

## 교정용 미니스크류를 이용한 하악 전치 함입 시 변위양상의 3차원 유한요소분석

박현경<sup>a</sup> · 정의향<sup>a</sup> · 조영수<sup>b</sup> · 모성서<sup>c</sup> · 전윤식<sup>d</sup> · 이기준<sup>e</sup>

교정용 미니스크류를 이용하여 하악 전치의 함입이 가능하다고 알려져 있으나 분절의 크기에 따른 예측가능한 이동 양상에 대하여 보고된 바는 미미하다. 본 연구에서는 하악 4전치와 6전치 분절 모델에서 미니스크류와 흑의 위치를 달리하여 함입력을 적용하였을 때 응력분포와 초기 변위 양상을 분석하고자 하악 전치와 치주인대, 치조골에 대한 3차원 유한요소 모델을 제작하여 미니스크류 및 호선상 흑의 위치에 의해 결정되는 힘 벡터에 따른 치아의 3차원 각 평면에서의 변위량 및 von Mises 응력분포 양상을 비교하였다. 하악 4전치 분절에서는 함입력의 위치에 무관하게 공히 치관의 전방 경사가 발생하였으며 축절치 원심의 미니스크류와 후하방 힘을 가한 경우 경사 정도가 최소인 것으로 나타났다. 6전치 분절의 함입 시 견치 전방에 위치한 미니스크류에 의해 역시 상당한 치관의 전방 경사 및 순축 치경부 치근막에 von Mises stress가 집중되었으며 견치 후방에 위치한 미니스크류와 중절치-축절치 간 흑에 의한 힘에 의해 순수한 함입에 가까운 치아 변위 및 치근막 전체에 균일한 von Mises stress의 분포가 관찰되었다. 이러한 결과를 토대로 하악 전치의 함입이 요구되는 과개교합 증례에서 견치 원심축의 미니스크류와 중절치-축절치 간 흑을 이용한 후하방 힘에 의해 예측가능하게 하악 6전치의 순수한 함입을 유도할 수 있을 것으로 생각된다. (대치교정지 2011;41(6):384-398)

**주요 단어:** 미니스크류, 3차원 유한요소, 하악 전치 함입, 응력분포

### 서론

전치부의 과개교합은 임상에서 흔히 볼 수 있는 부정교합의 하나로 심미성의 부조화, 하악성장의 억제, 치주적인 문제, 기능적인 문제 등을 일으킬 수 있다.<sup>1</sup> 이의 개선을 위해서 절치부의 함입, 구치부의 선택적인 정출, 또는 이 두 가지를 병행하는

치료방법 등을 고려할 수 있다. 수직적으로 정상이거나 긴 안면골격 양상을 나타내는 성인에서 관찰되는 전치부 과개교합은 구치부의 정출보다는 절치부의 함입을 통하여 개선하는 것이 바람직하며, 상악 전치부와 하악 전치부 중 어느 쪽을 함입시킬지는 입술에 대한 전치부의 노출도와 교합평면의 경사도에 따라 결정하게 되며 상악전치의 노출이 적거나 Spee 만곡이 깊은 경우에는 하악전치를 함입시키는 것이 더 바람직하다.<sup>2,3</sup>

하악 전치부를 함입하기 위해 통상적으로 reverse curve of Spee가 들어간 연속호선,<sup>3,4</sup> one piece 혹은 three piece intusion arch,<sup>2</sup> Ricketts utility arch<sup>5,6</sup> 등이 이용되었다. 이런 장치들은 대개 제1대구치를 고정원으로 사용하게 되므로 하악 제1대구치가 정출되거나 후방으로 경사되는 부작용이 생길 수 있다. 이에 구치부의 정출 없이 하악 전치부를 함입하기 위하여 치성 고정원 없이 전치부 치근단 치조골 부위에 미니스크류를 식립하여 직접적인 함입력을 가하는 방법이 소개되었다.<sup>7,8</sup> 즉 하악 중절치 사이 흑은

<sup>a</sup>대학원생, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

<sup>b</sup>연구교수, 한양대학교 BK21 기계사업단.

<sup>c</sup>조교수, 가톨릭대학교 성모병원 치과교정과.

<sup>d</sup>교수, 이화여자대학교 목동병원 치과교정과.

<sup>e</sup>부교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실, 구강과학연구소 및 두개안면기형 연구소.

교신저자: 이기준.

서울시 서대문구 성산로 250 연세대학교 치과대학 교정학교실.

02-2228-3105; e-mail, orthojn@yuhs.ac.

원고접수일: 2010년 12월 14일 / 원고최종수정일: 2011년 11월 3일 /

원고채택일: 2011년 11월 8일.

http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2011.41.6.384

\*본 연구는 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(2009-0075637).

양측 측절치와 견치 사이에 미니스크류를 식립하여 하악 전치에 대한 합입력을 가하는 방법으로, 이는 고정원의 상실 없이 원하는 방향의 힘 벡터를 형성하여 효과적으로 치아를 이동할 수 있는 장점이 있다. 반면 미니스크류 및 탄성재를 이용한 교정력은 환자의 협조도와 무관하게 상당히 지속적으로 작용하므로 초기에 정교한 힘체계를 구사하는 것이 필수적이다.<sup>9</sup> 특히 하악 전치의 경우 순측 피질골이 매우 얇아 전방 경사이동 없이 순수한 합입을 유도하는 것이 절실히 요구되며<sup>10</sup> 이를 위해 3차원적 모델링을 통한 변위 양상의 정교한 분석이 유용할 것으로 생각된다.

유한요소해석은 컴퓨터를 이용하여 인체 경조직의 해부학적 형태를 정확히 모델링하고, 외력에 대한 변형과 응력분포를 해석하는 방법이다.<sup>11,12</sup> 유한요소해석은 조건의 객관화, 힘의 적용 전후 변위 양상의 가시적 비교 및 정량화, 다양한 조건에서의 반복실험이 가능하다는 등의 장점이 있으며, 또한 2차원 분석들과는 달리 모델 내부 특정부분의 변위 양을 다양한 각도의 단면에서 관찰할 수 있다는 장점이 있다. 치의학 분야에서의 유한요소분석은 실제와 같은 형태의 3차원 모델을 컴퓨터상에서 제작하고 구조물에 하중을 가하였을 때 발생하는 stress와 strain 분포, 모멘트 값 등을 3차원 상에서 분석하여 교정력에 의한 초기 치아 변위 및 응력 분포 양상을 가시적, 정량적으로 알아볼 수 있다.<sup>11-13</sup>

본 연구는 하악 4전치와 6전치 분절의 3차원 유한요소모델을 제작하여, 미니스크류에서 가한 다양한 합입력에 의해 하악 전치 분절에서 나타나는 개

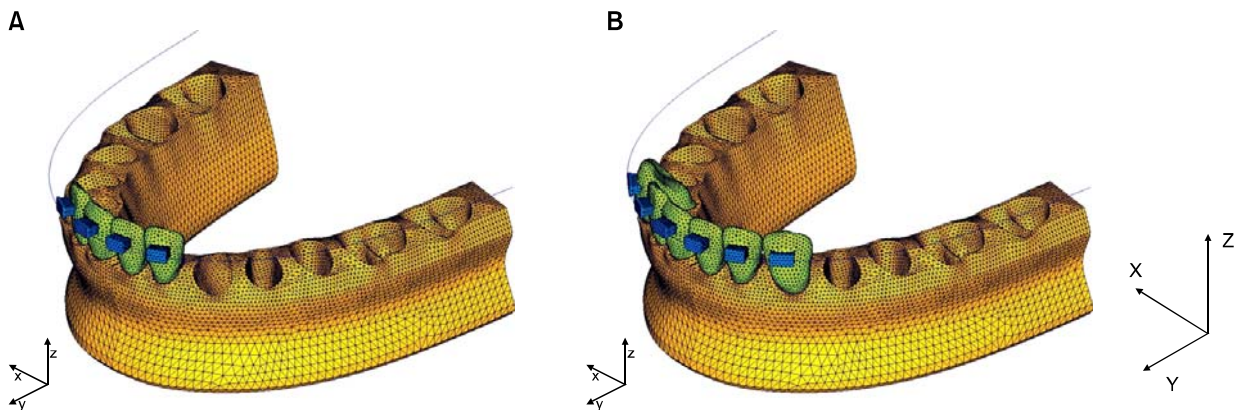
개치아의 초기변위와 응력분포를 분석하여 치료 목적에 따른 미니스크류 식립위치 및 힘 벡터의 형성 조건을 알아보고자 하였다.

**연구방법**

**유한요소모델의 제작**

하악 치아와 치주인대를 대상으로 3차원 유한요소모델을 제작하였다. 치아의 크기와 형태는 아시아인 정상 교합자 성인의 표본조사를 통해 제작된 니신사의 치아모형(Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)을 레이저로 3차원 스캐닝하여 제작하였다. 각 치아의 inclination과 angulation은 Andrew prescription<sup>14</sup>에 맞게 배열하였으며, 치열궁 형태는 Ormco<sup>®</sup>사(CA, USA)의 broad arch form에 맞게 제작하였다. 저항중심의 위치에 변화를 줄 수 있는 하악 전치부의 각도는 다른 골격적 기준선이 없으므로 하악 교합면을 기준으로 하악 중절치의 각도를 설정하였다. Yang,<sup>15</sup> Choi 등<sup>16</sup>과 Arnett 등<sup>17</sup>의 연구를 참고하여 67°로 설정하였다. Coolidge<sup>18</sup>의 연구를 기초로 하여 치근막의 두께는 0.25 mm로 균일하게 설정하였으며, 치조골은 정상적인 상태로 가정하여 cemento enamel junction (CEJ) 하방 1 mm로 CEJ의 굴곡을 따라 형성하였다.

하악전치부 합입 시 후방구치의 존재에 따라 이동과 응력이 영향받지 않는 독립적 모델로 해석하고자 하악 좌측 측절치에서 우측 측절치까지의 4전치 분절모델과 좌측 견치에서 우측 견치까지의 6전



**Fig 1.** Three dimensional finite element models and coordination system. **A,** Mandibular 4 anterior teeth model; **B,** mandibular 6 anterior teeth model. X, bucco-lingual (+) lingual, (-) buccal direction; Y, antero-posterior (+) anterior, (-) posterior direction; Z, superio-inferior (+) superior, (-) inferior direction.

치 분절모델로 구분하여 해석하였다 (Fig 1). 사면체 형태의 요소를 이용하였으며, 요소(element)수는 4전치 분절 모델에서 88,523개, 6전치 분절모델에서 103,735개였으며, 질점(node)수는 4전치 분절 모델에서 19,815개, 6전치 분절 모델에서 22,370개였다. 고정된 악골 내에서 치열의 변화를 관찰하기 위해 모델의 후방 기저면에 대해서는 x, y, z축의 방향으로 변위를 제한하였다. 치아를 싸고 있는 전체 치조골 부분(lamina dura)은 피질골로 분류되며 초기변위량이 0.001 - 0.0001 mm로 극소량이므로 예비실험 결과 거의 차이가 없어 모델의 단순화를 위해 단일 구조로 설정하였다.<sup>19,20</sup>

기준 좌표계는 후방기준면의 중점을 원점으로 하여, 내외(협설) 방향을 x축, 전후(순설) 방향을 y축, 상하(절단치은) 방향을 z축으로 정하였다. x축에서는 내측(설측)방향이, y축에서는 순측방향이, z축에서는 절단면 방향이 +값으로 설정하였다 (Fig 1).

브라켓의 근원심 크기는 Tomy사(Tokyo, Japan) micro-arch<sup>®</sup>를 적용하였고 Andrews plane을 기준으로 치관의 FA (facial axis) point에 브라켓 slot이 위치하도록 개개 치아에 부착하였다.<sup>21</sup> 호선은 별도로 범요소로 제작하였으며, 굵기는 0.017" × 0.025" inch 스테인레스 스틸 호선을 적용하였다. 호선과 브라켓 사이의 경계조건은 유격이 없이 슬라이딩이 가능하도록 설정하였다

미니스크류의 수직적 위치는 전치부 및 견치와 제1소구치 사이에서는 주호선 8 mm 하방에 위치하고,<sup>22</sup> 전후방적으로는 치아의 치근 사이의 중간에 위치하도록 설정하였고 순설적으로는 호선의 직하방에 위치하도록 설정하였다.

본 연구는 교정력을 가했을 때 나타나는 초기 반응을 알아보려고 하였으므로 치아, 치조골, 치근막과 선재는 등방(isotropy), 등질(homogeneity)의 선형탄성체(linear elasticity)로 가정하였다. 구성요소들의 물성치는 Reimann 등<sup>13</sup>과 Sung 등<sup>20</sup>의 연구를 참고로 하여 Young's modulus와 Poisson's ratio를 Table 1

**Table 1.** Material properties

	Young's modulus (g/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Periodontal ligament	5.0E + 00	0.49
Alveolar bone	2.0E + 05	0.30
Teeth	2.0E + 06	0.30
Stainless steel	2.0E + 07	0.30

과 같이 부여하였다.

**실험조건 및 유한요소해석**

4전치 분절과 6전치 분절 각각의 경우 흑과 미니스크류의 위치를 달리하여 합입력의 적용점과 방향을 결정하였다 (Tables 2 and 3, Figs 2 and 3).

일반적으로 하악 절치부의 합입을 시도하는 경우에 요구되는 적절한 교정력에 대하여 Burstone<sup>2</sup>과 Park<sup>23</sup>은 하악 4전치에서 40 - 50 g, 하악 6전치에서 100 - 160 g을 제시하였으며 치근의 상대적인 크기나 길이를 고려한 조정이 필요하다고 하였다. 본 연구에서는 하악 중절치 사이의 단일 힘인 경우 4전치에 대해 60 g, 6전치에 대해서는 100 g의 합입력을 적용하였다. 양측성 힘을 가하는 경우 편측에서의 힘은 하악 4전치에서 30 g, 하악 6전치에서 50 g을 적용하였다.

힘 체계 분석을 위해 범용유한요소 해석 프로그램인 ANSYS version 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA)을 이용하였다. 치아의 초기 이동 반응을 비교하기 위하여 하악 4전치, 6전치 분절모델에서는 각각 하악 중절치, 측절치, 견치 치근면의 von

**Table 2.** Position of hooks and miniscrews for intrusion of 4 incisors segment

	Position of hook	Position of miniscrew
Condition 1A	1   1	1   1
Condition 1B	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>
Condition 1C	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>
Condition 1D	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>

**Table 3.** Position of hooks and miniscrews for intrusion of 6 anteriors segment

	Position of hook	Position of miniscrew
Condition 2A	1   1	1   1
Condition 2B	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>
Condition 2C	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>
Condition 2D	4 <sub>3</sub>   3 <sub>4</sub>	4 <sub>3</sub>   3 <sub>4</sub>
Condition 2E	2 <sub>1</sub>   1 <sub>2</sub>	4 <sub>3</sub>   3 <sub>4</sub>
Condition 2F	3 <sub>2</sub>   2 <sub>3</sub>	4 <sub>3</sub>   3 <sub>4</sub>

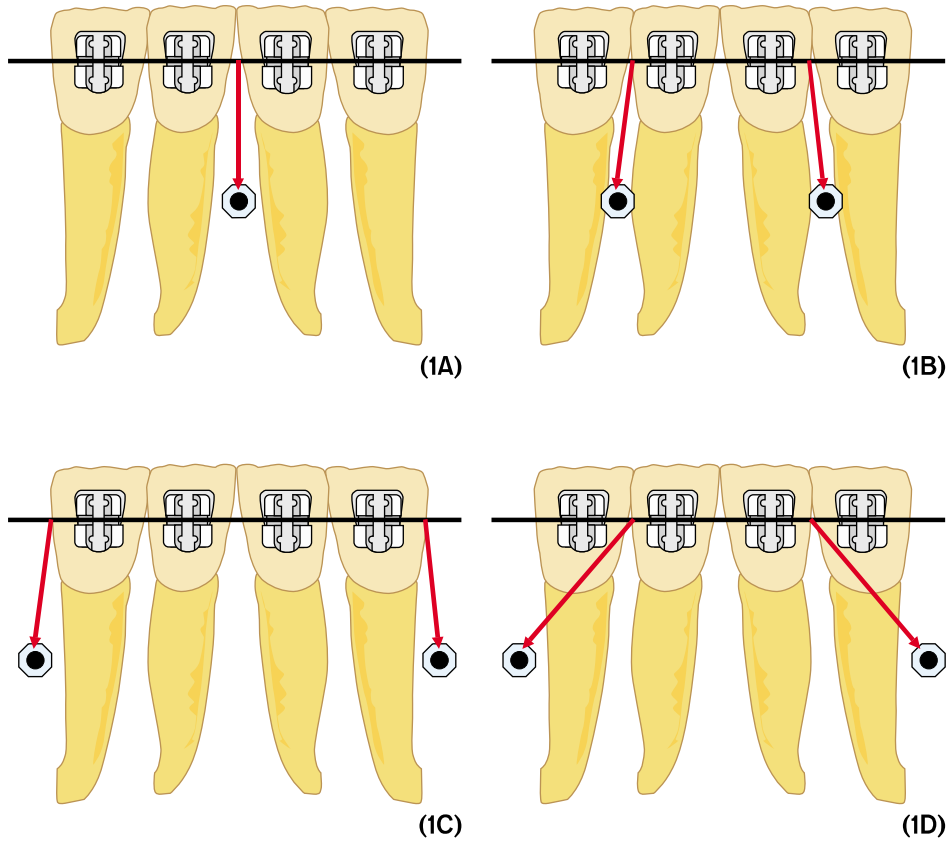


Fig 2. Force vectors for intrusion of 4 incisors segment.

Mises stress를 contour plot으로 관찰하고, 해당 치아의 절단면의 중점과 치근침에 위치한 절점의 x, y, z축 좌표를 구하여 각각의 변위량을 계산하였다.

연구성적

하악 4전치 분절 모델에서 함입력에 의한 치아 변위 및 응력분포 (Table 4, Fig 4)

하악 4전치 분절 모델에서 미니스크류의 위치를 달리하여 함입력을 가하였을 때 1A, 1B, 1C, 1D 모두에서 4전치의 절단면의 중점은 순측으로 이동하고 치근침은 설측으로 이동하는 양상을 보였다. 그 경사이동의 정도는 1A에서 가장 컸고 1B, 1C, 1D 순으로 작게 나타났다 (Table 4). 함입 시 전방경사에 의한 치축변화는 1D에서 가장 적게 나타났다 (Fig 5).

Von Mises 응력은 전치부의 순측 치관측 치근막과 치근침 치근막에서 비교적 많은 응력을 보였으며,

순측 치근막에서 설측 치근막에 비해 응력이 집중됨을 관찰하였다. 1A에서는 중절치의 순측 치근막과 중절치의 치근침에서 응력이 집중됨을 보였고 1B, D에서 1A보다 적은 응력이 비교적 중절치와 측절치에 고르게 분산되었으며, 1C에서는 중절치보다 측절치의 순측 치근막과 치근침에 더욱 많은 응력이 집중됨을 보였다 (Fig 4).

하악 6전치 분절 모델에서 함입력에 의한 치아 변위 및 응력분포 (Table 5, Fig 6)

하악 6전치 분절 모델에서 수직적인 함입력만 가하였을 때 2A, 2B, 2C, 2D에서는 절단면의 위치는 모두 전방경사 이동하였고, 치근침의 위치는 모두 후방경사 이동하였다. 각각의 그룹에서 보면 2A와 2B에서는 중절치의 전방경사가 가장 심하고 측절치, 견치 순서를 보였으며 2C와 2D에서는 견치의 전방경사가 가장 심하고 측절치, 중절치 순서를 보였으며, 치아간 차이 정도는 2A, 2B보다는 적었다.

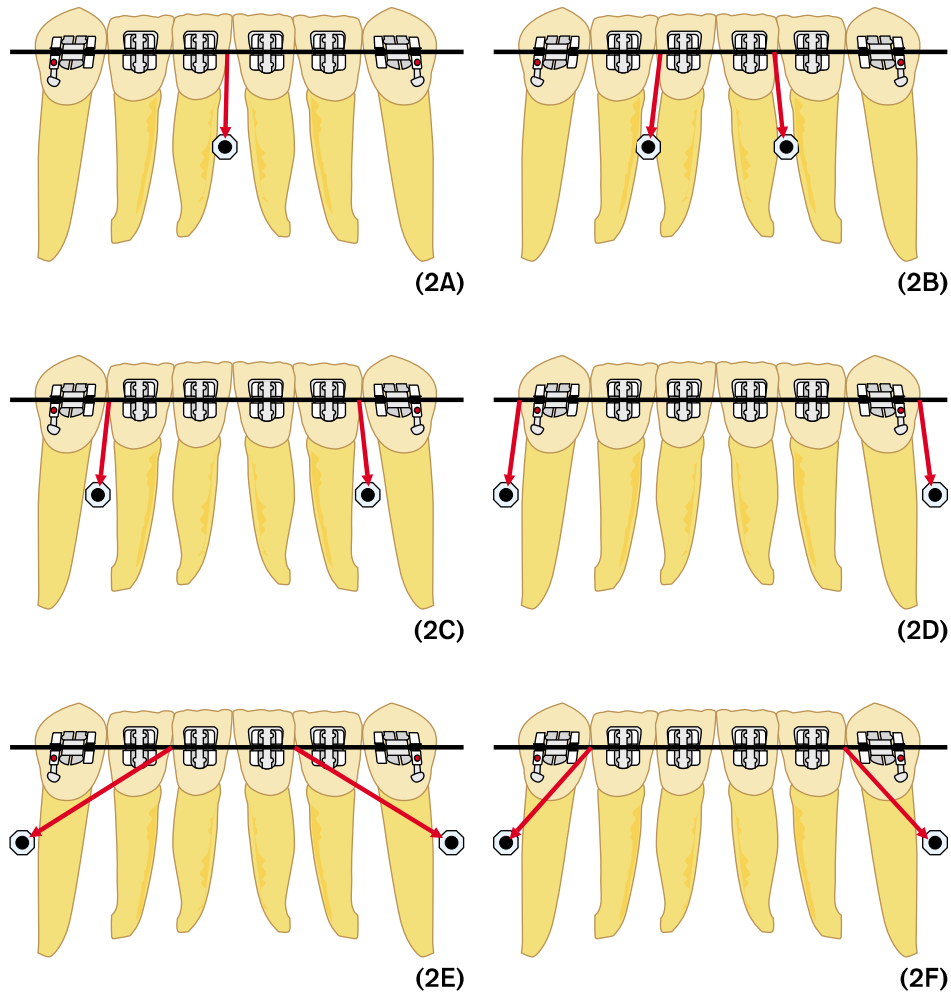


Fig 3. Force vectors for intrusion of 6 anteriors segment.

전방경사를 줄이기 위해 함입력과 함께 후방력 벡터를 함께 가한 2E, 2F에서는 2F의 견치를 제외하고는 절단면의 중점과 치근침이 모두 후방이동 하였음을 보였다. 2F의 견치에서는 치관침은 전방이동, 치근침은 후방이동 하여 약간의 경사이동이 발생하였음을 알 수 있었다. 전후방적인 이동과 수직적인 이동을 같이 비교해 보았을 때 2E, 2F에서는 비교적 치체이동의 후방이동과 함입을 보였으며, 가장 적은 치축변화를 보였다 (Table 5, Fig 7).

Von Mises 응력은 2A에서는 중절치의 순측 치관측 치근막과 치근침에서 가장 큰 응력을 보였으며 2B에서는 중절치와 측절치의 순측 치근막과 치근침에 응력이 집중되었다. 2A와 비교시에는 다소 적은 응력이 여러곳에 분산됨을 볼 수 있었다. 2C에서는 견치의 순측 치관측 치근막과 치근침에 응력

이 집중되었고 그 다음으로 중절치와 측절치의 순측 치관측 치근막과 치근침에도 응력이 분산되어 보였다. 2D에서는 하악견치의 순측 그리고 원심측 치근막과 치근침에 응력이 집중되었고, 중절치에서는 비교적 아주 약한 응력 분포를 보였다. 2E에서는 6전치의 치근의 치근막에 비교적 약한 응력이 아주 고르게 분산되었다. 특히 순측보다는 설측 치근막과 치근침에 응력이 더 크게 분포하였다. 2F에서는 2D와 비슷한 응력분포를 보이며 견치에서 집중된 응력분포를 보이며 중절치에서는 아주 약한 응력분포를 보였다 (Fig 6).

고찰

과개교합의 교정적 개선을 위하여 환자의 골격형

**Table 4.** Amount of displacement of 4 anterior teeth along each axis (mm)

		Condition 1A	Condition 1B	Condition 1C	Condition 1D
X axis*					
CI	Incisal edge	0.00061	-0.00785	-0.01526	-0.00208
	Apex	-0.00168	0.00433	0.00675	0.00211
LI	Incisal edge	-0.00444	-0.01145	-0.05738	-0.00268
	Apex	0.00315	0.00606	0.02713	0.00214
Y axis†					
CI	Incisal edge	0.05632	0.04924	0.03879	0.01583
	Apex	-0.02907	-0.02476	-0.01694	-0.01186
LI	Incisal edge	0.04947	0.04758	0.03057	0.01796
	Apex	-0.02339	-0.02354	-0.01799	-0.01151
Z axis‡					
CI	Incisal edge	-0.03414	-0.03026	-0.02122	-0.01565
	Apex	0.00146	0.00152	0.00355	-0.00378
LI	Incisal edge	-0.02791	-0.03020	-0.03661	-0.01439
	Apex	0.00390	0.00245	-0.00271	-0.01466

CI, Central incisors; LI, lateral incisors. \*Bucco-lingual (+) lingual, (-) buccal direction; †Anterio-posterior (+) anterior, (-) posterior direction; ‡Superio-inferior (+) superior, (-) inferior direction.

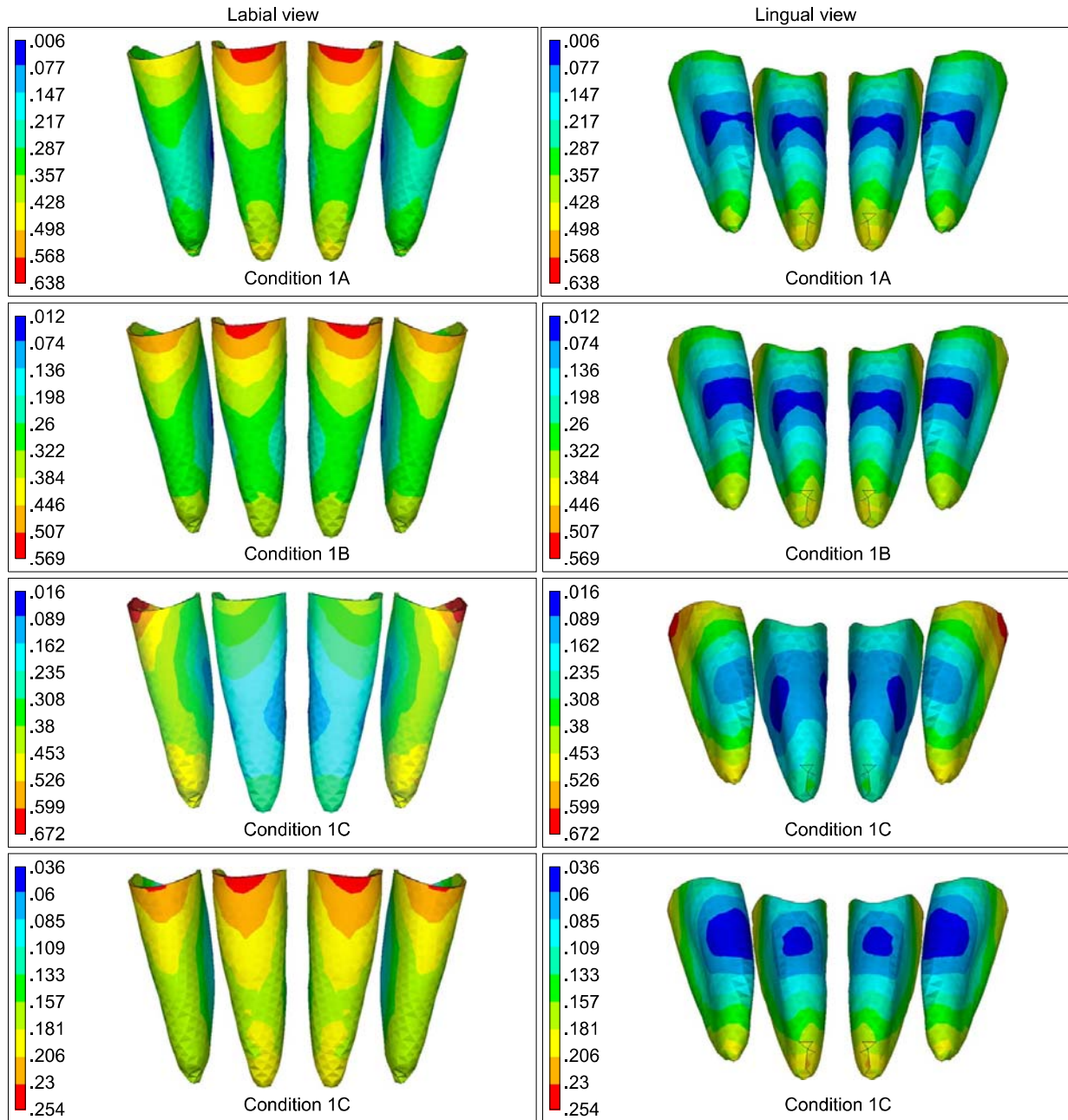
태와 치아노출도, 치료 후의 바람직한 교합평면 등에 대한 고려가 필요하다. Shroff 등<sup>24</sup>은 상악 전치부가 이상적인 상태로 개선된 후에도 과개교합이 잔존하거나 하악 치열궁에 심한 Spee 만곡이 존재하는 경우, 또는 하악 절치부에 의한 상악 구개 연조직의 압박이 존재하는 경우에는 하악 전치부의 함입이 필요하다고 하였다.

절치부의 함입을 도모하는 경우 가장 중요한 개념은 함입되는 치아 또는 치아군의 저항중심의 위치이며 함입력의 부여위치나 부여하는 힘의 방향에 따라 전방경사 혹은 후방경사 등이 함입과 동반되어 발생할 수 있다.<sup>2,25</sup> 하악 전치의 경우 상악 전치와는 달리 하악골의 symphysis 부위에서는 치아 주변 치조골이 치아를 얇게 감싸고 있어<sup>26</sup> 치아의 치축방향으로 함입시키지 않고 설측이나 순측으로 과도한 경사 시 치근흡수 및 치주조직의 퇴축의 위험이 생길 수 있으므로<sup>27</sup> 가능한 한 하악전치의 순수한 함입을 도모하여 하악골 내 치아가 안전한 위치에 놓일 수 있도록 해야 한다.

본 연구에서는 하악의 유한요소모델을 제작하여 해석하였는데, 유한요소해석은 교정영역에서 응용되는 생역학에 대한 치아이동을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 해석하는데 유리하나 인체의 해부학적 다양성을 반영하지 못하며, 초기 치아 이동 양상을 해

석하는 것이므로 시간요소가 결여되어 실제로 생체 내에서 오랜 시간을 두고 일어나는 치아 이동 양상과도 차이를 보일 수 있음이 언급되었다.<sup>20</sup> 반면 Tanne 등<sup>12</sup>과 Hixon 등<sup>28</sup>의 연구에 의하면 실질적으로 초기 반응의 결과 후에 치근막의 중재에 의해 이차적인 골 반응이 연속되어 나타나는 것이므로 이차적인 골 반응의 결과를 어느 정도 예측할 수 있다고 하였다. 전체 악궁에 비해 비교적 작은 치아 분절의 이동은 미세한 초기 변화의 축적에 의해 임상적 결과가 나타나므로 이러한 유한요소분석이 유효할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 실제 임상에서 재현 가능한 수준에서 미니스크류와 견인 혹은 위치를 변화시켜 각 조건을 형성하여 분석 결과를 Table로 작성하였으며 (Tables 4 and 5), 유한요소해석상의 치아 이동 양상을 이해하기 쉽게 표현하기 위하여 해당치아의 절단면 중점과 치근침에 위치한 절점의 Y축과 Z축에 대한 변위량을 100배로 확대된 그래프로 작성하였다 (Figs 5 and 7). 치주인대 응력 분포를 관찰하기 위하여 사용한 von Mises 응력분포 (Figs 4 and 6)는 모든 방향의 응력성분을 하나의 대표 값으로 대체한 것으로 주 응력은 각각 공간좌표 상에서 나오는 6개의 응력 성분으로 계산된다. Cobo 등<sup>29</sup>에 의하면 치아와 그 주위조직의 물리적 성질이 아직



**Fig 4.** Von Mises stress distribution in periodontal ligament of 4 anterior teeth by intrusion force ( $g/mm^2$ ) - Red color means high stress distribution and blue color means low stress distribution.

완전히 밝혀지지 않았기 때문에 연구에서 얻어진 응력의 값은 주의 깊게 해석되어야 한다. 따라서 응력의 상대적인 값을 비교하여 치아의 이동 방향의 경향을 파악하였고 치열 내 다른 치아와 비교하여 의미를 부여하였다.

4전치를 하나의 분절로 합입시킨 1A, 1B, 1C, 1D에서는 4전치는 모두 합입되면서 전방으로 경사가

동되었다. 합입력의 위치가 1A, 1B, 1C로 갈수록 치아의 전방경사가 감소하였으므로 더욱 pure intrusion에 가깝다고 할 수 있다. 또한 호선에 후하방 견인력을 가한 1D를 볼 때 힘이 가해진 위치는 1C보다 전방에 위치하지만 후방력 성분이 더해서 전치부의 전방경사를 막아 1C보다 4전치 전방경사가 감소된 것으로 보인다. 전치 분절의 저항중심은 대개

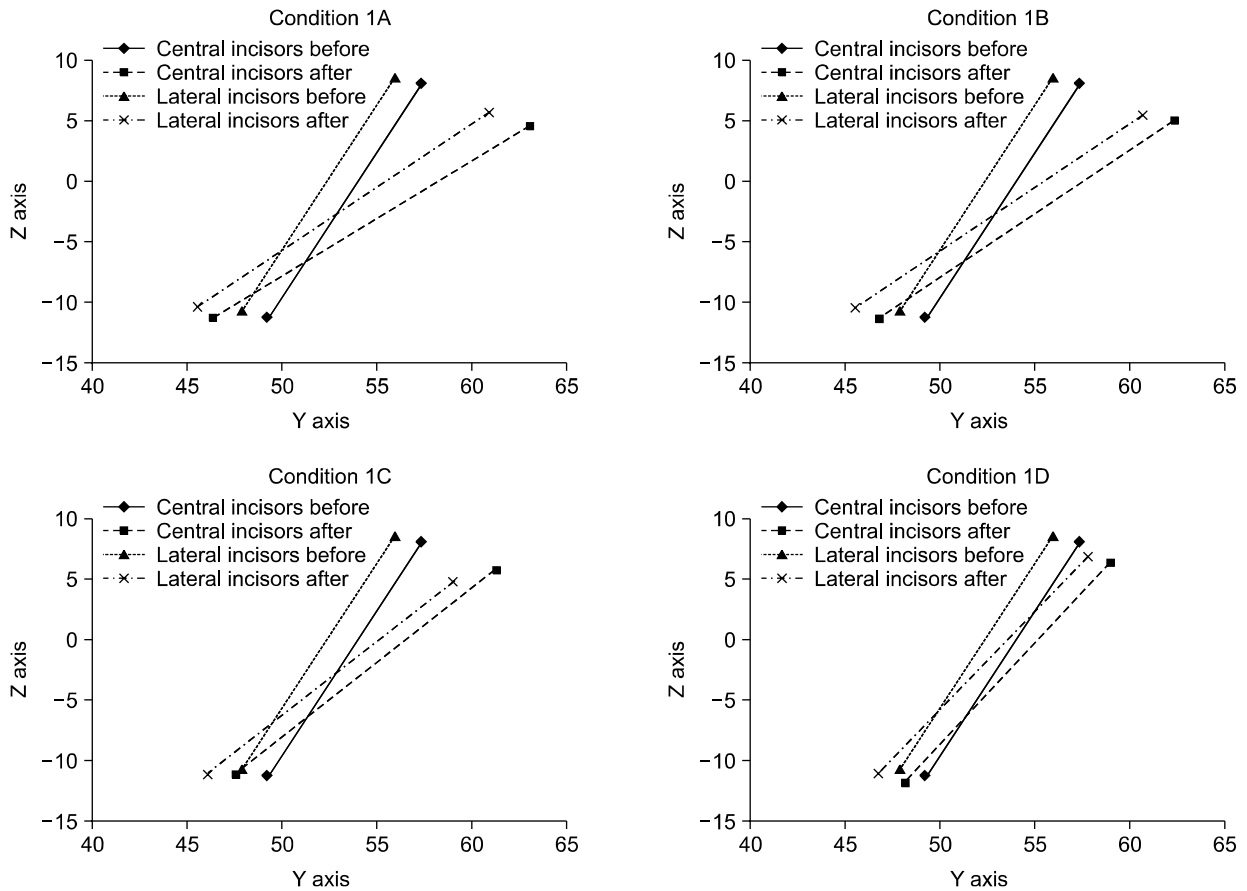


Fig 5. 100 times magnification of axis change of 4 anterior teeth.

분절에 비해 원심축에 위치하며<sup>19,30-32</sup> 정상적인 상태의 하악 전치의 전방경사로 인해 예상보다 많은 전방경사가 나타난 것으로 생각된다. 측절치 후방의 미니스크류와 중절치 사이의 홈을 이용하여 좀 더 후방력을 크게 하는 방안도 고려할 수 있으나 실제 악궁의 곡면을 따라 주행하는 탄성체에 의한 치은 손상이 우려되며 함입력보다는 후방력이 주로 작용하게 되므로 그다지 현실적이지 않다.

6전치를 하나의 분절로 함입하면서 호선에 수직력만을 가한 2A, 2B, 2C, 2D에서도 6전치는 모두 함입되면서 전방경사되었다. 미니스크류를 중앙에 식립한 2A의 경우 가장 전방경사가 심하였고, 가장 후방에 식립한 2D의 경우에도 경미하지만 전방경사가 발생하였다. 호선에 수직력과 후방력을 더한 2E, 2F의 경우 후방으로 치체이동하면서 함입하여 순수한 함입에 매우 가까운 변위 양상을 보였으며 von Mises 응력도 설측 치근막에서 순측보다 큰 양상을 나타냈다. 이는 전술한대로 본 모델의 가상의

저항중심에 가장 근접한 힘의 벡터가 적용된 것으로 생각된다. 2E, 2F 중에서도 2E에서 가장 전방경사가 적고 pure intrusion이 많았다. 따라서 pure intrusion이 요구되는 증례에서는 호선에 수직되는 함입력보다 후방력을 더한 함입력이 더 유리할 것으로 생각된다. 이러한 결과는 매우 고무적인데, 대개의 정출 증례에서 4전치의 함입뿐 아니라 궁극적으로 견치의 함입이 요구되므로<sup>33</sup> 6전치를 동시에 예측가능한 방법으로 함입할 수 있다면 치료 효율성에 큰 기여를 할 것으로 기대되기 때문이다. Fig 7은 조건 2E가 가장 적은 치축 변화를 나타내는 것으로 이해된다. 즉 6전치의 순수한 함입을 위해 견치 후방의 미니스크류와 중절치-측절치 간 홈을 이용한 함입력이 매우 효과적임을 시사한다.

4전치 분절을 함입시켰을 때(Condition 1)와 6전치 분절을 함입시켰을 때(Condition 2) 나타나는 이동양상을 비교하였을 때, 치아 수의 차이로 인한 차이는 크지 않았다. Dermaut과 Vanden Bulcke<sup>1</sup>는 상악



**Table 5.** Amount of displacement of 6 anterior teeth along each axis (mm)

		Condition 2A	Condition 2B	Condition 2C	Condition 2D	Condition 2E	Condition 2F
X axis*							
CI	Incisal edge	0.00139	-0.00037	-0.01107	-0.00675	-0.00013	-0.00194
	Apex	-0.00407	0.00257	0.00549	0.00281	0.00065	0.00196
LI	Incisal edge	0.00193	0.00041	-0.01749	-0.02971	-0.00045	-0.00465
	Apex	-0.00026	0.00096	0.01061	0.01218	-0.00054	0.00475
C	Incisal edge	-0.01197	-0.01168	-0.02174	-0.05710	-0.00110	-0.00680
	Apex	0.00625	0.00589	0.01118	0.03198	0.00064	0.00388
Y axis†							
CI	Incisal edge	0.06371	0.05227	0.03147	0.01836	-0.00441	-0.00434
	Apex	-0.03571	-0.02877	-0.01657	-0.00753	-0.00369	-0.00305
LI	Incisal edge	0.05533	0.05073	0.03355	0.02088	-0.00299	-0.00028
	Apex	-0.02468	-0.02479	-0.01590	-0.00882	-0.00419	-0.00484
C	Incisal edge	0.03463	0.03474	0.03765	0.02470	-0.00235	0.00366
	Apex	-0.01762	-0.01773	-0.02130	-0.01642	-0.00255	-0.00706
Z axis‡							
CI	Incisal edge	-0.04309	-0.03801	-0.02305	-0.01136	-0.00449	-0.00575
	Apex	-0.00183	-0.00389	-0.00186	0.00010	-0.00474	-0.00604
LI	Incisal edge	-0.03364	-0.03249	-0.02892	-0.01955	-0.00510	-0.00934
	Apex	-0.00040	-0.00069	-0.00366	-0.00038	-0.00461	-0.00592
C	Incisal edge	-0.02136	-0.02206	-0.02982	-0.03692	-0.00553	-0.01271
	Apex	0.00550	0.00482	0.00218	-0.00551	-0.00519	-0.00625

CI, Central incisors; LI, lateral incisors; C, canines. \*Bucco-lingual (+) lingual, (-) buccal direction; †Anterior-posterior (+) anterior, (-) posterior direction; ‡Superio-inferior (+) superior, (-) inferior direction.

2전치, 4전치, 6전치 분절을 합입시켰을 때 저항중심의 위치가 변하게 되어 이동양상이 달라지게 되며 치아 수가 늘어날수록 합입과 경사의 조절이 용이하다고 하였다. 또한 힘을 가하는 위치에 따라서 같은 분절 내에서의 치아이동도 하나의 단위로 움직이지 않고 호선의 뒤틀림에 의해 독립적으로 일어난다고 하였다. 본 연구에서는 호선상에 수직력만을 가한 4전치 분절(1A, 1B, 1C)과 6전치 분절(2A, 2B, 2C) 모두, A에서는 중절치의 전방경사가 과하게 나타났으나 B, C로 갈수록 모든 치아가 하나의 단위로 유사한 이동양상을 보였다 (Figs 5 and 7). 이는 하악 전치의 크기가 상악 전치보다 작고, 전치들의 전후방적 위치차이가 상악보다 작기 때문인 것으로 생각되며 또한 물성의 대입 및 힘 적용 등 공학적 방법이 실험을 이용한 방법에 비해 오차 유발을 적게 하였을 가능성도 고려할 수 있다. 따라서 미니스크류를 이용한 하악 전치부의 합입은 II급 과개교합환자에서 three piece intrusion arch보다 편

하고 효율적으로 full arch 상태에서 하악 전치부의 합입에 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 더불어 발치증례에서 공간폐쇄 시 수직력만 가하는 미니스크류를 이용한 하악전치부의 합입은 전치부의 후방전인 시 하악전치부의 과도한 설측경사와 정출을 막는데 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 하지만, 하악 전치부의 치근 사이의 공간이 협소하여<sup>34</sup> 미니스크류를 식립할 때 주의를 요하며, 필요시 치근보다 하방으로 식립하는 방법이 이용될 수도 있다.

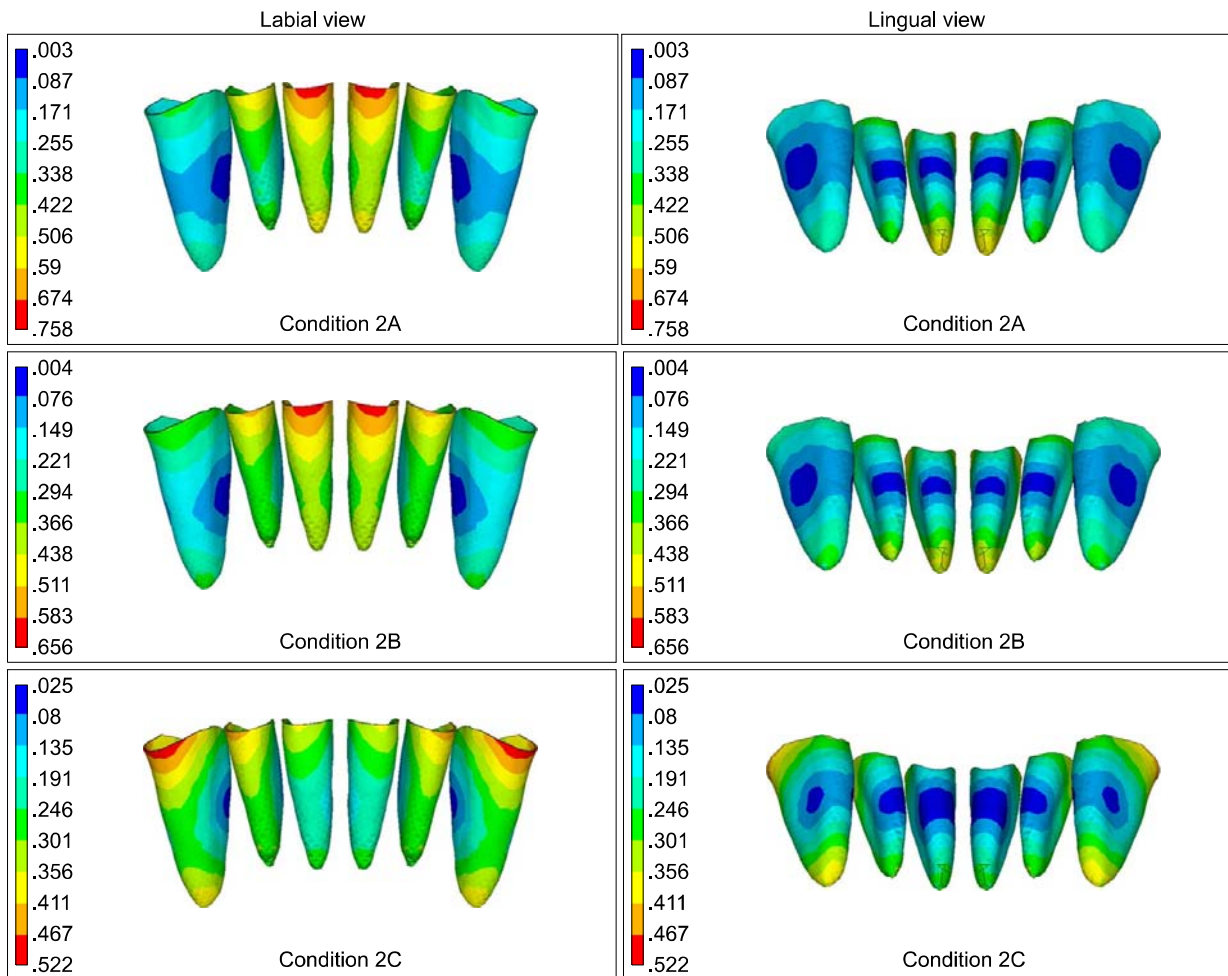
본 연구는 평균적인 치관 폭경과 치근 형태와 길이 그리고 경사도를 가진 치아를 대상으로 하였으므로 임상에서 나타나는 다양한 치근 길이의 변화와 치관폭경과 전방경사에 의해서 저항중심의 위치가 변할 수 있을 것으로 생각되며,<sup>35,36</sup> 그 경사도에 따라 미니스크류의 전후방적 위치도 변할 수 있어 개인에 따른 적용방법의 변형이 필요할 것이라 생각된다. 예를 들어 하악 전치가 직립한 증례에서는 동일 조건에서 전치의 순측 경사가 작게 나타날 것

이 예상된다.

본 논문에서는 기존의 유한요소분석기법이 가지는 한계를 극복하지는 못하며 특히 탄성체의 일차적 변형 후 힘의 재분배에 의한 영향을 해석할 수 없다. 즉 초기 반응을 산술적으로 배가하여 궁극적인 임상적 결과로 예측하는 것은 경계해야 한다. 이를 위한 대책으로 과도기(transient) 혹은 동적(dynamic) 분석을 고려할 수 있으나 이직 교정 영역에서 신뢰할 만한 유한요소모델을 찾기 어려운 실정이다. 분절 내에서의 변위 양상을 예측하기 위한 방법의 하나로 2차원적 대변형 모델(large deflection model)<sup>37</sup> 혹은 크리깅 기법이 소개된 바 있으나 기존의 방법에 의한 결과와 큰 차이가 없거나 향후 검증이 필요한 단계이다.<sup>38</sup> 본 연구에서도 Condition 2E에 대하여 동일한 조건에서 대변형(large deflection)이

론을 적용하여, 이동에 따른 하중의 변화량을 고려한 비선형 해석을 수행한 후 변위와 응력을 관찰하였다 (Fig 8). 본 실험의 원 결과와 비교 시 매우 유사한 응력을 보이며, 변위량의 차이는 무시할 만함을 알 수 있었다. 따라서 본 연구의 유한요소모델이 임상적 상황을 어느 정도 반영할 수 있음을 보여준다.

유한요소 모델링 과정에서 사용된 치아 및 치주인대의 표준화된 물성치는 개개 환자에서 나타날 수 있는 생물학적 다양성을 완전히 반영하지는 못하므로 이로 인한 오차를 염두에 둘 필요가 있으며 치은섬유를 불가피하게 등질등방의 탄성체로 규정된 점과 연조직이나 구강 주위 근육, 교합력 등의 외력에 의한 영향에 의해 실제 임상적 변화와 차이가 발생할 수도 있다. 치아의 초기 변위를 결정하는



**Fig 6.** Von Mises stress distribution in periodontal ligament of 6 anterior teeth by intrusion force ( $\text{g}/\text{mm}^2$ ) - Red color means high stress distribution and blue color means low stress distribution.

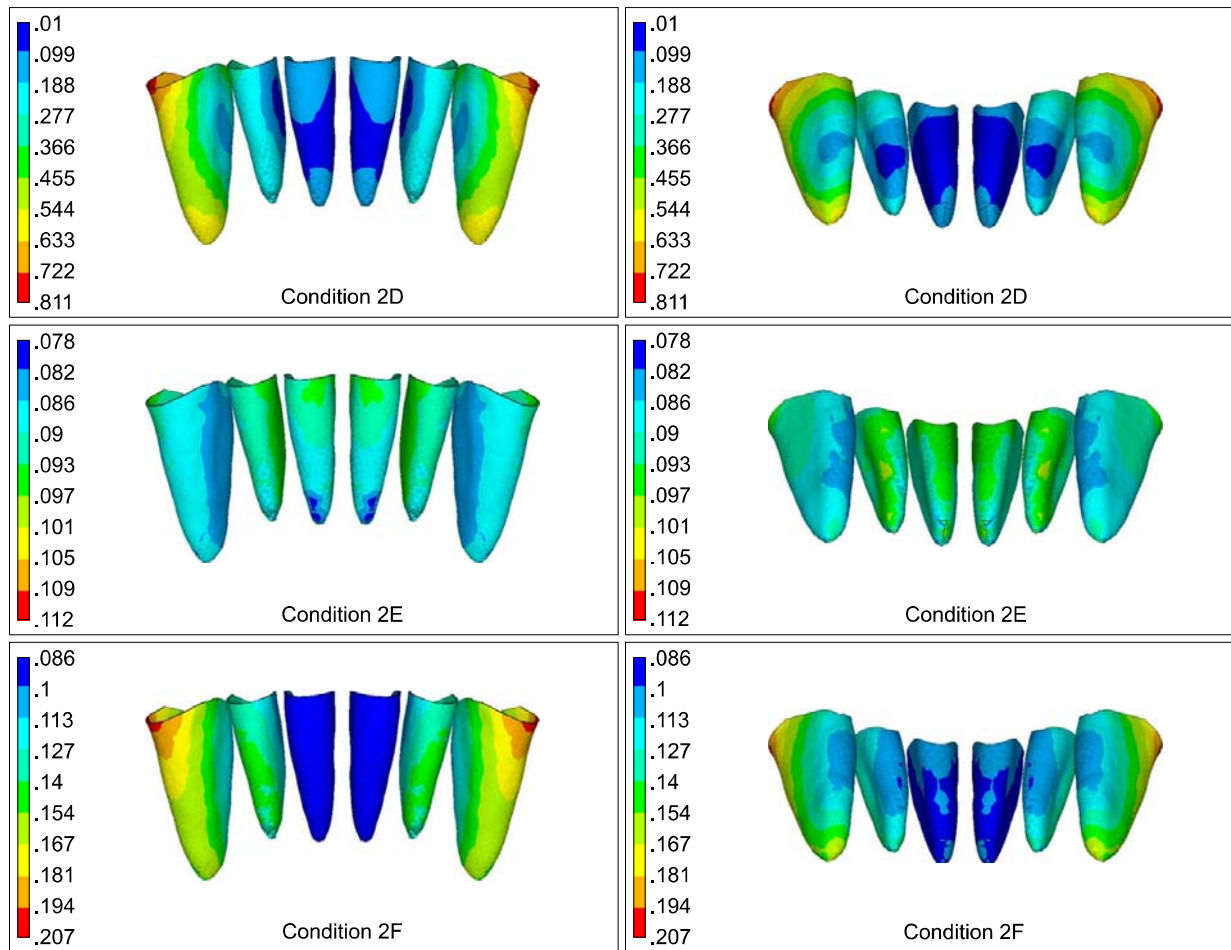


Fig 6. Continued.

데 중요하다고 인식되는 치주 인대의 비선형 물성 혹은 초기변화 시의 geometry의 이상화(idealization)에 대한 이론적 합의가 이루어지지 않은 상태이므로 향후 이러한 실험상의 한계에 대한 고찰이 필요할 것으로 생각된다. 그러므로 본 연구의 임상적 적용에 있어서 이러한 한계점을 인식하여 치아이동 양상의 적극적인 관찰 및 생역학적 이론에 입각한 장치의 조정과 임상적 재평가 과정이 필요할 것으로 생각된다.

**결론**

본 연구는 하악 4전치 혹은 6전치 분절에 대해 미니스크류 식립 위치에 따른 다양한 함입력 벡터에 의한 치열의 이동양상과 응력분포를 알아보고자 3차원 유한요소해석을 시행한 바 다음의 결론을 얻

었다.

1. 하악 4전치, 6전치 분절 모두 호선에 수직적인 함입력만을 가했을 때 전치의 전방경사가 두드러지고 치근침에서의 함입은 미미하였으며, von Mises 응력이 치관의 순측 치경부에 집중되었다.
2. 하악 4전치 분절은 후방력을 증가시킨 경우 치관의 경사 정도는 감소하였으나 모든 조건에서 치관의 전방경사가 관찰되었으며 von Mises 응력은 치근침과 순측 치은측 치근막에 집중되는 양상을 보였다.
3. 하악 6전치 분절에서 견치와 소구치 사이의 미니스크류로 후하방 견인력을 가했을 때 전후방 좌표계에서 순수한 함입에 가까운 이동을 보였다. 이 때의 von Mises 응력은 중절치와 측절치 사이에 혹은 위치할 때 모든 치아에 고른 분포를

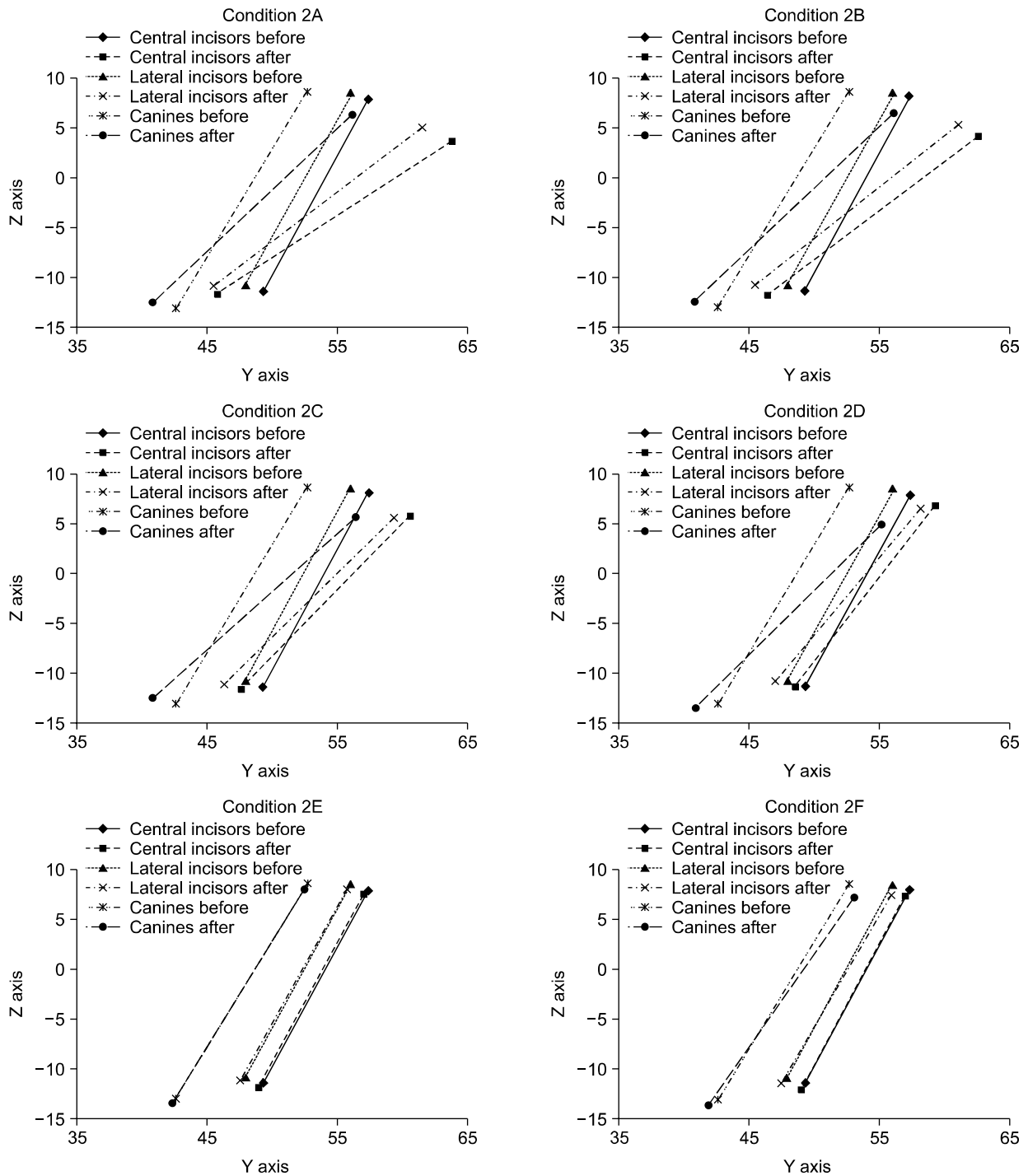
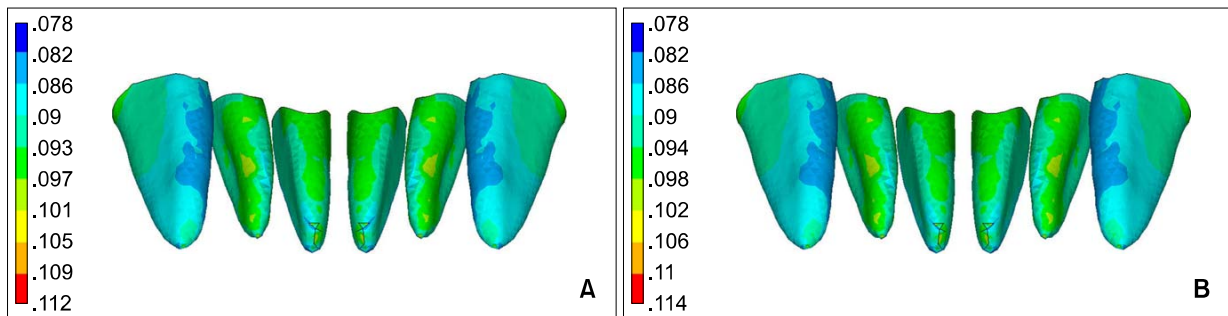


Fig 7. 100 times magnification of axis change of 6 anterior teeth.

보였으며, 측절치와 견치 사이에 흑이 위치할 때  
는 견치의 순측 치근막에 집중되는 양상을 보였  
다.

이러한 결과를 토대로 과개교합에서 대상이 되는  
하악 전치 치아분절의 원심측에 식립된 미니스크류  
와 상대적으로 근심측에 위치한 흑을 통해 효율적  
으로 하악 6전치의 순수한 함입을 유도할 수 있을



**Fig 8.** Von Mises stress distribution in the periodontal ligament of Condition 2E before **A** and after **B** the application of large deflection theory. Red color indicates area of high stress and blue color, area of low stress. The difference is negligible.

것으로 생각된다.

참고문헌

1. 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.
2. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod* 1977;72:1-22.
3. Woods MG. The mechanics of lower incisor intrusion: experiments in nongrowing baboons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:186-95.
4. Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *Eur J Orthod* 1999;21:213-22.
5. Dake ML, Sinclair PM. A comparison of the Ricketts and Tweed-type arch leveling techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:72-8.
6. Greig DG. Bioprogressive therapy: overbite reduction with the lower utility arch. *Br J Orthod* 1983;10:214-6.
7. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
8. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:24-31.
9. Park YC, Lee KJ. Biomechanical principles in miniscrew-driven orthodontic. In: Nanda R editor. *Temporary anchorage devices in orthodontics*. St Louis: Mosby Elsevier; 2009. p. 93-144.
10. Yared KF, Zenobio EG, Pacheco W. Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:6.e1-8.
11. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71:127-31.
12. 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.
13. 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.
14. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 1972;62:296-309.
15. Yang SD. Evaluation and establishment of occlusal plane in clinical orthodontics. *J Korean Found Gnatho-Orthod Res* 2001;5:5-38.
16. Choi B, Baek SH, Yang WS, Kim S. Assessment of the relationships among posture, maxillomandibular denture complex, and soft-tissue profile of aesthetic adult Korean women. *J Craniofac Surg* 2000;11:586-94.
17. Arnett GW, Jelic JS, Kim J, Cummings DR, Beress A, Worley CM Jr, et al. Soft tissue cephalometric analysis: diagnosis and treatment planning of dentofacial deformity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:239-53.
18. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal mem-brane. *J Am Dent Assoc* 1937;24:1260-7.
19. Jeong GM, Sung SJ, Lee KJ, Chun YS, Mo SS. Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. *Korean J Orthod* 2009;39:83-94.
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. Andrews LF. The straight-wire appliance, explained and compared. *J Clin Orthod* 1976;10:174-95.
22. Lee SK, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone and soft tissue thickness in the mandible. *Korean J Orthod* 2007;37:212-9.
23. Park YC. New development in the segmented arch technique. *J Korean Dent Assoc* 1986;24:499-505.
24. Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthod* 1997;67:455-61.
25. Kim DW, Yang HC, Kim GT, Kim SS, Son WS. The effect of labial inclination on intrusion of the upper and lower incisors by three-dimensional finite element analysis. *Korean J Orthod* 2003;33:259-77.
26. Nauert K, Berg R. Evaluation of labio-lingual bony support of lower incisors in orthodontically untreated adults with the help

- of computed tomography. *J Orofac Orthop* 1999;60:321-34.
27. Wainwright WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 1973;64:278-302.
  28. Hixon EH, Aasen TO, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, Odom WM. On force and tooth movement. *Am J Orthod* 1970;57:476-8.
  29. Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suárez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104:448-54.
  30. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:171-8.
  31. 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.
  32. 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.
  33. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. *Semin Orthod* 2001;7:26-33.
  34. Martinelli FL, Luiz RR, Faria M, Nojima LI. Anatomic variability in alveolar sites for skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:252.e1-9.
  35. Choy K, Pae EK, Park Y, Kim KH, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:98-105.
  36. 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.
  37. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch--large deflection considerations. *Angle Orthod* 1989;59:11-6.
  38. Lee KJ, Cho YS, Kim SP, Lee KH. Prediction of the bending effect of an archwire for orthodontics. *Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers* 2010;9:95-100.

## 3-D FEA on the intrusion of mandibular anterior segment using orthodontic miniscrews

Hyun-Kyung Park, DDS, MSD,<sup>a</sup> Eui-Hyang Sung, DDS, MSD,<sup>a</sup> Young-Soo Cho, PhD<sup>b</sup>  
Sung-Seo Mo, DDS, MSD, PhD,<sup>c</sup> Youn-Sic Chun, DDS, MSD, PhD,<sup>d</sup>  
Kee-Joon Lee, DDS, MSD, PhD<sup>e</sup>

**Objective:** The purpose of this study was to analyze the stress distribution and the displacement pattern of mandibular anterior teeth under various intrusive force vectors according to the position of orthodontic miniscrews and hooks, using three-dimensional finite element analysis. **Methods:** A three-dimensional finite element model was constructed to simulate mandibular teeth, periodontal ligament, and alveolar bone. The displacement of individual tooth on three-dimensional planes and the von Mises stress distribution were compared when various intrusion force vectors were applied. **Results:** Intrusive forces applied to 4 mandibular anterior teeth largely resulted in remarkable labial tipping of the segment according to the miniscrew position. All 6 mandibular anterior teeth were labially tipped and the stress concentrated on the labi gingival area by intrusive force from miniscrews placed mesial to the canine. The distointrusive force vector led to pure intrusion and the stress was evenly distributed in the whole periodontal ligament when the hook was placed between the central and lateral incisors and the miniscrew was placed distal to the canine. **Conclusions:** Within the limits of this study, it can be concluded that predictable pure intrusion of the 6 anterior teeth segment may be accomplished using miniscrews placed distal to the canine and hooks located between the central and lateral incisors. (**Korean J Orthod** 2011;41(6):384-398)

**Key words:** Miniscrew, Three-dimensional finite element analysis, Mandibular anterior segment intrusion, Stress distribution

<sup>a</sup>Graduate Student, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

<sup>b</sup>Contract Professor, Department of Mechanical Engineering BK21, Hanyang University.

<sup>c</sup>Assistant Professor, Department of Orthodontics, St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea.

<sup>d</sup>Professor, Department of Orthodontics, Ewha Womans University Mokdong Hospital.

<sup>e</sup>Associate Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Oral Science Research Center, The Institute of Craniofacial Deformity, Yonsei University.

Corresponding author: **Kee-Joon Lee.**

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, 250 Seongsanno, Seodaemun-gu, Seoul 120-752, Korea.

+82 2 2228 3105; e-mail, orthojn@yuhs.ac.

Received December 14, 2010; Last Revision November 3, 2011; Accepted November 8, 2011.

\*This work was supported by the National Research Foundation of Korea Grant funded by the Korean Government (MEST) (NRF-2009-0075637).