

## 설측 브라켓 부착을 위한 기준평면 설정에 관한 3차원 유한요소법적 연구

김 선 화<sup>a</sup> · 박 수 병<sup>b</sup> · 양 훈 철<sup>c</sup>

교정치료 영역에서 성인들의 심미적인 요구도가 증가되면서 설측 교정치료는 여러 가지 단점에도 불구하고, 가장 심미적이라는 이유로 많은 주목을 받아왔지만 실제 치아이동을 결정지을 수 있는 브라켓을 부착하는 기준평면의 위치에 대해서는 거의 보고된 바가 없다. 이에 본 연구는 실제 브라켓이 부착되는 평면의 상하 평행이동이나 기울기 변화에 따라 치아이동 양상이 어떻게 변화되는지 알아보고, 바람직한 전치부 치체이동을 얻기 위해서 힘의 적용점을 어디에 두어야 하는지, 그리고 전치부에 어느 정도의 모멘트를 부여해야 하는지 알아보고자 3차원 유한요소법을 이용하여 치아 변위 및 응력분포를 비교 분석하였다. 실험 결과 설측 브라켓 부착평면을 치은연쪽으로 평행이동 혹은 회전이동 시키고 견인하였을 경우, 절단연쪽으로 이동시켰을 때와 비교했을 때 비조절성 설측 경사이동이 감소 하기는 하였으나 상하와 전치부 치아들의 설측경사 양상은 지속되었으며, 이러한 양상은 견치 브라켓의 hook 길이를 증가시켜도 계속 나타났다. 이와는 달리 설측 중심평면에 브라켓을 부착하고 각 치아별로 모멘트를 부여하였을 경우 설측 방향으로 개개 치아들의 치체이동이 발생하여 설측 교정치료 시 효과적인 전치부 치아의 후방견인이 가능함을 알 수 있었다.

( 주요 단어: 설측 교정, 브라켓 위치, 전치부 견인, 3차원 유한요소법 )

### 서 론

최근 우리나라도 교정환자 수가 급격하게 증가하면서 그 대상연령층이 성인에게까지 널리 확대되어 보다 심미적인 장치개발이 요구되었고, 이로 인해 가장 심미성이 뛰어난 설측 교정치료는 많은 주목을 받으며 급격한 발전을 이루어 왔다.

Fujita<sup>1,2</sup>와 Kurz 등<sup>3</sup>이 각각 독자적인 설측 교정용 브라켓들과 이를 사용한 치료방법들을 소개한 이후 설측 교정치료는 지금까지 끊임없는 발전을 거듭해 왔다. 하지만 불규칙한 치아 설면의 형태로 인해 정확한 브라켓 부착이 어렵다는 점과 짧은 브라켓간 거리, 술자의 접근이 제한적이어서 치료가 어려운 점, 그리고 환자에게 주는 불편감이나 발음 장애 등 여러 가지 문제점들이 지적되어 왔으며 이를 해결하기 위한 지속적인 연구들이 계속되고 있다.

현재의 설측 교정치료는 대부분의 경우에 간접 접착술식으로 브라켓을 부착하고 있으며, 이러한 간접 접착술식이 정확하게 시행되기 위해서는 우선 치료 목표인 셋업 모형이 이상적으로 제작되어야 하고, 그 셋업 모형 상에서 브라켓이 정확한 위치에 부착되어야 하며, 그 브라켓의 위치를 구강내로 오차없이 옮길 수

<sup>a</sup> 대학원생, <sup>b</sup> 교수, 부산대학교 치과대학 교정학교실.

<sup>c</sup> 연구원, 포항공과대학 기계공학과.

교신저자: 김선화

부산광역시 부산진구 양정 2동 406-17

선부부치과 / 051-868-8528

sunortho@hanmail.net

원고접수일: 2004년 8월 10일 / 원고최종수정일: 2005년 5월 2일

/ 원고채택일: 2005년 5월 4일

Table 1. Mechanical properties for the structural elements

Material	Young's modulus (kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Tooth	$2.0 \times 10^3$	0.30
PDL	$6.8 \times 10^{-2}$	0.49
Alveolar bone	$1.4 \times 10^3$	0.30
Bracket	$21.4 \times 10^3$	0.30
Wire	$21.4 \times 10^3$	0.30

있어야 한다.<sup>4-9</sup> 특히 실제 설측 교정치료 시 제기되는 많은 임상적 문제점들이 대부분 잘못된 브라켓 위치에 기인한다는 보고들이 많아지면서 최근에는 이러한 간접 접착술식의 단계별 과정을 더욱 정밀하게 수행하기 위한 많은 방법들을 개발하여 사용하고 있다.

브라켓 자체에 치아를 적절히 배열할 수 있는 협설측 및 근원심 경사가 내재되어 있는 straight-wire appliance를 이용한 교정치료에서는 브라켓이 배열되는 위치가 실제 치료의 결과에 큰 영향을 미치게 되므로<sup>10</sup> 브라켓이 부착되어야 할 적절한 위치 및 그 위치 변화에 따른 치아이동 양상에 대해 많은 연구들이 있어 왔다. 설측 교정장치 역시 이상적으로 위치시킨 브라켓에 의해 치료되는 straight-wire appliance의 일종이라 할 수 있다. 특히 순측 브라켓에 비해 브라켓 위치에 따른 치아변위가 크게 나타나고 치료 마무리 단계에서 사소한 치아의 위치 이상을 보일 경우 그 원인이 무엇인지 찾아내서 수정하는 것이 어렵기 때문에 순측 치료에 비해 브라켓 위치의 중요성이 훨씬 더 크다고 할 수 있다.

하지만 실제 치아이동을 결정지을 수 있는 브라켓의 부착평면에 대한 연구는 거의 이루어진 바 없으며, 대부분의 경우 임상가 혹은 기공사의 경험에 따라 전치와 구치가 한 평면에 놓일 수 있는 치은쪽 1/2~2/3 부위를 택해 브라켓을 부착하고 있다. 이러한 임상 및 기공과정에서 브라켓 부착평면이 치아 중심에서 절단면 또는 치은연쪽으로 이동할 경우 당연히 전치부 후방견인의 이동 양상에 상당한 영향을 미치게 된다.

이에 본 연구는 설측 교정치료에서 바람직한 전치부의 치아이동을 얻기 위한 가장 이상적인 브라켓 부착평면이 어디인지 알아보려고 시행되었다. 그리고, 해부학적인 제한으로 이상적인 브라켓 부착평면을 이루지 못한다면 상하 6전치의 후방견인 시 바람직한 치아이동을 위한 힘의 적용점의 위치 및 보상 모멘트

의 크기를 알아보려고 3차원 유한요소법<sup>11-17</sup>을 이용하여 본 연구를 시행하였다.

## 연구대상 및 방법

### 유한요소모델의 제작

본 연구를 위하여 상하악 6전치와 각 치아 치근막의 3차원 유한요소모델을 제작하였다. 1 mm 간격으로 촬영된 정상교합자 한 명의 CT 사진을 2차원 좌표분석 프로그램 WinDIG 2.5 (University of Geneva, Geveve, Switzerland)를 이용하여 분석한 후 이들 각 평면마다 수치화된 좌표값을 Wheeler<sup>18</sup>의 연구를 참조해 CAD/CAM 프로그램에 입력 변환하여 3차원 Solid 모델을 구성하였다.

이때 치근막은 Coolidge<sup>19</sup>의 연구를 참고로 치아를 둘러싸는 0.25 mm 두께의 균일한 구조로 형상화하였다. 상하악의 악궁형태, 전치부의 순설측 경사와 근원심 경사는 정상교합자의 CT를 참고하였고, I-DEAS에 의해 3차원적으로 형상화된 치아의 모델은 자유격자생성(free meshing) 방식에 의해 유한요소로 격자화한 후 상악 치열은 모델의 복잡성을 고려해 수작업으로 요소수를 줄여 35,555개 요소와 55,327개의 절점을 가지는 해석모델을 완성하였고 하악 치열은 자유격자로 생성된 유한요소를 그대로 사용하여 85,319개의 요소와 21,472개의 절점을 가지는 해석모델을 완성하였다. 와이어의 굵기는 .018 x .025 인치로 하였고, 212개의 요소와 540개의 절점을 가지도록 하였다. 모델을 구성하는 각 구성성분은 등방, 등질의 선형 탄성체라 가정하였으며 구성재료의 물성치는 Cook 등,<sup>20</sup> Tanne 등<sup>21</sup>의 연구를 참고로 하였다 (Table 1).

설측 장치의 형태 및 크기는 Ormco 사의 7세대 설측 브라켓(Ormco, Orange, CA, USA)을 참고로 하여

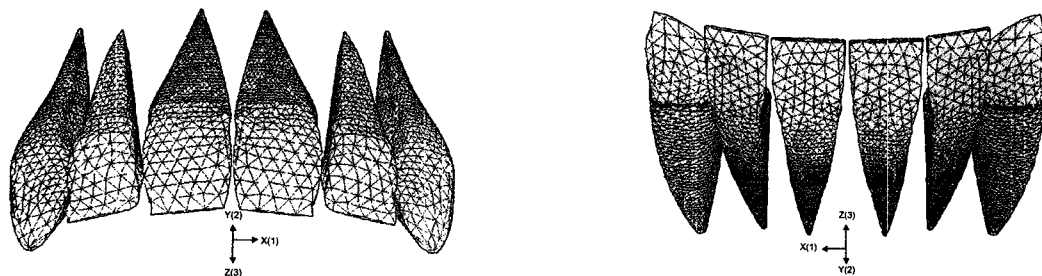


Fig 1. Three-dimensional finite element models for the maxillary and the mandibular incisors.

상악 중절치 및 측절치의 브라켓 두께는 3.5 mm, 상악 견치는 2.5 mm이며, 하악 중절치 및 측절치는 2.5 mm, 하악 견치는 1.5 mm 두께로 정하였다. 브라켓 너비는 상악 중절치 2.5 mm, 측절치 2.0 mm, 견치 2.5 mm이며, 하악 절치 및 견치는 1.7 mm로 정하였다.

변위분석을 위한 워크스테이션은 HP J5600 (Hewlett Peckard Co., Palo Alto, CA, USA)을 사용하였으며 유한요소 해석을 위한 프로그램은 ABAQUS 6.3 (ABAQUS, Inc., Providence, RI, USA)를 이용하였다.

### 좌표계의 설정과 구속조건

#### 좌표계의 설정

해석을 위한 치아 모델의 좌표계 설정은 치아의 측방 변위를 측정하는 X축, 치아의 전후방 변위를 측정하는 Y축과 치아의 수직적 변위를 측정하는 Z축으로 설정하였다 (Fig 1).

#### 치열궁의 형태 및 치축 경사도의 결정

상하악 치열궁의 형태 및 개개 치아의 치축 경사는 치아 장축과 교합평면이 이루는 각으로 정의하였으며, 상악 중절치, 측절치, 견치에서 각각 65°, 70°, 80°로 설정하였고, 하악 절치와 견치는 각각 75°, 85°로 정하였다. 근원심으로는 상악 중절치, 측절치, 견치에서 5°, 9°, 11° 그리고 하악 절치와 견치에서 2°, 5°의 근심 경사를 부여하였다.

#### 구속 조건

구속 조건에서 치아는 상대적으로 연질인 치주인대의 외부가 경조직인 치조골로 둘러싸여 있어 치근부 변형과 이동이 제한되므로 치주인대의 외각 부분은 고정되었다는 가정하에 치주인대 최외각 절점의 자유

도를 모두 구속하였다. 치주인대와 치근부분은 실제 치아의 조직구성과 유사한 완전접합으로 가정하였다.

#### 조사내용 및 하중부여 방법

Andrews<sup>22</sup>의 정의에 따라 각 치아의 순측 치관 중점인 facial axis (FA) point를 표시한 후 이를 연결한 Andrews' plane과 평행하면서 설측 임상 치관의 FA point를 지나는 임의의 평면을 설측 중심평면이라 명명하였다.

#### 브라켓 부착평면의 상하 평행이동에 따른 6전치 이동 양상 및 응력분포 비교

설측 중심평면을 기준으로 1 mm 간격으로 상하 각각 두 단계씩 5개의 평면을 설정하고 각각의 평면에서 상하 6전치 후방견인 시 나타나는 치아이동 양상 및 응력분포를 비교하였다 (Fig 2, A). 전치부 후방견인력은 Bennett과 McLaughlin,<sup>23</sup> McLaughlin과 Bennett<sup>24</sup>가 제시하는 편측당 200 gm으로 정하였고, 후방견인력은 호선이 후방으로 빠져나가는 방향으로 설정하였다.

#### 설측 중심평면의 회전이동에 따른 6전치 이동 양상 및 응력분포 비교

상악 제1대구치의 FA point를 중심으로 1도 간격으로 회전시켜 상하 각각 4도까지 9개의 평면을 설정하고 각 평면에서의 치아이동 양상 및 응력분포를 비교하였다 (Fig 2, B).

#### 설측 중심평면에서 치아 후방견인 시 힘이 적용되는 견치 hook의 길이 변화에 따른 치아이동 양상 및 응력분포 비교

후방견인력이 적용되는 hook의 위치가 견치 브라

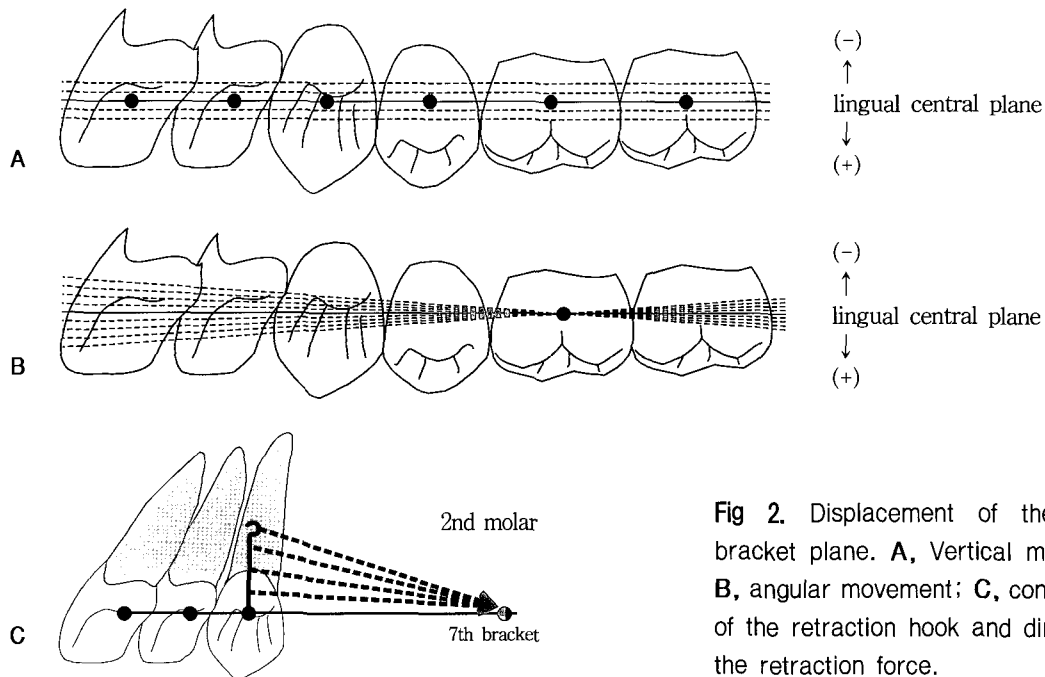


Fig 2. Displacement of the lingual bracket plane. A, Vertical movement; B, angular movement; C, configuration of the retraction hook and direction of the retraction force.

켓에 위치한 경우에 hook의 길이를 3, 6, 9, 12 mm로 변화시켜 치아이동 양상을 조사하였다. 각각 200 gm의 교정력을 가하였으며, 와이어의 중심단에는 좌우 대칭성의 경계조건을 부여하였고 하중방향은 제2대구치 브라켓을 향하도록 하였다 (Fig 2, C).

설측 중심평면에서 상하악 4전치에 부여되는 모멘트의 양에 따른 치아이동 양상 및 응력분포 비교

설측 중심평면에 브라켓을 위치시킨 상태에서 상하악 6전치 En-masse retraction을 도모할 때, 상하악 4전치 브라켓에 동시에 200, 400, 600, 800, 1000 gf-mm의 모멘트를 가한 상태에서 각각의 경우 치아이동 양상이 어떻게 나타나는지 조사하였다.

연구성적

브라켓 부착평면의 상하 평행이동에 따른 6전치 이동 양상 및 응력분포 비교

설측 중심평면에서 상하악 6전치를 후방견인하였을 때 상악 중절치와 측절치는 치관의 원심이동 및 비조절성 설측 경사이동을 보인 반면 상악 견치에서는 치관의 근심이동과 설측 경사이동, 그리고 다소의 수직적인 함입을 보였다. 하악에서도 상악과 비슷한

치아이동 양상을 보였으나 하악 견치에서는 상악 견치와 달리 수직적인 함입은 보이지 않았고 하악 4전치와 같이 비조절성 설측 경사이동에 의한 절단연의 수직적인 정출을 보였다 (Tables 2 and 3).

응력분포도에서는 상하악 모두 치주인대에서 전체적으로 균일한 응력이 작용하는 것으로 나타났으며, 브라켓 부착평면의 수직이동에 따른 큰 응력분포의 변화는 보이지 않았고, 치근부위에서는 상하악 모두 브라켓 부착평면이 치은연쪽으로 이동할수록 압축응력이 집중되는 부위가 측절치에서 견치 치근으로 이동되고 있는 것으로 나타났다 (Fig 3).

설측 중심평면의 회전이동에 따른 상악 6전치의 치아이동 양상 및 응력분포 비교

브라켓 부착평면을 제1대구치를 중심으로 절단연 쪽으로 들어올렸을 경우 상악 4전치 치관의 원심이동 및 비조절성 설측 경사이동이 증가되었으며, 견치에서는 치관의 근심이동 및 설측 경사이동이 증가되었다. 중절치와 측절치에서는 설측 경사이동에 의한 정출이 나타난 반면 견치에서는 수직적인 함입을 보였다. 반대로 치은연쪽으로 브라켓 부착평면을 경사지게 내렸을 경우에는 절단연으로 이동할 경우와 반대되는 치아이동 양상을 보였다. 응력분포도에서는 브

**Table 2.** Displacement data of the central incisor, the lateral incisor and the canine at the maxillary lingual central plane

<i>Position</i>	$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)
Central incisor			
P1	1.1231E-04	-6.4599E-04	0.7959E-04
P2	0.3996E-04	-2.5112E-04	-0.2258E-04
P3	-0.3481E-04	1.5274E-04	-1.2999E-04
Lateral incisor			
P1	0.0757E-04	-12.3011E-04	2.6140E-04
P2	0.2462E-04	-4.7558E-04	0.3622E-04
P3	-1.2935E-04	4.5276E-04	-1.6160E-04
Canine			
P1	-4.7637E-04	-9.7214E-04	-0.2353E-04
P2	-2.2398E-04	-4.2576E-04	-1.6338E-04
P3	1.6545E-04	2.5176E-04	-3.2610E-04

P1, incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

**Table 3.** Displacement data of the central incisor, the lateral incisor and the canine at the mandibular lingual central plane

<i>Position</i>	$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)
Central incisor			
P1	1.7350E-04	-6.6248E-04	1.2328E-04
P2	0.6552E-04	-2.6614E-04	0.2398E-04
P3	-0.1764E-04	1.4409E-04	-0.9685E-04
Lateral incisor			
P1	2.4498E-04	-12.1481E-04	1.9582E-04
P2	0.6038E-04	-4.9325E-04	0.1969E-04
P3	-0.2436E-04	2.7205E-04	-1.8246E-04
Canine			
P1	-4.2927E-04	-12.2931E-04	1.3150E-04
P2	-2.0662E-04	-5.3580E-04	-0.4443E-04
P3	2.8554E-04	2.9976E-04	-1.7764E-04

P1, incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

라켓 부착평면이 치은연쪽으로 경사질수록 치주인대 전체의 압축응력은 증가하고 인장응력은 감소하는 것으로 나타났으며, 전치 치근부위에 작용하는 인장

및 압축응력이 감소하여 전체적으로 균일한 응력분포를 보이는 것으로 나타났다 (Fig 4).

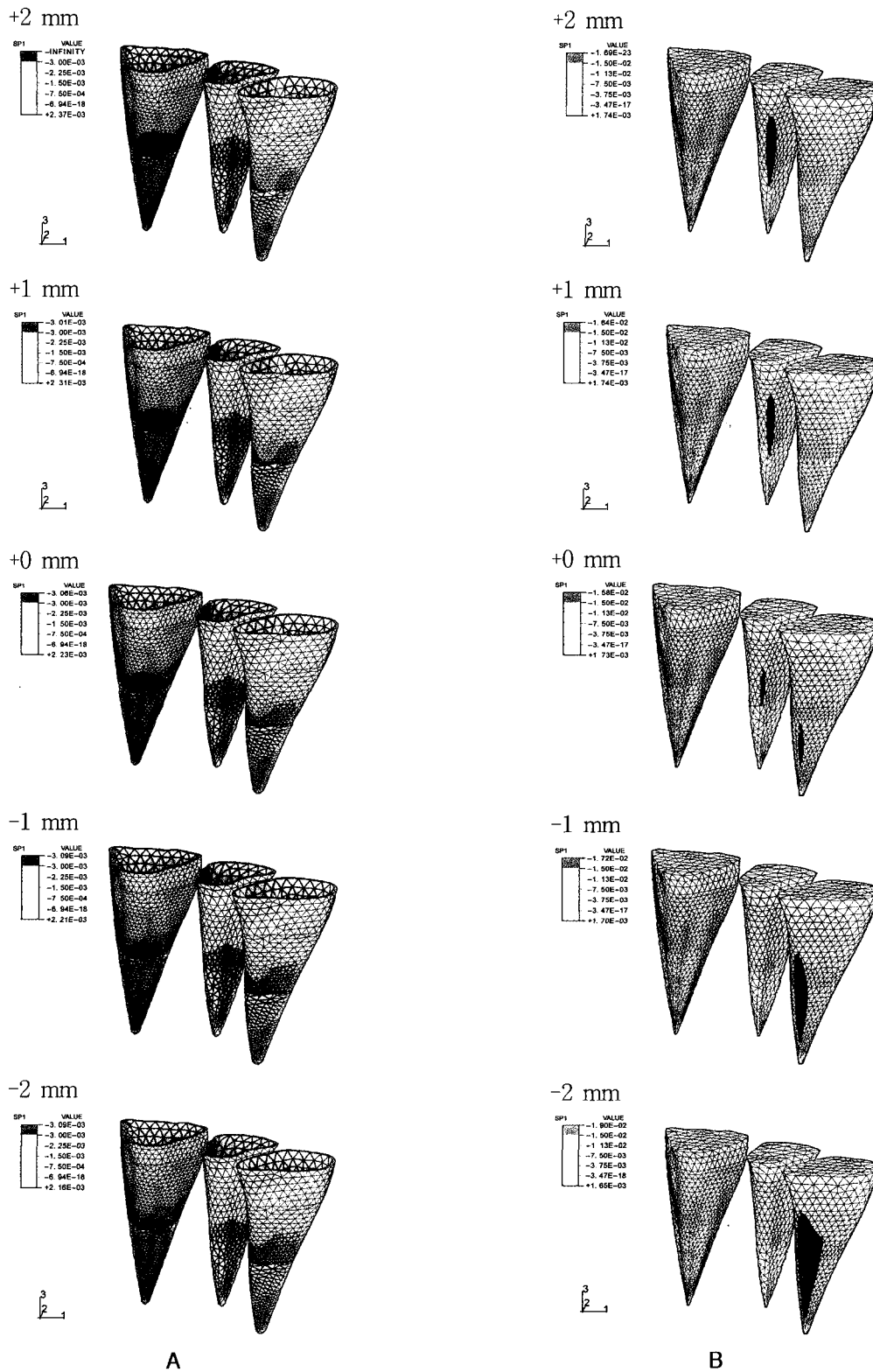


Fig 3. Distribution of stress in maxillary anterior teeth according to the vertical movement of the upper lingual bracket plane. *SP1*, Minimal principal stresses; **A**, periodontal ligament; **B**, root surface.

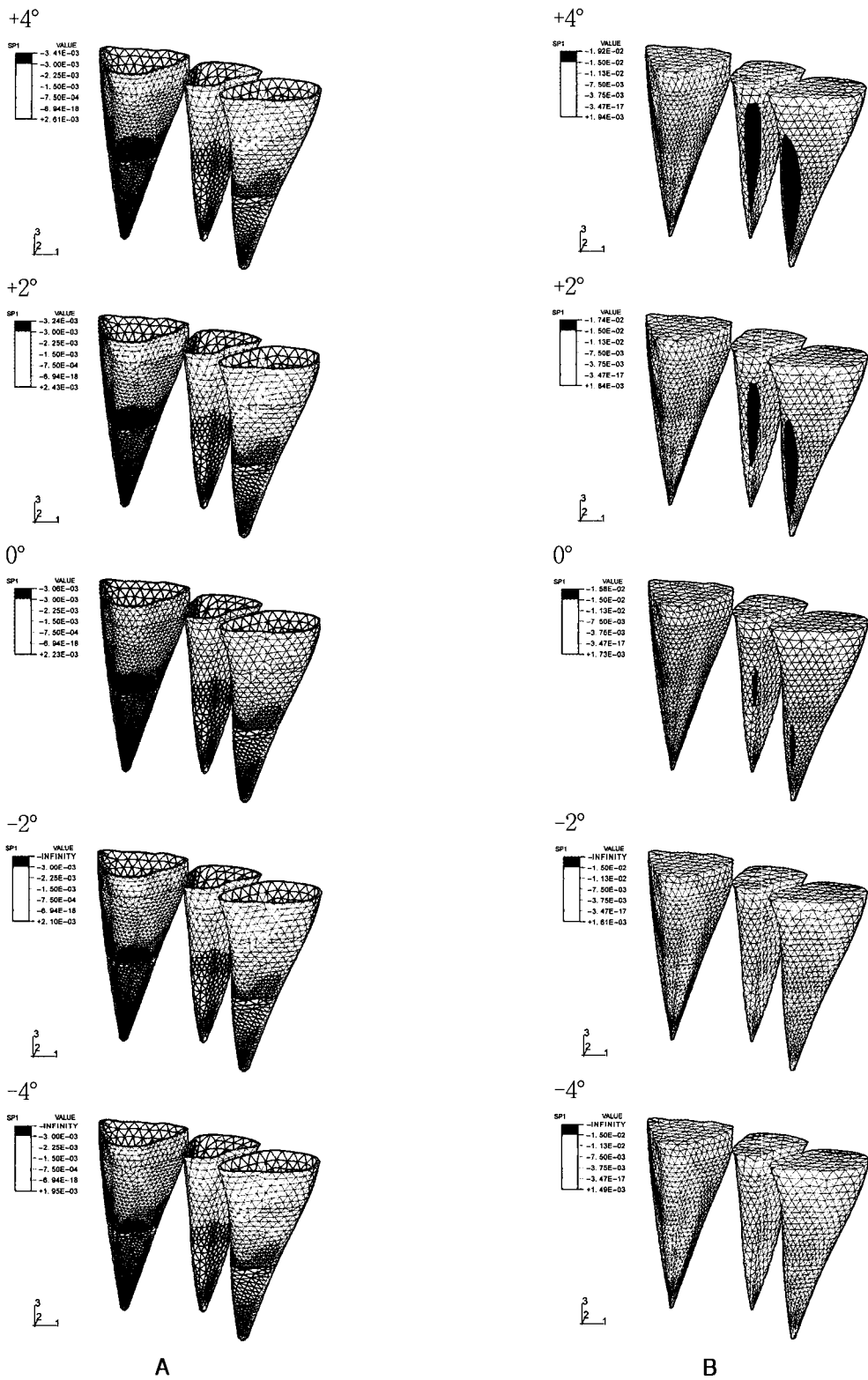


Fig 4. Distribution of stress in maxillary anterior teeth according to the angular movement of the upper lingual bracket plane. SP1, Minimal principal stresses; A, periodontal ligament; B, root surface.

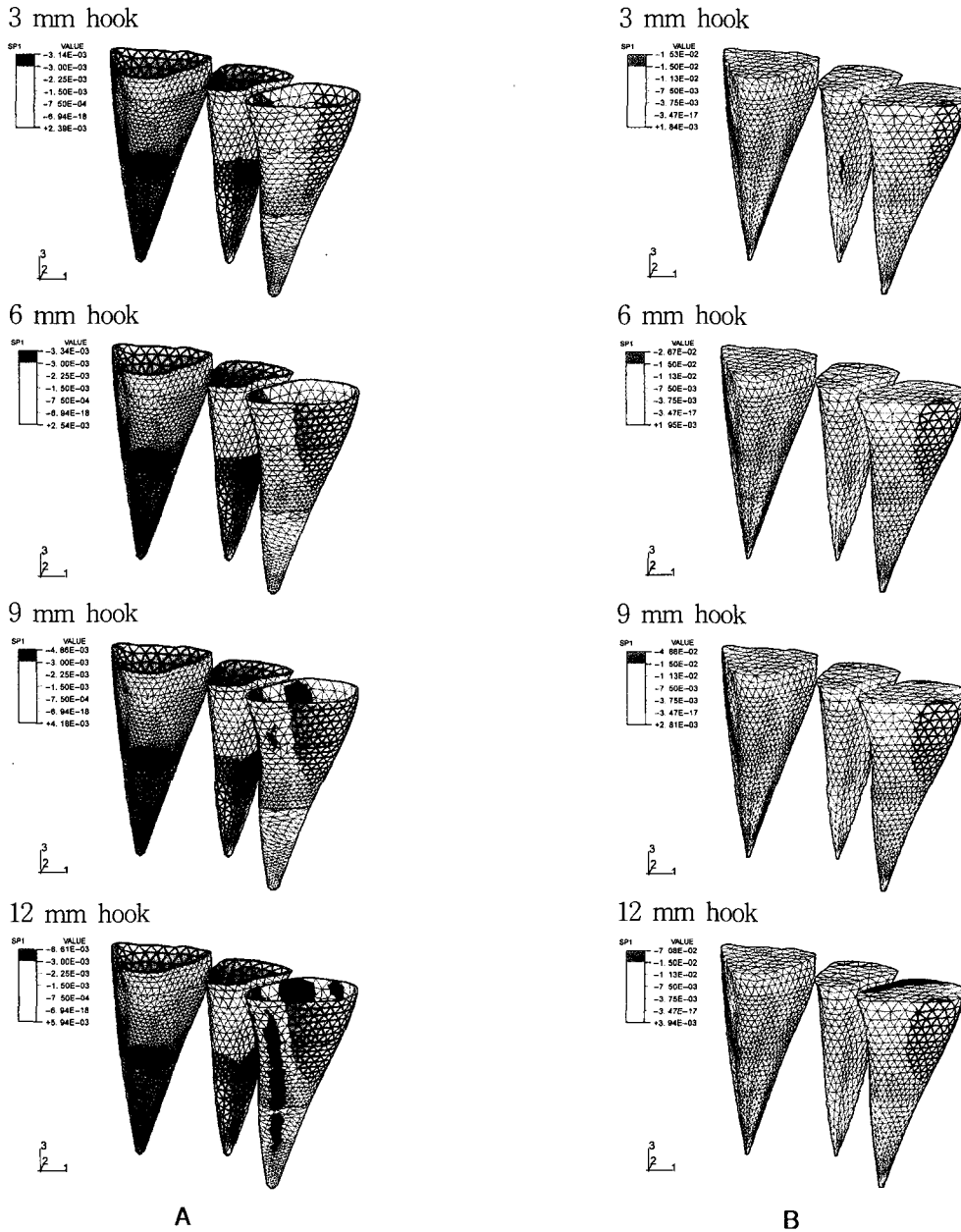


Fig 5. Distribution of stress in maxillary anterior teeth according to the length of the retraction hook located at the canine bracket. SP1, Minimal principal stresses; A, periodontal ligament; B, root surface.

설측 중심평면에서 치아 후방견인 시 힘의 적응점이 되는 hook의 길이 변화에 따른 치아이동 양상 및 응력분포 비교

Hook이 견치 브라켓 위치에 있는 경우, hook의 길이가 길수록 중절치 치관의 조절성 설측 경사이동이

증가되고 수직적인 정출을 보였으며 측절치에서는 치관의 근심이동 및 수직적인 정출이 증가되었다. 반면 견치에서는 hook이 길수록 치관의 근심이동이 증가되었으며 치근침의 설측 경사이동 및 치관의 순측 경사이동이 증가되는 것으로 나타났다. 응력분포도에서는 hook의 길이가 증가할수록 치주인대와 치근 부



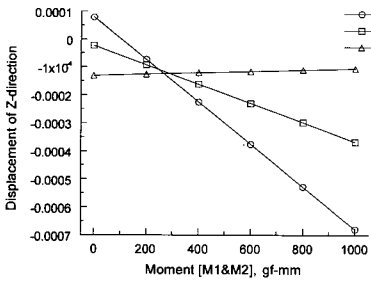
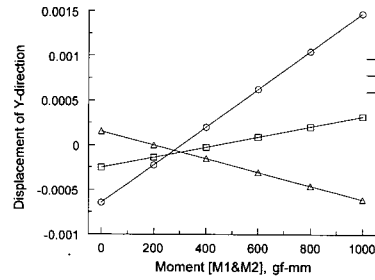
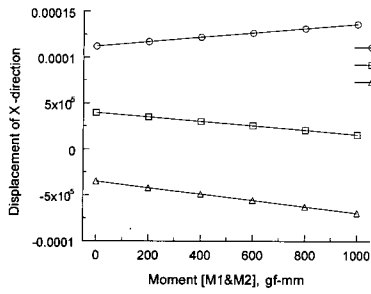


Fig 6. Displacement of the maxillary central incisor according to moment applications. P1, Incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

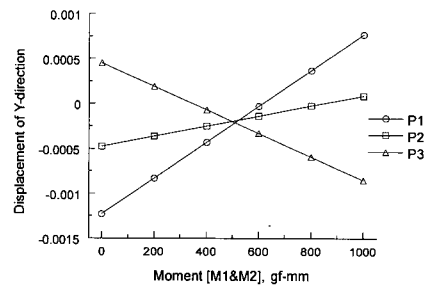
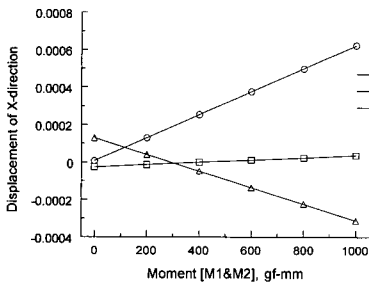


Fig 7. Displacement of the maxillary lateral incisor according to moment applications. P1, Incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

위 모두에서 인장과 압축성분이 증가되어 응력집중이 크게 나타났으며, 특히 전치부위에서 두드러지게 나타났다 (Fig 5).

설측 중심평면에서 상하악 4전치에 부여되는 모멘트의 양에 따른 치아이동 양상의 변화

설측 중심평면을 기준으로 상하악 전치부를 후방

견인하면서 전치부의 설측 경사이동을 상쇄시키기 위하여 4전치에 동시에 모멘트를 부여하면서 모멘트 증가에 따른 상하악 4전치의 치아이동 양상을 관찰해 본 결과, 상악 중절치는 280 gf-mm, 상악 측절치는 500 gf-mm, 하악 중절치는 170 gf-mm, 하악 측절치는 370 gf-mm 정도에서 치아의 설측 치체이동 양상을 보였으며 모멘트가 더 증가될수록 치관의 비조절성 순측 경사이동이 점점 더 증가하였다 (Figs 6-9).

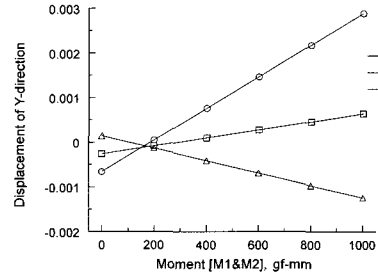
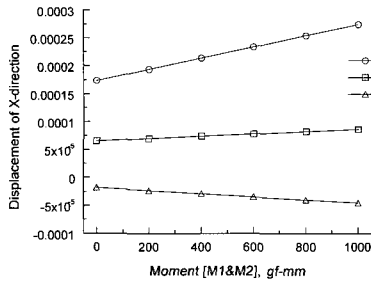


Fig 8. Displacement of the mandibular central incisor according to moment applications. P1, Incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

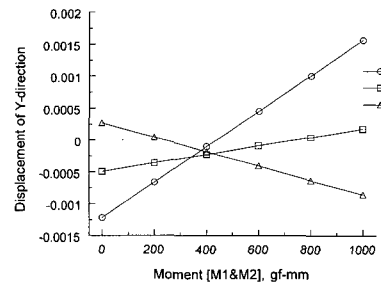
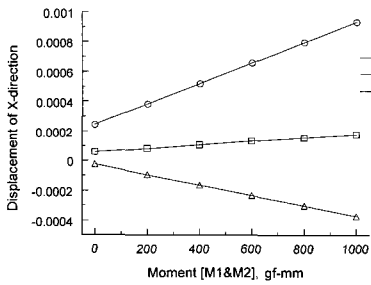
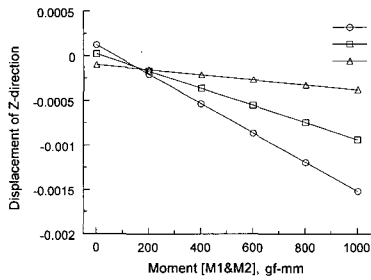


Fig 9. Displacement of the mandibular lateral incisor according to moment applications. P1, Incisal edge; P2, midpoint of tooth axis; P3, root apex.

### 고 찰

설측 교정치료는 기존의 순측 교정치료에 비해 브라켓의 위치가 치료 과정과 그 결과에 커다란 영향을 미치게 된다. 즉 브라켓이 정확한 위치에 부착되면 불필요한 교정용 호선 제작 과정들을 감소시켜 전반적인 치료과정을 단순화 시킬 수 있을 뿐만 아니라, 매 환자 내원 시 chair time을 줄이고 마무리 치료에 필

요한 시간도 감소시켜 전체적인 치료기간의 단축을 가져올 수 있다. Diamond<sup>10</sup>는 설측 브라켓 자체에 근원심각도, torque, 내외 위치가 반영되어 있고 브라켓 베이스는 평균적인 설측면 형태에 맞도록 제작되어 있으므로 브라켓이 정확한 위치에 부착되어야 고유의 3차원적인 관계를 적절히 표현할 수 있다고 하였다. 따라서 정확한 브라켓 위치는 설측 교정치료를 보다 쉽게 하고 더 나은 치료결과를 얻기 위해 필수적

인 요소이다.

최근의 설측 교정치료에서의 간접 접착술식은 진단과 치료계획에 따라 이상적인 셋업 모형을 제작하고, 그 셋업 모형 상의 적절한 위치에서 브라켓을 부착시키는 방법이 널리 사용되고 있는 추세이다. 실제 임상에서 흔히 사용되는 설측 브라켓 부착을 위한 기준평면은 주로 전치와 구치가 한 평면에 놓일 수 있는 치은쪽 1/2 ~ 2/3 부위를 사용하는 것이 대부분이다. 하지만 이때 브라켓 부착평면이 조금만 변화되더라도 실제 치아이동 양상에는 큰 변화가 발생된다. 순측 치관에서 브라켓의 수직적 위치에 따른 변이에 관한 장 등<sup>25</sup>의 연구에서도 브라켓의 수직적 위치변동에 따라 특히 상악 중절치, 측절치, 견치 및 하악 소구치와 대구치에서의 치관 경사도에서 유의성 있는 차이를 보인다고 보고하였다. 이에 본 연구는 설측 교정치료에서 브라켓 부착평면이 변화될 때 상하악 전치부에서는 어떠한 치아이동 양상이 나타나는지 알아보려고 하였다.

설측 치면의 FA point들을 지나는 설측 중심평면을 기준으로 하여 이 중심 평면과 나란하게 브라켓 부착평면을 절단면쪽으로 평행이동 시킬수록 상하악 중절치와 측절치 치관의 비조절성 설측 경사이동 및 수직적인 정출이 증가되었으며 이는 힘의 적용점이 저항중심에서 멀어져서 나타나는 결과라 생각된다. 견치 부위에서는 브라켓 평면이 절단면쪽으로 이동될수록 견치 치관의 설측 경사가 감소되고 수직적인 함입 양상을 보였으며 이는 견치 치관의 원시회전으로 인한 결과로 해석된다. 반대로 브라켓 부착평면이 치은면쪽으로 이동할수록 중절치와 측절치 치관의 설측 이동은 감소하고 치근침의 설측 이동 양상은 증가되어 점점 치체이동에 가까운 양상을 나타내었다. 이와 같이 치아이동 시 저항중심에 힘을 가했을 경우 바람직한 치체이동을 얻을 수 있겠지만 실제 임상에서 이 위치까지 브라켓 부착위치를 움직이는 것은 거의 불가능하다고 생각된다. 더군다나 구강위생 등의 이유로 설측 브라켓은 치은연에서 최소 1.5 mm 간격을 두는 것이 바람직하다고 보고되고 있다.

이와 같이 브라켓 부착평면을 수직으로 평행이동시키는 데는 많은 해부학적인 한계가 존재하기 때문에 본 연구에서는 제1대구치를 중심으로 브라켓 부착평면을 상, 하로 1° 씩 회전시켰을 때 치아이동이 어떻게 나타나는지 살펴보기로 하였다.

브라켓 부착평면을 절단면 쪽으로 회전시켰을 경우 중절치와 측절치에서는 실제 브라켓 부착평면을

절단면 쪽으로 평행이동시켰을 때와 유사한 치아이동 양상을 얻었고 견치에서는 평행이동 때와는 달리 치관의 설측 경사가 증가하는 결과를 얻었는데, 이는 평행이동 때와는 달리 힘의 적용방향이 구치부 치은면쪽으로 변화된데서 기인한 것이라 생각된다. 브라켓 평면을 치은면쪽으로 회전시킬 경우 6전치 모두에서 치관의 설측 이동 양상은 감소되고 치근침의 설측 이동 양상은 다소 증가되어 보다 치체이동에 가까워지는 이동 양상을 보여주고 있음을 알 수 있었다. 이 브라켓 부착평면의 회전을 이용한 브라켓 배열은 실제 기공과정에서 흔히 사용되는 방법 중의 하나이며 바람직한 전치부 치아이동을 위해서는 브라켓 부착평면을 평행이동시키는 것에 비해 더 효과적인 방법이라고 판단된다. 특히 구치 부위에서의 설측 치면길이가 전치부에 비해 대단히 짧을 때 유용하게 사용될 수 있다. 하지만 전후방적으로 브라켓 부착평면을 심하게 경사지게 하는 것 역시 설측 치면의 구조적 문제로 인해 한계가 있으며 또 기울여 배열한다 하더라도 이로 인한 전치부위에서의 악궁형태의 변형이나 전치부 치아들의 치근 배열이 부적절해지는 등의 문제점들을 야기할 수 있어 이 역시 제한적으로 사용되어야 하는 방법이라 판단된다.

설측 교정치료에서는 발치공간을 폐쇄할 때 심미성 등의 이유로 6전치를 한꺼번에 견인하는 것이 추천되며,<sup>26,27</sup> 이때 이용되는 술식은 sliding mechanics와 loop mechanics로 나누어 진다. Loop mechanics는 액티베이션양을 정확히 조절하여 브라켓과 호선 사이에 생길 수 있는 마찰력에 상관없이 적절한 치아이동을 도모할 수 있으나, 호선 제작에 시간이 많이 걸리고 환자가 느끼는 불편감이 대단히 커지고 치료 진행에 따라 부가적인 호선 제작이 필요한 경우가 많은 반면, sliding mechanics는 비교적 치료를 단순화시킬 수 있고 환자의 불편감이 상대적으로 적다는 점에서 널리 사용되고 있는 공간 폐쇄 방법이다.

본 연구에서는 보다 보편적으로 쉽게 사용할 수 있는 sliding mechanics를 선택하여 설측 중심평면에 브라켓을 부착한 후에 힘의 적용점의 위치를 변화시켜 바람직한 치아이동을 얻을 수는 없는지 알아보고자 견치 부위에 hook을 부착하고 길이를 변화시키면서 견인을 시행하였을 때 전치부 치아들의 이동 양상에 대해 조사하였다.

견치 브라켓 위치에서 hook을 내렸을 때 hook의 길이가 길어질수록 중절치에서는 근원심 변위는 크게 나타나지 않았고 측절치에서는 치관의 근심이동

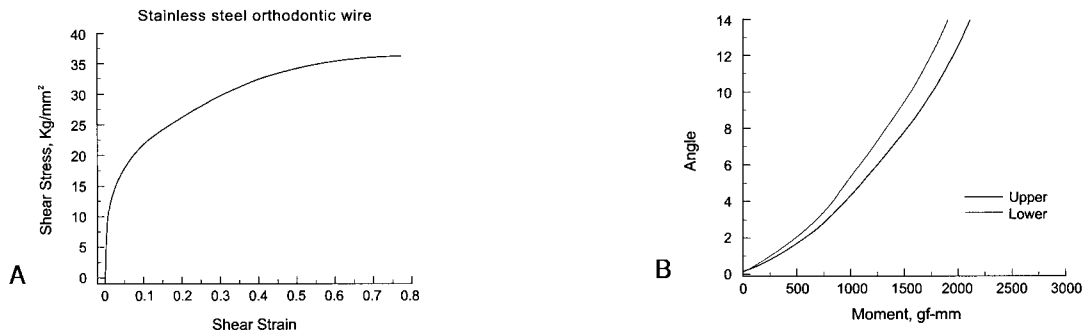


Fig 10. A, Shear strain-shear stress curve of stainless steel wire; B, moment - angle curve for torquing maxillary and mandibular anterior teeth.

양이 급격히 증가되었고, 중절치와 측절치 모두 치관의 조절성 설측 경사이동 및 정출 양상을 보였으며 견치에서는 치관의 급격한 근심 경사 및 치근침의 설측 경사이동 및 치관의 순측 경사이동이 증가되는 양상을 보였다. 하지만 직접 힘을 가하게 되는 견치부위에서의 순측 변이 및 회전 양상이 심하게 일어나 주어지는 힘의 크기 및 힘의 적용방향 등에 대한 연구가 더 필요하리라 생각되었다.

이상의 여러 가지 연구들을 토대로 실제로 우리가 원하는 전치부에서의 적절한 치아이동을 얻기 위해서는 가능한 브라켓 부착평면이 저항 중심에 근접해야 하고 힘의 적용점 역시 저항중심을 통과할 수 있도록 설계되어야 함을 알 수 있었다. 하지만 구강 내에서는 이러한 여러 가지 조건들을 충족시킬 수 없기 때문에 실제 배열 가능한 평면상에서 치아의 설측 경사 양상을 보상하기 위한 모멘트를 부여하는 방법을 고안해 보았다. 상악 4절치 후방견인 시 나타나는 현상에 관한 천 등<sup>12</sup>의 연구에서는 순측 교정치료에서 loop mechanics를 이용하여 절치의 후방견인을 시행할 때, 절치부에 치근 설측 토크를 부여함으로써 중절치 치관의 순측 경사이동을 증가시키고 측절치 치관의 설측 경사이동을 감소시켜 순설측 경사를 개선시키는 효과를 얻었으나, 그 반작용으로 견치의 설측 경사이동이 크게 증가했으며, 중절치의 근심 순측 회전과 견치의 근심 설측 회전이 크게 증가하여 바람직하지 못한 효과가 더욱 크게 나타났다고 보고한 바 있다.

본 연구에서 상악 4전치에 동시에 모멘트를 부여하고 이를 증가시켜 본 결과 상악 중절치에서는 280 gf-mm, 상악 측절치에서는 500 gf-mm, 하악 중절치에서는 170 gf-mm, 하악 측절치에서는 370 gf-mm를 부여했을 때 각각의 치아에서 설측 치체이동 양상을

보였으며, 각각 그 이상의 모멘트를 부여할 경우 오히려 치관의 순측 경사이동이 증가되는 양상을 보였다.

바람직한 치아이동을 위한 모멘트를 부여하기 위해서는 브라켓에 삽입되는 호선에 토크를 부여하는 방법과 셋업 모형 상에서 미리 치아의 각도를 변화시켜 부착되는 브라켓에 토크를 부여하는 방법을 생각해 볼 수 있다. 하지만 호선에 토크를 부여하는 방법은 설측에서의 짧은 브라켓간 거리때문에 실제 임상에서 적용하기 힘든 방법이므로, 셋업 모형 상에서 치아각도를 변화시키는 방법이 더 바람직할 것으로 생각된다. Kyung 등<sup>9</sup>의 연구에서도 셋업 모형을 만들때 보통 상악 절치에 5-10°의 토크를 더 부여하여 height, angulation, inclination에서 모두 overcorrection되도록 제작하는 것이 바람직하다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 상악 전치부에서의 이상적인 치체이동을 유발할 수 있는 모멘트를 측정 한 후 이를 개개 치아의 회전각도로 환산해보고자 하였다. 즉 모멘트를 M, wire 중심에서 wire 단면 끝까지의 거리를 R로 하고 회전 모멘트를 J라 했을때 전단응력 (shear stress)  $\tau$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\tau = \frac{MR}{L}$$

또한 브라켓 중심으로부터 다음 브라켓까지의 거리를 L로 했을 때 전단 변형률 (shear strain)  $\gamma$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\gamma = \frac{R \sin \theta}{L} \approx \frac{R \theta}{L}$$

그리고 스테인레스 스틸 와이어에서의 전단응력과 전단 변형률은 아래 (Fig 10, A)와 같은 그래프로 나타낼 수 있다. 이때 wire를 .018" x .025" 스테인레스 스틸로 가정하면 R = 0.025"/2 이며 L은 상악에서 약

7 mm, 하악에서 약 5 mm로 가정할 때 회전 각도  $\theta$ 는 다음과 같이 나타내어 질 수 있다.

$$\theta = \frac{L\gamma}{R}$$

이를 그래프로 나타내면 다음과 같다 (Fig 10, B).

상악 4전치의 치체이동을 위한 모멘트 합이 1360 gf-mm, 하악 4전치의 합이 1080 gf-mm이므로 이를 각도로 환산하면 상악에서 약 7.5°, 하악에서 6.0°의 각도를 얻을 수 있었으며, 이러한 각도를 셋업 모형 제작 시 상하악 전치부 치아배열 시 원래의 순설측 경사에 부가하여 반영시킬 경우 원하는 모멘트를 발생시켜 적절한 치체이동을 얻을 수 있을 것으로 판단되었다. 하지만 셋업 모형 상에서 치아의 각도를 변화시킬 경우 인접치에 어떠한 영향이 있는지, 또 실제 치아이동에서 우리가 원하는 치체이동이 일어나는지 등에 대해서는 아직 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

이상의 연구를 살펴본 바 실제 설측 교정치료에서 전치부 치아이동 양상을 결정하는데 브라켓 부착평면이 얼마나 중요한 역할을 차지하는지를 다시 한 번 확인할 수 있었다.<sup>28</sup> 하지만 이상적인 치아이동을 위한 브라켓 부착평면은 실제 임상에서 존재하기 어려운 위치이며, 이를 보상하기 위한 브라켓 부착평면의 회전 역시 아직은 많은 제한점을 가지고 있는 것으로 사료된다.

실제 임상에서 적용할 수 있는 힘의 적용점의 위치나 모멘트의 부가 등으로 나름대로의 바람직한 치아이동 양상을 얻을 수 있었지만 이 역시도 개개 치아의 순설측 두께나, 치관 길이, 설측 치관의 경사도, 치근의 길이나 형태, 치근막과 치조골 등의 조직학적 특성 그리고 실제 브라켓 부착 시의 레진 베이스의 두께나 술자에 따른 기술적 오차 등에 따라 차이가 날 수 있으리라 생각된다. 이에 아직은 더 많은 임상경험과 기술이 축적되고 다양한 분야에서의 많은 연구가 시행되어야 하리라 판단되며 이러한 연구들을 토대로 새로운 설측 장치의 개발도 이루어져서 보다 쉽고 간편하게 바람직한 치아이동을 일으킬 수 있는 치료 체계가 개발되어야 할 것으로 생각된다.

## 결 론

설측 교정치료에서 실제 브라켓이 부착되는 평면에 따라 치아이동이 어떻게 변화되어 나타나는지 알아보고, 전치부 치체이동을 위해 힘의 적용점을 어디

에 두어야 하는지, 그리고 전치부에 어느 정도의 모멘트를 부여하면 바람직한 전치부 치아이동을 얻을 수 있는지 알아보려고 3차원 유한요소법을 이용하여 치아 변위 및 응력분포를 비교분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상하악 모두 브라켓 부착평면이 절단면쪽으로 평행이동한 경우 중절치와 측절치 치관의 비조절성 설측 경사이동 및 정출이 증가하였고, 상하악 견치에서는 치관의 설측 이동이 감소되고 수직적인 함입이 증가되었다. 브라켓 부착 평면이 치은면쪽으로 이동할 경우에는 위와 반대되는 치아이동 양상을 보였다.
2. 상악 제1대구치 설측 FA point를 중심으로 브라켓 부착평면을 절단면쪽으로 경사지게 이동한 경우 중절치, 측절치 그리고 견치 모두에서 설측 경사이동이 증가되었고, 절치에서는 정출이 견치에서는 함입이 나타났다. 브라켓 부착평면이 치은면쪽으로 경사지게 이동할 경우 위와 반대되는 치아이동 양상을 보였다.
3. Hook이 견치 브라켓에 위치한 경우 hook의 길이가 길어질수록 중절치의 조절성 설측 경사이동과, 측절치 치관의 근심이동이 증가되고 중절치와 측절치 모두에서 정출을 보였다. 견치에서는 치관의 근심이동 및 순측 이동이 크게 증가되었다.
4. 설측 중심평면에 브라켓을 부착한 상태에서 전치부 후방전인 시, 상악 중절치에서는 280 gf-mm, 상악 측절치에서는 500 gf-mm, 하악 중절치에서는 170 gf-mm, 하악 측절치에서는 370 gf-mm의 모멘트가 부여될 때 각각 설측 방향으로의 치체이동 양상을 보였으며, 그 이상의 모멘트를 가할 경우 치관의 비조절성 순측 경사이동이 크게 증가하는 것으로 나타났다.

## 참 고 문 헌

1. Fujita K. New orthodontic treatment with lingual bracket mushroom arch wire appliance. Am J Orthod 1979;76:657-75.
2. Fujita K. Multilingual bracket and mushroom archwire technique. Am J Orthod 1982;82:120-40.
3. Kurz C, Swartz MI, Anreiko C. Lingual orthodontics: A status report. Part 2. Research and development. J Clin Orthod 1982;16:735-40.
4. 경희문. Set-up 모형을 이용한 간접접착술식. 대치협회지 1989;27:73-82.
5. Hong RK, Soh BC. Customized indirect bonding method for lingual orthodontics. J Clin Orthod 1996;30:650-2.
6. Hiro T, Takemoto K. Resin core indirect bonding system - improvement of lingual orthodontic treatment. Orthod Waves 1998;57:83-91.

7. Kim TW, Bae GS, Cho JH. New indirect bonding method for lingual orthodontics. *J Clin Orthod* 2000;34:348-50.
8. Hong RK, Kim YH, Park JY. A new customized lingual indirect bonding system. *J Clin Orthod* 2000;34:456-60.
9. Kyung HM, Park HS, Sung JH. The mushroom bracket positioner. *J Clin Orthod* 2002;36:320-8.
10. Diamond M. Critical aspects of lingual bracket placement. *J Clin Orthod* 1983;17:688-91.
11. 신수정, 장영일. 상악 치열의 치군 후방이동에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1998;28:563-80.
12. 천옥진, 김태우, 서정훈. 상악 4절치 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석. *대치교정지* 1995;25:525-41.
13. 황치일, 서정훈. 상악 호선에 torque부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1994;24:479-508.
14. 이해경, 정규림. 상악 6전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대치교정지* 2001;31:425-38.
15. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensation curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:441-50.
16. 박춘근, 양원식. 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1997;27:259-72.
17. 조정현, 이기수, 박영국. 상악 제1대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석. *대치교정지* 1993;23:263-73.
18. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. Philadelphia: WB Saunders; 1965. p. 135-54, 172-84.
19. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. *JADA* 1937;24:1260-70.
20. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
21. 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.
22. Andrews LF. The six keys to optimal occlusion. In: Straight wire, the concept and appliance. San Diego: LA Wells; 1989. p. 13-24.
23. Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1990;24:251-60.
24. McLaughlin RP, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1991;25:687-96.
25. 장연주, 김태우, 유관희. 브라켓의 수직적 위치변동에 따른 치관경사도 변화에 관한 연구. *대치교정지* 2002;32:401-11.
26. 홍윤기. 설측교정: 머슈룸 아치와이어 테크닉과 설측브라켓. 서울: 지성출판사; 2000. p. 58-69.
27. Alexander CM, Alexander RG, Gorman JC, Hilgers JJ, Kurz C, Scholz RP, et al. Lingual orthodontics: a status report. Part 5 Lingual Mechanotherapy. *J Clin Orthod* 1983;17:99-115.
28. 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.

- ORIGINAL ARTICLE -

## Three-dimensional finite element analysis of the bracket positioning plane in lingual orthodontics

Sun-Hwa Kim, DDS, MSD,<sup>a</sup> Soo-Byung Park, DDS, MSD, PhD,<sup>b</sup> Hoon-Chul Yang, MSD, PhD<sup>c</sup>

This study was performed to investigate the location of the ideal bracket positioning plane in lingual orthodontics using the three-dimensional finite element method. Displacement of the anterior teeth were evaluated according to the vertical and the angular movements of the bracket positioning plane. To achieve the ideal movement of anterior teeth in the lingual central plane, the location of the force application point and the amount of the moment applied to the four incisors were evaluated. As the bracket positioning plane was moved parallel toward the incisal edge, uncontrolled tipping and extrusion of the maxillary and the mandibular incisors were increased. But lingual tipping of the crown was decreased in the maxillary and the mandibular canines. As the bracket positioning plane was inclined toward the incisal edge, lingual tipping was increased in the 6 anterior teeth and extrusion of incisors and intrusion of the canine was also increased. As the retraction hook of the canine bracket was elongated, lingual tipping and extrusion of the central incisor and mesial movement and extrusion of the lateral incisor were increased. In the canine, mesial and labial movements of the crown were increased. When the moment was applied to the 4 incisors of the maxillary and the mandibular arch in the lingual central plane, 280 gf-mm in the maxillary central incisor, 500 gf-mm in the maxillary lateral incisor, 170 gf-mm in the mandibular central incisor and 370 gf-mm in the mandibular lateral incisor produced bodily movement of the individual tooth.

Korean J Orthod 2006;36(1):30-44

✉ **Key words:** Lingual orthodontics, Bracket position, Anterior retraction, Three-dimensional finite element analysis

<sup>a</sup> Graduate Student, <sup>b</sup> Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

<sup>c</sup> Researcher, Department of Mechanical Engineering, Pohang University of Science and Technology

Corresponding author: Sun-Hwa Kim

Sun Orthodontic Clinic, 406-17, Yangjung-2-Dong, Busanjin-Gu, Busan 614-052, Korea

+82 51 868 8528

sunortho@hanmail.net

Received August 10, 2004; Last Revision May 2, 2005; Accepted May 4, 2005