Angle Orthod* 1956;26:250-9.
  7. Buchner HJ. Closing spaces in orthodontic cases. *Angle Orthod* 1953;23:158-65.
  8. Park YC, Lee JS. *Atlas of contemporary orthodontics: Volume I. Simple and effective extraction treatment*. Seoul: Shinheung International; 2001.
  9. Park YC, Hwang HS, Choy KC. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Seoul: Narae publishing; 1997.
  10. Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1959;12:515-29.
  11. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983;83:311-7.
  12. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-8.
  13. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W. Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:292-8.
  14. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:166-74.
  15. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17:266-9.
  16. Epker BN, Stella JP, Fish LC. *Dentofacial deformities : Volume IV. Integrated orthodontic and surgical correction*. 2nd Ed. St. Louis: Mosby; 1999.
  17. Chin M, Toth BA. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:45-53.
  18. Kim SC, Tae KC. Corticotomy and the intrusive tooth movement. *Korean J Orthod* 2003;33:399-405.
  19. Jang JW, Sohn BW. A study on the pattern of movement during retraction of maxillary central incisor by finite element method. *Korean J Orthod* 1991;21:617-34.
  20. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic force during canine retraction. *Am J Orthod* 1974;65: 250-9.
  21. Bae YJ, Rhee BT. A photoelastic study of the stress distribution by Multiloop Edgewise Arch Wire. *Korean J Orthod* 1990;20:267-80.
  22. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984;85:294-307.
  23. Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics: Current principles and techniques*. St. Louis; Mosby; 1994.
  24. Hocevar RA. Understanding, planning, and managing tooth movement: orthodontic force system theory. *Am J Orthod* 1981;80:457-77.
  25. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:120-31.
  26. Shin SJ, Chang YI. Three dimensional finite element analysis of the phenomenon during distal en masse movement of the maxillary dentition. *Korean J Orthod* 1998;28:563-80.
  27. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980;77: 396-409.
  28. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod* 1986;89:251-63.
  29. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:211-20.
  30. Murphy NC, de Alba JA, Chaconas SJ, Caputo AA. Experimental force analysis of the contraction utility arch wire. *Am J Orthod* 1982;82:411-7.
  31. Lim SJ, Kwak BM, Lee JS. *Introduction to finite element analysis*. Seoul; Dongmyung publishing; 1993.
  32. Cho JH, Lee KS, Park YG.. A finite element analysis of the center of resistance of a maxillary first molar. *Korean J Orthod* 1993;23: 263-73.
  33. Tahk SG, Park YC. A study on craniofacial growth analysis of korean children by the finite element method. *Korean J Orthod* 1988; 18:343-66.
  34. Ahn SJ, Suhr CH. An evaluation of treatment effects of bionator in class ii division I malocclusion by finite element method. *Korean J Orthod* 1996;26:219-32.
  35. Lee IS, Sohn BH. A finite element analysis on the effect of the headgear in human maxilla. *Korean J Orthod* 1985;15:211-27.
  36. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. *Bioprogressive therapy*. Denver: Rocky mountain; 1979.
  37. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod* 1985;87:453-72.
  38. Row J, Ryu YK. Three dimensional force analysis of force system in continuous archwire by finite element method. *Korean J Orthod* 1996;26:17-32.
  39. 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.
  40. Dermaut LR, Kleutghen JP, De Clerck HJ. Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:29-36.
  41. Kim HS, Nahm DS. A finite element and strain gauge analysis on the displacement of craniofacial complex with cervical headgear. *Korean J Orthod* 1987;17:185-97.
  42. Wheeler RC. *A textbook of dental anatomy and physiology*. 4th Ed. Philadelphia: WB Saunders; 1965.
  43. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 1972;62:296-309
  44. Dewel BF. Clinical observations on the axial inclination of teeth. *Am*

- J Orthod Dentofac Orthop 1949;35:98-115.
45. Kim JS, Jin KH, Hong SJ. A statistical study of clinical crown inclination in Korean's naturally occurring optimal occlusion. Korean J Orthod 1992;22:715-33.
  46. Choi BT, Yang WS. A roentgenoccephalometric study on mesiodistal axial inclination of posterior teeth. Korean J Orthod 1984;14:151-60.
  47. Noyes HJ, Rushing CH, Sims HA. The angle of axial inclination of human central incisor teeth. Angle Orthod 1943;13:60-1.
  48. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc. 1937;24:1260-70.
  49. Andrews LF, Lawrence F, Andrews, DDS on the straight-wire appliance. Interview by Dr. White. J Clin Orthod 1990;26:493-508.
  50. Goldson L, Reck JV. Surgical-orthodontic treatment of malpositioned cuspids. J Clin Orthod 1987;21:847-51.
  51. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:426-31.
  52. Joe BJ, Sohn BH. A finite element analysis of the stress distribution and displacement in human maxilla to rapid. Korean J Orthod 1985;15:43-53.
  53. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament-a finite element study. Angle Orthod 1992;62:15-22.
  54. Kim JY, Sohn BH. A finite element analysis on the effect of the reverse headgear to the maxillary complex. Korean J Orthod 1985; 15:7-22.
  55. Park GH, Sohn BH. The center of resistance of the maxillary anterior segment in the horizontal plane during intrusion by using laser reflection technique. Korean J Orthod 1993;23:619-31.
  56. Marcotte MR. Prediction of orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1976;69:511-23.
  57. Oh MY, Chung KR, Kwon YD, Ryu DM, Lee BS. Case report of mini-screw used as intraoral anchorage(I). J Korean Dent Assoc 2000;38:18-21.
  58. Bousquet F, Bousquet P, Mauran G, Parguel P. Use of an impacted post for anchorage. J Clin Orthod 1996;30:261-5.
  59. Cho HJ, Kim SH, Lee GB, Kim GY, Choi YH, Song WS, Kwon OS, Lee TY, Park DH. Clinical application of skeletal anchorage system with surgical mini-plate in orthodontic treatment(III): En masse distalization of mandibular dentition. J Korean Dent Assoc 1999;37:305-9.

## The pattern of movement and stress distribution during retraction of maxillary incisors using a 3-D finite element method

Ae-jin Chung, DDS, MSD,<sup>a</sup> Un-Su Kim, DDS, MSD,<sup>a</sup> Soo-Haeng Lee, DDS, MSD,<sup>a</sup>  
Seong-Soo Kang, DDS, MSD,<sup>a</sup> Hee-In Choi, DDS, MSD,<sup>a</sup>  
Jin-Hyung Jo, DDS, MSD,<sup>b</sup> Sang-Cheol Kim, DDS, MSD, PhD<sup>c</sup>

**Objective:** The purpose of this study was to evaluate the displacement pattern and the stress distribution shown on a finite element model 3-D visualization of a dry human skull using CT during the retraction of upper anterior teeth. **Methods:** Experimental groups were differentiated into 8 groups according to corticotomy, anchorage (buccal: mini implant between the maxillary second premolar and first molar and second premolar reinforced with a mini implant, palatal: mini implant between the maxillary first molar and second molar and mini implant on the midpalatal suture) and force application point (use of a power arm or not). **Results:** In cases where anterior teeth were retracted by a conventional T-loop arch wire, the anterior teeth tipped more postero-inferiorly and the posterior teeth moved slightly in a mesial direction. In cases where anterior teeth were retracted with corticotomy, the stress at the anterior bone segment was distributed widely and showed a smaller degree of tipping movement of the anterior teeth, but with a greater amount of displacement. In cases where anterior teeth were retracted from the buccal side with force applied to the mini implant placed between the maxillary second premolar and the first molar to the canine power arm, it showed that a smaller degree of tipping movement was generated than when force was applied to the second premolar reinforced with a mini implant from the canine bracket. In cases where anterior teeth were retracted from the palatal side with force applied to the mini implant on the midpalatal suture, it resulted in a greater degree of tipping movement than when force was applied to the mini implant between the maxillary first and second molars. **Conclusion:** The results of this study verifies the effects of corticotomies and the effects of controlling orthodontic force vectors during tooth movement. (*Korean J Orthod* 2007;37(2):98-113)

**Key words:** Retraction of anterior teeth, 3-D finite element analysis, Stress distribution, Corticotomy

<sup>a</sup>Graduate student, <sup>b</sup>Instructor, <sup>c</sup>Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University.  
Corresponding author: Sang-Cheol Kim.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University, 344-2 Shinyong-dong, Iksan-si, Jeonbuk, 570-749, Korea.

+82 63 850 1960; e-mail, sangkim@wku.ac.kr.

Received April 20, 2006; Last Revision September 29, 2006; Accepted November 8, 2006.