

# 상악 중절치 후방 이동시의 이동양상에 관한 유한요소법적 연구

연세대학교 치과대학 교정학교실

장재완 · 손병화

## I. 서 론

구강내에서 치아는 여러가지 복합적인 힘들의 평형 상태 하에서 그 위치를 그대로 유지할 수 있으며 이때 관계되는 요소로는 Musculature와 Occlusion이 대표적이다. 치아의 치관 부위에 일정기간 동안 가해지는 교정력에 의한 치아의 이동은 치관부위에 가해진 교정력이 치근을 통하여 그 주위 조직에 전달된 후 그 주위 조직에서의 세포반응으로 인해 발생되는데 결국 이러한 과정은 교정력에 의하여 나타나는 치아 주위 조직에서의 응력과 깊은 관계가 있다.

치아의 치관 부위에 교정력이 가해졌을때 그 주위 조직에서의 반응으로 compression side에서는 골의 흡수가 일어나고, 반면에 tension side에서는 골이 침착되어 치아를 새로운 위치로 이동시키게 된다. 결국 compression side와 tension side의 위치 및 범위가 치아의 이동 양상과 밀접한 관계를 지니고 있는데 이는 대부분의 생체 반응과 마찬가지로 이와 관계된 요인들 즉 치관의 크기 및 형태, 치근의 크기 및 형태, 치조골의 상태, 치아·치근막·치조골 등의 개개인의 조직학적 특성, 환자의 연령, 치주질환의 정도, 환경의 변화에 적응하는 개개인의 생체 반응 등에 따라 많은 차이가 존

재하게 되며 직접적으로는 교정력의 크기 (Magnitude) · 방향(Direction) · 기간(Duration), 작용점의 위치 등이 관계된다. 따라서 치관 부위의 일정 지점에 Force와 Moment가 동시에 작용할 때 그 비율에 따라 periodontal ligament에 나타나는 응력의 분포가 변화하게 되며 이를 알아냄으로써 치아의 이동 양상을 예측할 수 있다.

본 연구는 상악 중절치와 그 주위 조직의 해부학적 형태 및 생체 역학적 특성을 컴퓨터상에서 재현하여 중절치의 치관부위에 가해지는 Force와 Moment의 변화에 따라 치근막에 나타나는 응력의 분포를 유한요소법으로 분석하여 중절치의 이동 양상을 예측하고, 이와 함께 상악 중절치의 후방 이동시에 사용되는 loop의 activation시 나타나는 Force와 Moment의 양을 유한요소법으로 분석한 후 이 두가지를 연계하여 임상에서의 치료에 다소의 도움이 되는 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### A. 연구 재료

(1) 치아-치조골-치근막 모델 제작  
상악 우측 중절치의 크기와 형태는

Wheeler<sup>62)</sup>의 평균치를 참고하여 재현하였다 (Table 1 참조). 이와 같이 재현된 상악 우측 중절치의 치근면 상에 나타나는 응력의 분포를 유한요소법적으로 분석하기 위하여 그 치근면을 112개의 요소(Element)들로 분할하여 각 요소에 나타나는 응력의 크기를 산출하였다 (Fig. 1 참조).

치아는 법랑질, 상아질, 치수강 및 백아질로 구성되어 있으며 치조골도 역시 해면골과 치밀골의 두 종류의 골질로 이루어져 있다. 그러나 본 연구에서는 교정력이라는 약함 힘을 가했을 때 나타나는 치아의 이동양상을 알아보고자 하였으므로 치아, 치조골, 치근막을 등방, 등질의 선형탄성체라고 가정하였으며 구성재료의 재료정수인 Young's Modulus(E)와 Poisson's ratio( $\nu$ )는 Wright<sup>63)</sup>등의 설을 참고하여 사용하였다(Table 2 참조).

치근막의 두께는 그 부위에 따라서도 차이가 있고 개개인의 차이가 역시 존재하나 본 연구에서는 Coolidge<sup>12)</sup>, Kronfeld<sup>36)</sup>, Jan Lindhe<sup>32)</sup>등의 주장을 검토한 결과 0.25mm로 정하여 모델화 하였다.

(2) wire 모델 제작

상악 우측 중절치의 후방 이동을 위해서 사용된 Elgiloy wire의 단면은 0.016×0.022(단위 inch)이고 wire의 Young's modulus(E)는 21400kg/mm<sup>2</sup>이었으며 Poisson's ratio( $\nu$ )는 0.30이었다. wire모델은 유한요소법의 Beam 요소로 분할하였다.

악궁의 형태는 Angle<sup>2)</sup>, Chuck<sup>10)</sup>, Currier<sup>13)</sup>, Engel<sup>16)</sup>, Hawley<sup>25)</sup>, Izard<sup>31)</sup>, Lasher<sup>38)</sup>, Stanton<sup>56)</sup>, Sved<sup>58)</sup>, Wheeler<sup>62)</sup>등 여러 학자들에 의해서 연구되어 왔는데, 본 연구에서는 Bonwill-Hawley chart를 이용하여 그림과 같은 ideal arch wire의 모델을 제작하였고(Fig. 2 참조), 폭이 3.5mm되는 bracket이 두 상악 중절치의 중앙에 각기 위치한다는 가정하에 임상에서 사용되는 여러가지 형태의 loop중에서 그림과 같은 네가지 형태의 loop를 사용하여 모델화 하였다(Fig. 3 참조).

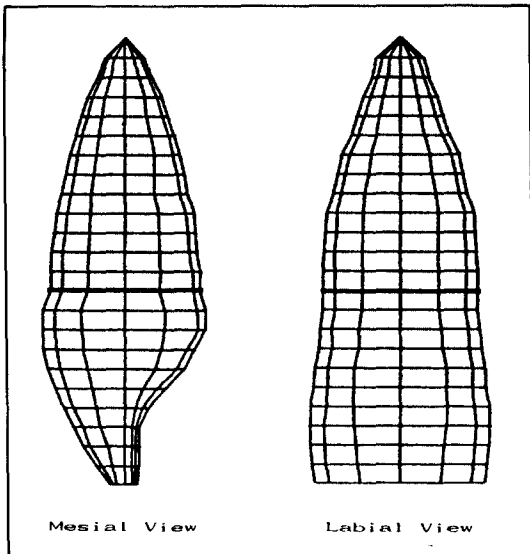


Fig. 1. Finite Element Model of Maxillary Central Incisor

Table 1. Dimension of Maxillary Central Incisor (unit: mm)

Cervico-Incisal Length of Crown	10.5
Length of Root	13.0
Mesio-Distal Diameter of Crown	8.5
Mesio-Distal Diameter of Crown at Cervix	7.0
Labio-Lingual Diameter of Crown	7.0
Labio-Lingual Diameter of Crown at Cervix	6.0
Curvature of Cervical Line - Mesial	3.5
Curvature of Cervical Line - Distal	2.5

Table 2. Mechanical Properties of Each Material

	Young's Modulus E (Kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio $\nu$
Tooth	1500	0.30
Bone	100	0.30
Periodontal Ligament	0.4	0.49

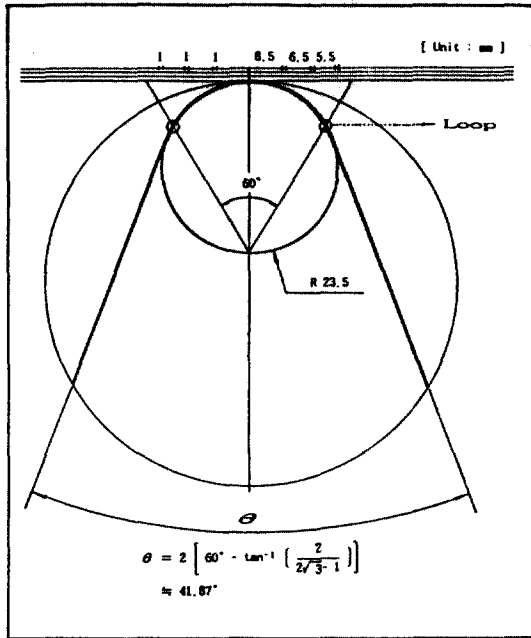


Fig. 2. Dimension of Arch wire

## B. 연구 방법

(1) 상악 우측 중절치에 가해지는 교정력의 위치는 절단면 끝으로부터 치근방향으로 5mm 지점으로 정하였으며, 측면에서 보았을 때 교합 평면과 치아 장축이 이루는 각도를 55°, 치조골과 치근막 위치는 CEJ(Cemento Enamel Junction) 직하방이라는 가정하에 교합 평면에 평행한 100gm중의 교정력이 치관부위에 가해질 경우 Moment의 크기를 변화시켜 가면서 이때 나타나는 치근막에서의 응력의 분포를 산출하고 이때 Moment/Force 비율에 따라 변화하는 회전중심(Center of Rotation)의 위치를 알아낸다(Fig. 4 참조).

(2) 다른 조건은 (1)과 동일하게 하고 단지 치조골과 치근막의 위치가 CEJ 직하방으로부터 하방 5mm까지 변화될 때 상악 우측 중절치의 이동양상에 따른 Moment/Force의 비율

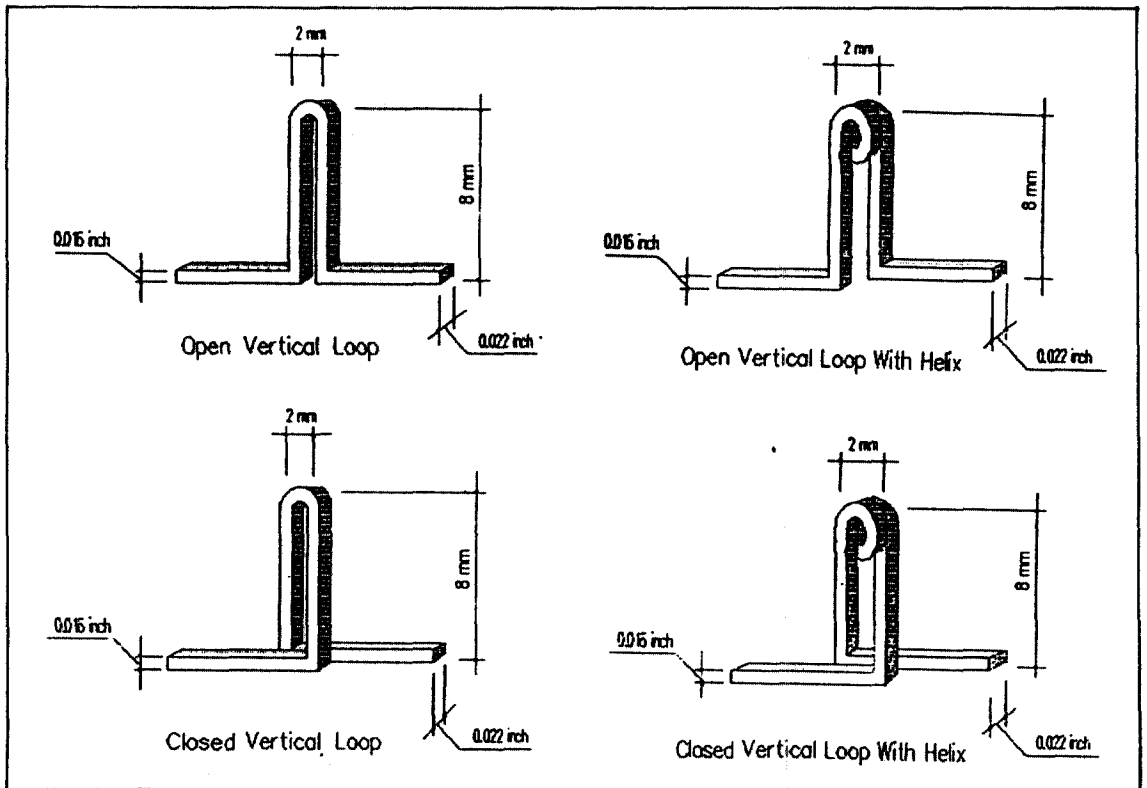


Fig. 3. Anterior Retraction Springs





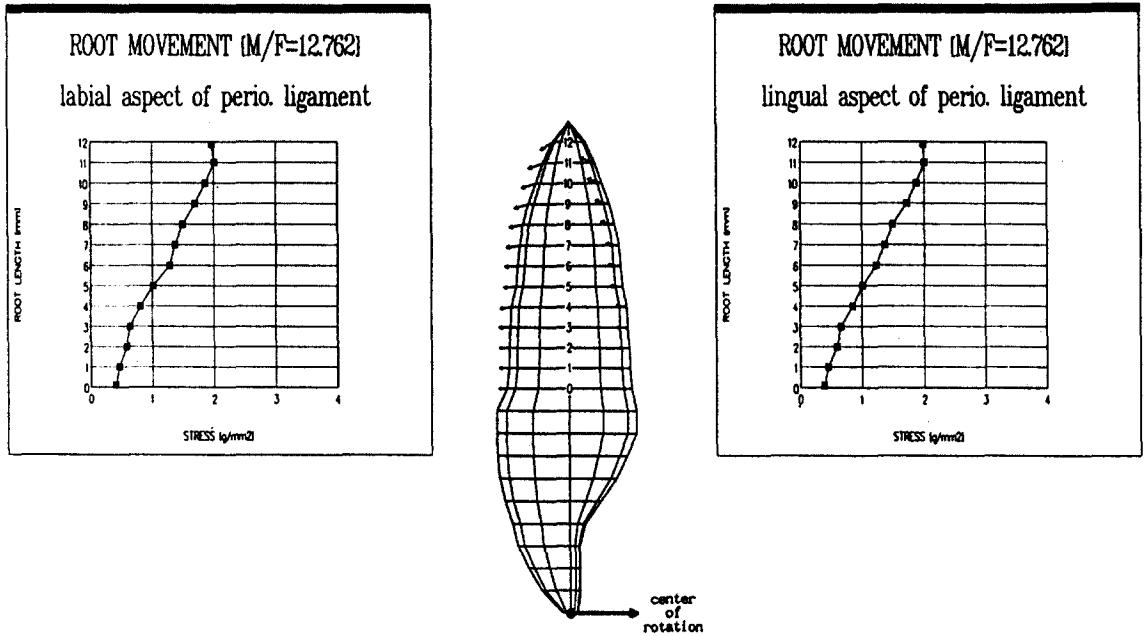


Fig. 7. Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during root movement of maxillary central incisor by Method 1.

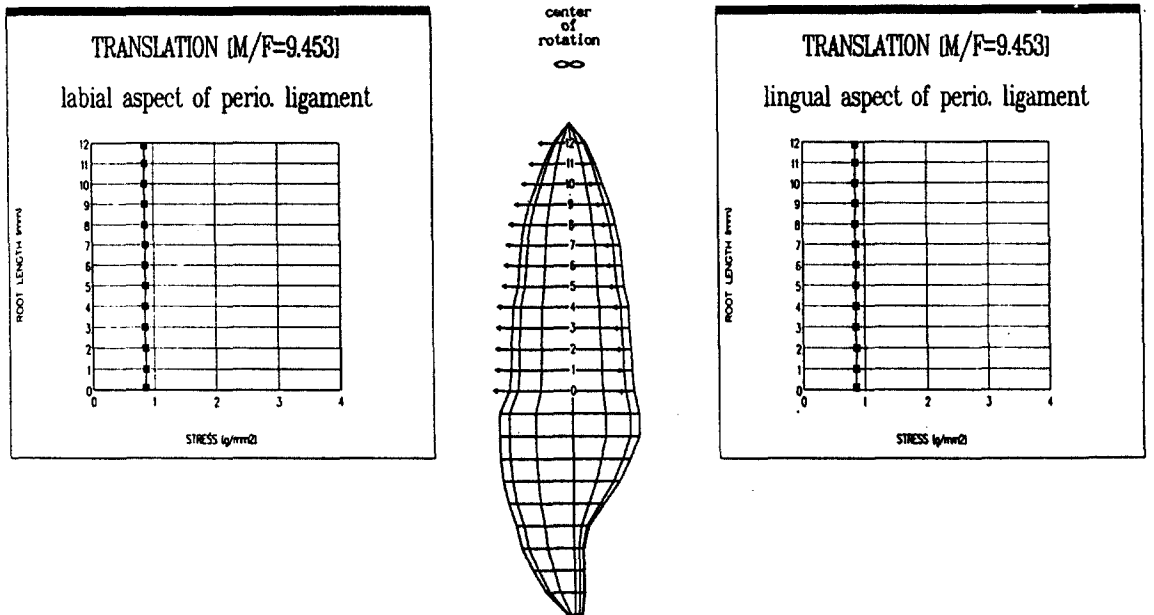
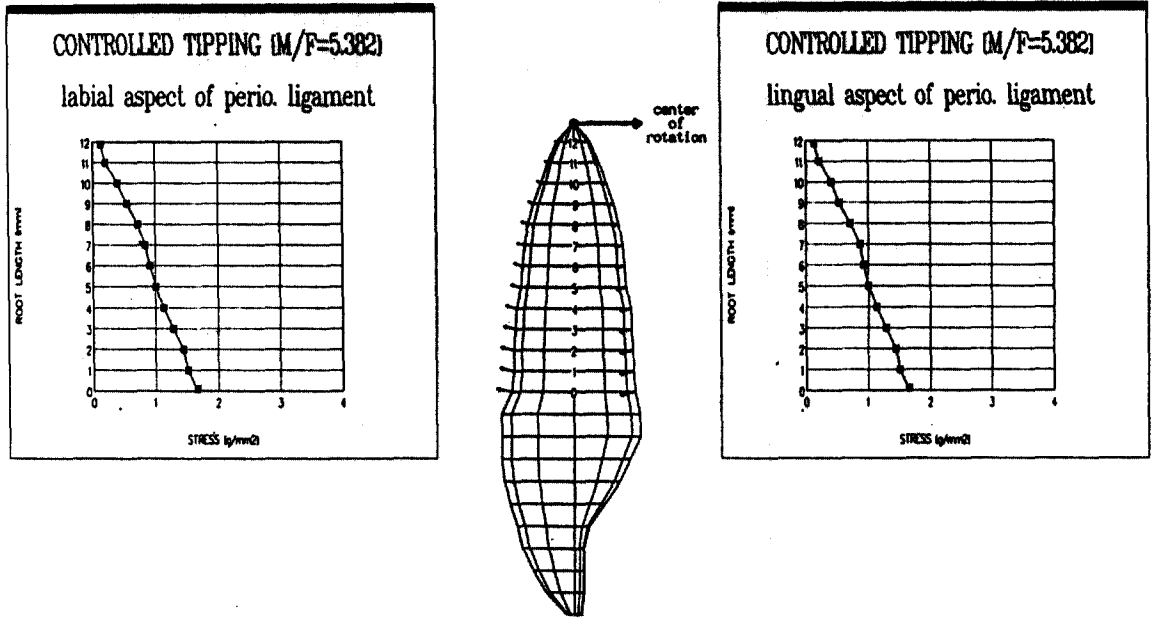
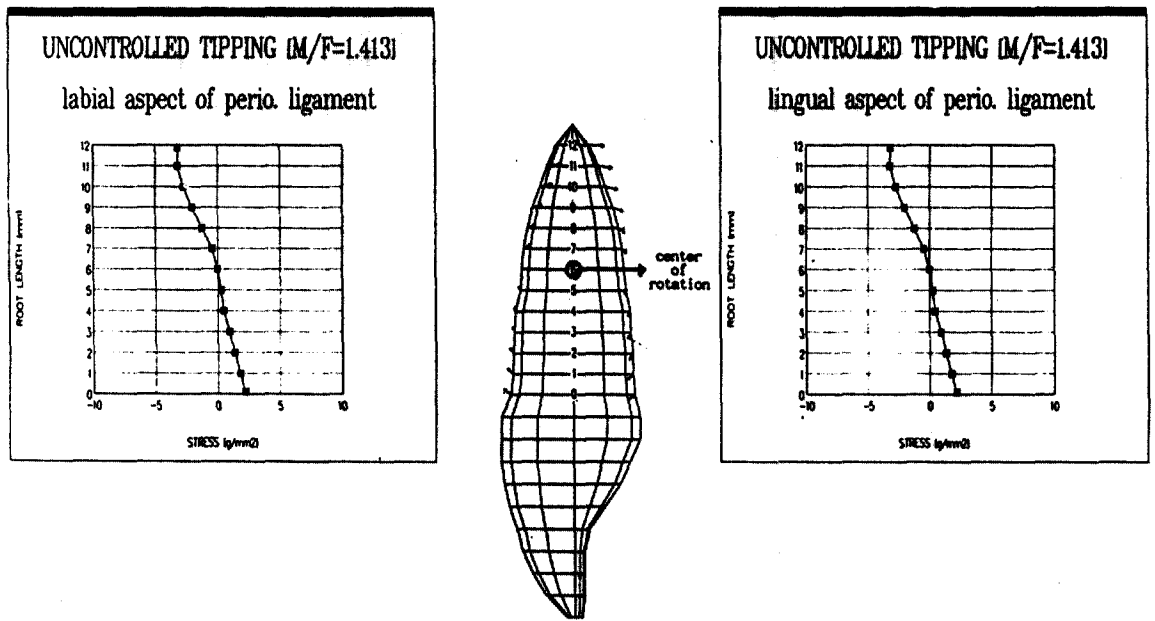


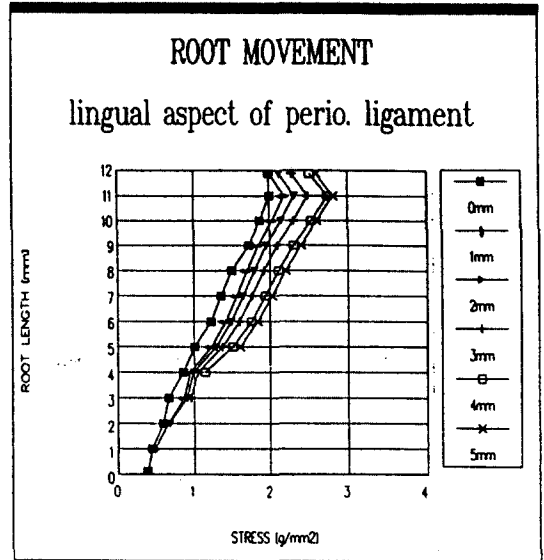
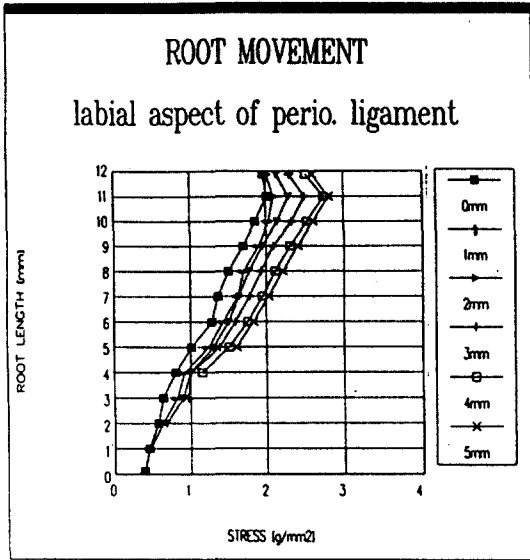
Fig. 8. Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during translation of maxillary central incisor by Method 1.



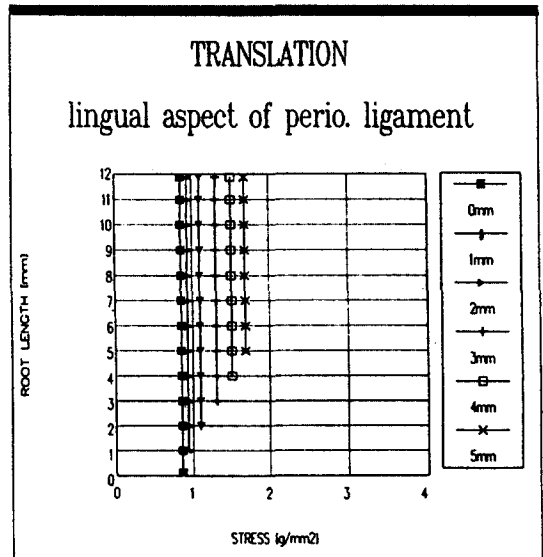
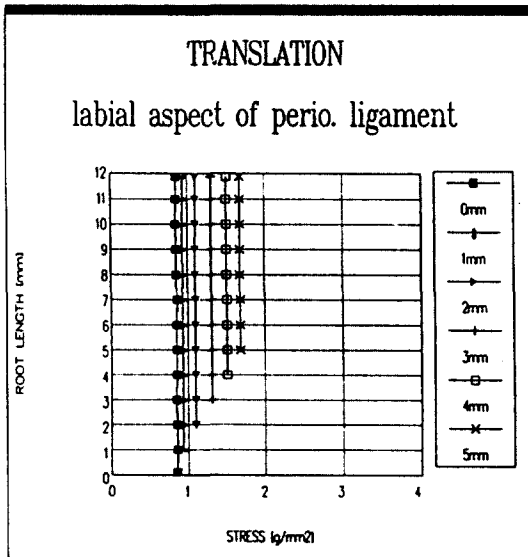
**Fig. 9.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during controlled tipping of maxillary central incisor by Method 1.



**Fig. 10.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during uncontrolled tipping of maxillary central incisor by Method 1.

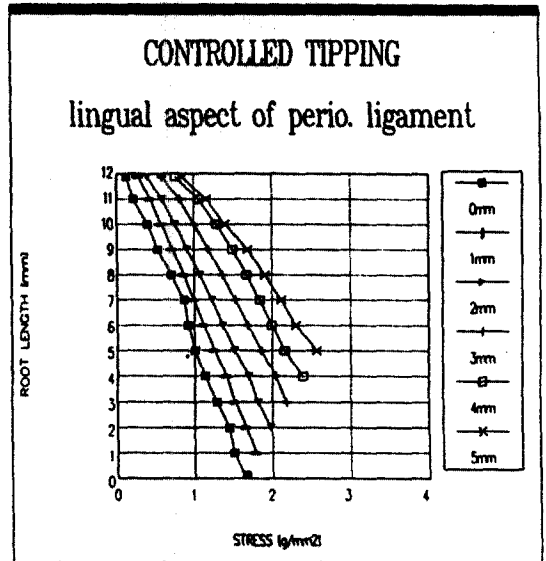
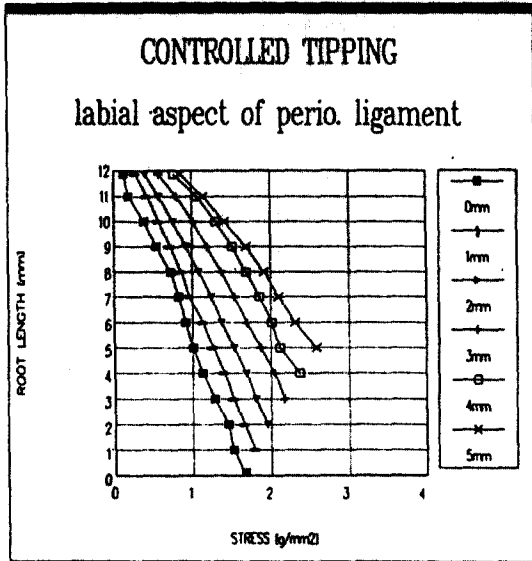


**Fig. 11.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during root movement of maxillary central incisor by Method 2.

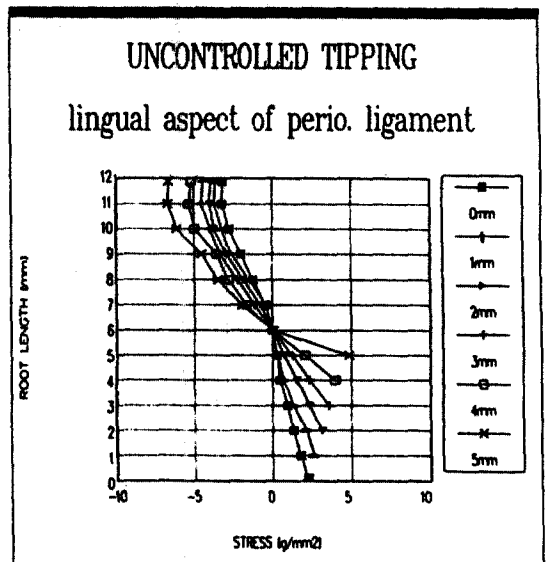
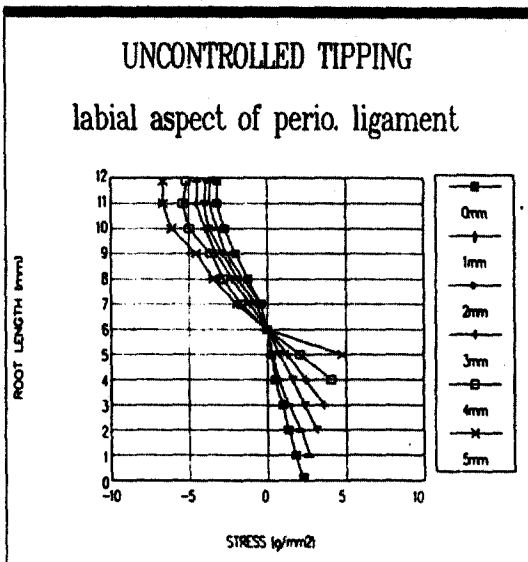


**Fig. 12.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during translation of maxillary central incisor by Method 2.





**Fig. 13.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during controlled tipping of maxillary central incisor by Method 2.



**Fig. 14.** Maximum stress on labial and lingual aspect of periodontal ligament during uncontrolled tipping of maxillary central incisor by Method 2.

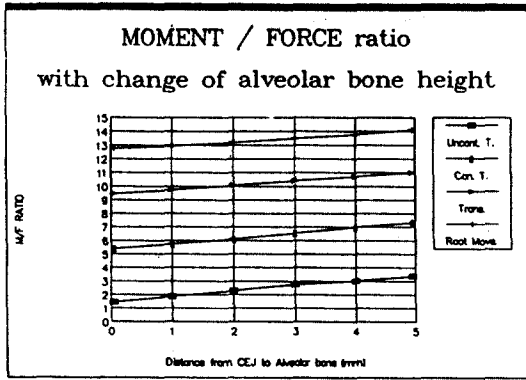


Fig. 15. Moment/Force ratio according to alveolar bone level (0mm-5mm) by Method 2.

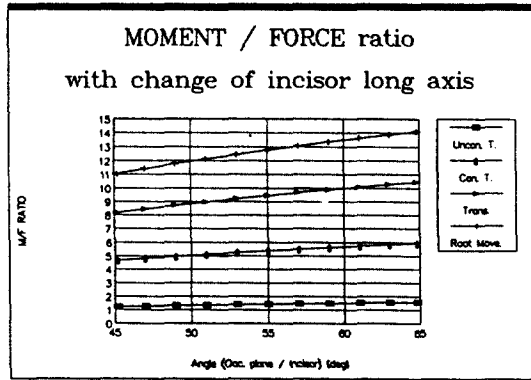


Fig. 16. Moment/Force ratio according to occlusal plane to incisor angle by Method 3.

M/F ratio가 점차 커지는 양상을 보였다(Fig. 16 참조).

4가지 형태의 loop가 각각 0.5mm만큼 activation 되었을 때 중절치에 가해지는 Force의 크기와 이때 wire의 비틀림 각도에 따라 중절치에 가해지는 Moment의 크기는 open loop가 closed loop에 비해서 크게 나타났고, helix를 사용한 경우가 helix를 사용하지 않았을 때에 비해서 더 작은 값을 나타냈다. 그러나 위의 결과로부터 산출한 M/F ratio는 helix를 사용한 경우가 helix를 사용하지 않은 경우에 비해서 더 크게 나타났다(Fig. 17, 18, 19 참조).

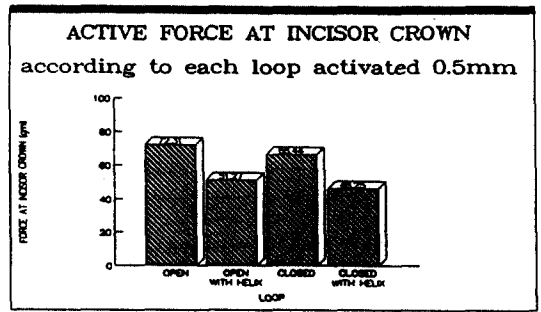


Fig. 17. Active Force of each wire on maxillary central incisor when its loops are activated by 0.5mm

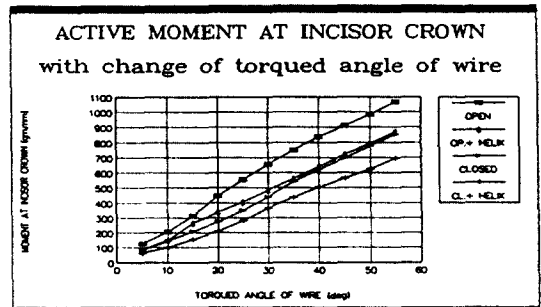


Fig. 18. Active Moment of each wire of maxillary central incisor when wire is torqued

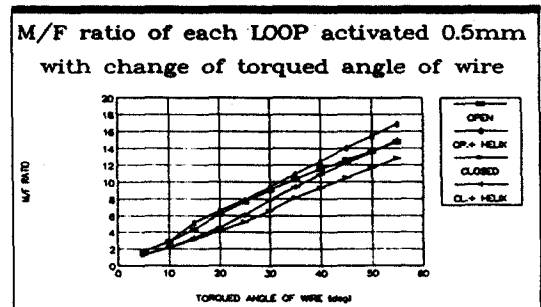


Fig. 19. Moment/Force ratio of each wire on maxillary central incisor when its loops are activated by 0.5mm and wire is torqued

#### IV. 총괄 및 고찰

본 연구에 있어서 치아의 이동 양상을 예측하는 기본적인 원칙은 치아가 힘을 받았을 때 periodontal space내에서 일어나는 이동, 즉

초기 이동(initial movement)를 연구한다는 것이며 이는 compression side에서는 골의 흡수가 일어나고 tension side에서는 골의 침착이 일어난다고 하는 생체반응, 즉 이차적인 이동(secondary movement)과는 구별이 되어야 한다. 그러나 실질적으로 초기 이동과 이차적인 이동이 완전히 분리되어 일어나는 별개의 과정이라고 생각할 수 없으며 단지 개개인의 생체반응의 차이에 의해서 초기 이동과 이차적인 이동의 상관관계가 클수도 혹은 작을수도 있을 것이다. 그러므로 치아에 Force와 Moment가 가해졌을 때 치근막 주변의 Stress를 유한요소법을 이용하여 분석한 본 연구는 직접적으로는 치아의 초기 이동 양상을 연구하지만 궁극적으로는 그 후에 일어날 이차적인 이동을 추측하는데 도움이 될 것이다.

과거에 치아의 치관 부위에 가해진 교정력에 의한 그 주위 조직의 반응에 관한 연구는 주로 조직학적인 연구에 의해서 이루어져서 1954년에 Muhlemann<sup>45,46,47,48,49,50</sup>은 치관 부위에 작용된 힘이 그 주위 조직에 어떤 반응을 일으키는지를 알아내기 위해 생체 반응을 조직학적으로 연구하였으며, 이때 Muhlemann은 협설측으로의 치관의 이동을 연구하였는데 그 후 1960년에 Parfitt<sup>52,53</sup>은 치관의 협설측 및 치아 장축 방향으로의 이동에 관하여 연구하였다. 또한 1971년에 Fortin<sup>19</sup>은 치아의 치관 부위에 적절한 비율의 Force와 Moment가 작용될 때 치조골에 균일한 분포의 골의 흡수가 일어난다는 것을 보고함으로써 생역학적 개념의 타당성을 조직학적으로 밝힌 바 있다.

Periodontium의 응력을 분석하기 위해서 공학의 이론이 도입된 것은 1917년 Fish<sup>16</sup>가 그 중요성을 강조하면서 시작되어 그 후 1963년 Haack<sup>21,22</sup>은 이차원적 Model을 사용하여 힘의 분포를 연구하였고, 1965년 Geigel<sup>20</sup>은 삼차원적 Model을 사용하였다. 1971년 Davidian<sup>14</sup>은 컴퓨터 Model을 사용하여 상악 중절치의 치근 부위에 가해지는 힘의 분포를 연구하였고, 1981년 Hocesvar<sup>28</sup>는 치아의 이동을 계획하고 조절하기 위한 교정력 System에 대해 발표하기도 하였다.

여기서 잠시 치의학 분야에서 활용될 수 있는 몇가지 응력 분석 방법들을 살펴보면 다음과 같다. 첫번째로 Weijs와 Dejongh<sup>61</sup>, Hata<sup>24</sup>등이 연구 보고한 바 있는 장력계측법(Electrical resistance strain gage method)은 gauge가 부착된 부위의 응력의 크기와 변위는 정확히 알수 있으나 넓은 표면을 상대로 하는 경우에는 연속적인 세부 계측을 하기란 매우 어렵고, 주변 조건의 변경은 비교적 용이하지만 이 경우 응력 및 변위 계측 장치가 많아지므로 조작이 어렵게 되고 많은 시간과 노력이 요하게 되는 단점이 있다.

두번째로 Kragt<sup>35</sup>, 강<sup>64</sup>, 이<sup>69</sup>등이 연구 보고한 바 있는 Holography법은 물체의 전체적인 변형이 한장의 사진을 통해서 나타나고 힘에 대한 반응을 3차원적으로 기록할 수 있으나, 파동 및 공기의 흔들림이 없어야 오차가 감소될 수 있고 레이저를 방출할 수 있는 장치가 부착된 카메라를 사용해야 하므로 조작이 어려운 문제가 있다.

세번째로 Caputo<sup>7</sup>, Kawagoe<sup>33</sup>, 윤<sup>67</sup>등이 연구 보고한 바 있는 광탄성법(Photoelasticity method)은 물체내부의 응력분산을 계측하는데 좋은 방법이나 변위와 응력의 동시 계측이 불가능하고 경계 조건의 변형을 할 수 없으며 모형 절단시 다른 응력이 개입될 수 있다는 단점이 있어 그 사용이 제한되고 있다.

끝으로 컴퓨터의 발달과 함께 각종의 구조물 해석에 널리 이용되면서 치의학분야에서도 사용되기 시작한 유한요소법(Finite Element Method)은 본래 항공역학에서 개발된 구조물 해석 방법으로 Argyris<sup>3</sup>등이 일반화하여 컴퓨터에 이용하기 쉽게 한 이후 Clough<sup>11</sup>가 유한요소법이라고 정의하였는데 이는 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고, 역학적 특성이 다른 여러 재료로 구성된 탄성 복합체를 그 구성재료의 재료정수를 이용하여 서로 연결시킬 수 있으며, 특히 자세한 측정을 요하는 부위에서는 작은 요소로 분할하여 내부응력의 크기와 방향을 세밀하게 측정할 수도 있으며, 모델 제작과 실험 조작 등에 모두 컴퓨터가 사용되므로 경계 조건을 쉽게 변

경할 수 있는 등 종래 실험 방법의 단점을 극복할 수 있어 최근 들어서는 컴퓨터의 발달과 함께 각광을 받고 있다. 치의학 분야에서 유한요소법을 이용한 연구로는 Tanne<sup>69)</sup>가 중절치, 견치, 소구치를 3차원의 모델로 각기 제작한 후 교정력을 가했을 때 각 치아에서의 초기의 치주조직의 응력의 분포를 계산하여 그 차이를 보고한 바 있고 Matsui<sup>41)</sup>는 상악 구치와 face bow를 2차원의 모델로 제작하여 응력을 분석하고 이와 함께 Strain gauge를 이용한 실험도 병행한 후 둘을 비교하여 초기에 그 결과가 거의 유사함을 보고하였으며, Matsuura<sup>42)</sup>는 각종의 Sectional retraction spring을 유한요소법으로 분석하고 상악 견치의 2차원 모델을 제작하여 그 이동 양상을 밝혔다. 또한 Moss<sup>43)</sup>는 쥐의 두개골 성장에 관한 연구에서 유한요소법을 사용하였으며, Inoue<sup>30)</sup>, Motoyoshi<sup>44)</sup> 등은 인간의 두개골 성장 변화의 연구에도 이를 사용한 바 있으며 이외에도 Cheverud<sup>8)</sup>, Farah<sup>17)</sup>, Hakim<sup>23)</sup>, Kragt와 Duterloo<sup>34)</sup> 등이 생체 역학에 유한요소법을 응용한 바 있다.

국내에서는 교정학분야에서 상하악골 및 안면골에 정형력이 가해졌을 때 응력 분포에 대해 김<sup>66)</sup>, 이<sup>70)</sup>, 조<sup>71)</sup>, 조<sup>72)</sup> 등이 유한요소법을 이용하여 연구하였고, 김<sup>65)</sup>은 견치의 원심 이동시에 치아와 그 지지조직에서 나타나는 응력의 분포에 관한 연구에 이를 이용하였으며, 탁<sup>73)</sup>은 악안면의 성장변화를 유한요소법을 사용하여 분석하기도 하였다. 보철학 분야에서는 하<sup>74)</sup>, 한<sup>75)</sup>이 보철물의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 대한 연구에서 이를 사용한 바 있다.

저항 중심(Center of Resistance)이란 그 지점에 단일의 힘을 주었을 때 치아에 Bodily movement를 야기할 수 있는 힘의 작용점이라고 정의될 수 있다. 그러나 실제 임상에서 치관 부위에 단일의 힘이 가해지게 되면 저항 중심에서 작용점까지의 거리에 가해진 힘 가운데 치아 장축에 수직되는 성분을 곱한 양 만큼의 Moment가 발휘되게 되며, 만약 치관 부위에 힘과 함께 이에 의해서 발휘되는 Moment와는 반대 방향의 Moment를 가하게 되면 이때

Moment와 Force의 비율에 따라서 치아의 이동 양상이 다양하게 나타날 수 있으며 이러한 Moment와 Force의 비율과 치아의 이동 양상과의 관계를 연구하기 위해서 치아의 저항 중심을 알아내는 작업은 중요한 의미를 지니므로 여러 학자들에 의하여 연구되었다. Davidian<sup>14)</sup>은 치아에 작용하는 모든 Force의 합은 0이고 모든 Torque의 합도 0이며 치근막은 전체 치근을 통해 일정한 두께를 지닌다는 가정하에 상악 중절치의 컴퓨터 모델을 만들어 그 저항중심을 치근단축으로부터 56~61% 위치라고 하였다. Burstone<sup>5,6)</sup>은 2차원적인 치근 모델을 사용한 연구에서는 치근길이의 치경축 40%라고 하였으며, 3차원적인 치근 모델을 사용한 연구에서는 치근길이의 치경축 1/3이라고 보고하였다. Nikolai<sup>51)</sup>는 견치의 2차원 치근 모델에서 저항중심이 치경축 52%에 위치한다고 하였다. 본 연구의 결과를 수학적으로 분석해 보면 치조골의 위치가 CEJ 직하방인 경우 저항 중심은 치근단으로부터 6.96mm에 위치하게 되며 이는 치근단축으로부터 53.5%에 해당한다. 본 연구에서는 저항 중심이 다른 경우 보다는 좀더 치근단축으로 위치한 것으로 나타났는데 이는 사용된 치아 모델의 형태 및 길이, 치아 장축의 각도, 치조골의 위치, 치관 부위에 가해진 힘의 위치 등에 따라서 차이가 있을 것으로 예상된다.

치조골의 위치에 따라 치근막에서 나타나는 응력 분포의 변화를 살펴보면 치조골 정상 위치가 점차 치근단축으로 이동할수록 전체 치근면을 덮고 있는 치근막에서의 단위면적당 Force, 즉 Stress의 크기는 점차 증가하였으며 이를 본 연구에서 사용한 모델로부터 수학적으로 계산하면 Translation의 경우 치조골의 위치가 CEJ 직하방으로 부터 하방 5mm까지 변화해갈때 치근막의 면적은 10.4, 11.7, 12.8, 14.2, 16.1% 정도의 감소가 발생하며, 이때 Stress는 9.5, 17.6, 19.3, 15.2, 11.5% 정도의 증가가 초래된다. 단지 이는 Stress가 제일 큰 부위로부터 얻은 값이므로 전체적인 평균과는 차이가 있을 것이다. 이러한 결과로부터 치조골의 위치가 점차 치근단축으로 이동함에

따라서 치근막에서의 Stress의 크기는 점차 증가하며 이는 결국 치조골과 치근면에서의 Stress의 증가를 의미하므로 치아의 이동속도가 빠를 수도 있으나 반면에 치근면의 흡수를 초래할 수도 있으므로 Force를 감소하여 적당량의 Stress가 치근막에 분포할 수 있게 조절하는 것이 필요하다고 사료된다.

상악 우측 중절치의 치아 장축과 교합평면이 이루는 각도에 따라 변화하는 치아의 이동 양상을 이해하기 위해서는 치아에 가해지는 힘의 성분을 치아 장축에 수직인 성분과 치아장축에 평행한 성분으로 나누어 생각하는 것이 편리하다. 이때 평행한 성분은 치아를 회전시키는데 전혀 기여하지 않으며 단지 수직인 성분만이 Moment를 발생시켜 치아에 회전을 초래한다. 결국 치아 장축의 각도가 45°로부터 65°까지 증가함에 따라 치아 장축에 수직인 힘의 성분은 점차 증가하며 이에 따라 동일한 이동양상을 얻기 위해서는 더 큰 Moment/Force ratio가 요구된다.

0.016×0.022(단위 inch) Elgiloy wire를 사용하여 만든 wire 모델로부터 얻은 결과를 살펴보면 Force와 Moment 모두 closed loop보다는 open loop에서 더 큰 값을 보였고, helix가 있는 경우 보다는 helix가 없을 때 더 큰 값을 나타냈는데, helix가 있을 때가 없을 때에 비해서 Force의 약 30%의 감소를 보였다. 이러한 결과로부터 Moment/Force ratio를 산출하면 앞서 기술한 치근막에서의 응력의 분포와 비교하여 원하는 치아 이동을 일으키는 loop의 종류와 그 비틀림의 정도를 알아낼 수 있을 것이다.

각각의 loop를 0.5mm activation시켰을 때 중절치를 Translation 시킬수 있는 wire의 비틀림 각도를 살펴보면 open loop의 경우 31.2°로서 closed loop의 41.3°에 비해 훨씬 작게 나타났고 helix가 있는 경우 역시 open loop에서는 30.3°이고 closed loop에서는 35.2°로서 open loop에서 더 작게 나타났다. 이러한 결과는 closed loop보다는 open loop가 wire의 비틀림 각도가 작아도 Moment의 부여 가능하다는 것을 의미하며 또한 helix를 사용하여

Force의 크기를 감소시킨 경우가 wire의 비틀림 각도가 작아도 Moment의 부여가 가능하다는 것을 의미한다.

치의학 분야에서 실시되는 많은 생역학적 연구에서 중요한 점은 실제 조건과 동일한 조건의 모델을 제작하는데 있다고 할 수 있으며 이 점에 있어서는 앞서 기술한 여러가지 연구 방법에 따라 각각의 장단점이 있을 수 있으나 본 연구에 있어서는 상악 중절치와 함께 상악 측절치를 고려하지 못한 점과 wire모델의 제작시 임상에서 흔히 나타나는 구치부의 anchor loss를 고려하지 못한 점이 미흡했다고 생각되며, 또한 wire와 bracket사이의 마찰 저항력의 고려가 필요할 것으로 사료되므로, 앞으로 급속도로 발달되는 컴퓨터의 능력과 함께 이러한 문제점이 해결된 유한요소법을 이용한 많은 연구들이 발표되어 교정치료에 큰 도움이 될 수 있으리라 기대하는 바이다.

## V. 결 론

상악 우측 중절치의 후방이동시 치아와 그 주위조직의 응력의 분포와 이때 사용되는 4가지 loop의 특성을 유한요소법을 이용하여 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 우측 중절치에 적당한 Moment/Force ratio를 가하여 치근막에서의 응력의 분포를 조절할 수 있었고, 이를 이용하여 치아의 이동양상을 예측할 수 있었다.
2. 치주질환이 진행되어 치조골의 파괴가 심할수록 치근막이 받는 Stress의 양이 증가하게 되며 이와함께 각 이동양상에 따라 요구되는 Moment/Force ratio도 점차 증가하였다.
3. 중절치와 교합평면이 이루는 각도가 작아질수록 치아장축에 수직으로 작용하는 Force의 성분이 작아져서 각 이동양상에 따라 요구되는 Moment/Force ratio가 점차 작아졌다.
4. open loop가 closed loop보다는 Force의 크기가 크게 나타나고, helix가 있는 경우가 없는 경우에 비해서 약 30%정도의 Force의 감소를 나타냈다.

5. 동일한 양을 activation 시킬때 open loop 가 closed loop에 비해서 더 큰 Moment/Force ratio를 나타냈고, helix가 첨가되어 Force의 크기를 감소시킨 경우가 helix가 없는 경우에 비해서 더 큰 Moment/Force ratio를 나타냈다.

### 참 고 문 헌

1. Andrews, L.F.: Straight wire-the concept and appliance, San Diego, 1986.
2. Angle, E.H.: Treatment of the teeth, 7th ed., Philadelphia, 1907.
3. Argyris, J.H.: Theorems and structural analysis, Aircraft Eng., Vol. 26, 383, Oct., 1956.
4. Bench, R.W., Gugino, C.F., and Hilgers, J.J.: Bioprogressive therapy part 6, J. Clin. Orthod., 12:123-139, 1978.
5. Burstone, C.J., and et al.: Optimizing anterior and canine retraction, Am. J. Orthod., 70:1, 1976.
6. Burstone, C.J., and Pryptniewicz, R.J.: Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, Am. J. Orthod., 77:396-409, 1980.
7. Caputo, A.A., and et al.: Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, Am. J. Orthod., 65:250-259, 1974.
8. Cheverud, L., and et al.: The measurement of form and variation in form: An application three dimensional quantitative morphology by finite element methods, Am. J. Phys. Anthropol., 62:151-165, 1983.
9. Christiansen, R.L., and Burstone, C.J.: Centers of rotation within the periodontal space, Am. J. Orthod., 55:353-369, 1969.
10. Chuck, G.C.: Ideal arch form, Angle Orthod., 4:312-327, 1934.
11. Clough, R.W.: The finite element method in plane stress analysis, J. Struct. Div. Asce, Proc. 2nd Conf. Electronic Computation, 345, 1960.
12. Coolidge, E.D.: The thickness of the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc., 24:1260, 1937.
13. Currier, J.H.: A computerized geometric analysis of human dental archform, Am. J. Orthod., 56:164-179, 1969.
14. Davidian, E.J.: Use of a computer model to study the force distribution on the root of maxillary central incisor, Am. J. Orthod., 59:581-588, 1971.
15. Dempster, W.T., and Duddles, R.A.: Tooth Statics. Equilibrium of free body, J. Am. Dent. Assoc., 68:653-666, 1964.
16. Engel, G.A.: Preformed arch wires: Reliability of fit, Am. J. Orthod., 76:497-504, 1979.
17. Farah, J.W., Hood, J.A.A., and Craig, R.G.: Effects of cements bases on the stresses in amalgam restorations, J. Dent. Res., 54: 10-15, 1975.
18. Fish, G.D.: Some engineering principles of possible interest to orthodontists, Dental Cosmos, 59:881-889, 1917.
19. Fortin, J.: Translation of premolars in dog by controlling the moment to force ratio, Am. J. Orthod., 59:541-551, 1971.
20. Geigel, E.F.: A quantitative study of the biophysics of tooth movement by means of a three dimensional analog, Thesis, Loyola University School of Dentistry, 1965.
21. Haack, D.C.: The science of mechanics and its importance to analysis and research in the field of orthodontics, Am. J. Orthod., 49:330-344, 1963.
22. Haack, D.C., and Weinstein, S.: Geometry

- and mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model, *J. Am. Dent. Assoc.*, 66:156-164, 1963.
23. Hakim, N.S., and King, A.I.: A three dimensional responsive analysis of a vertebra with experimental verification, *J. Biomech.*, 12:277-292, 1979.
  24. Hata, S., and et al.: Biomechanical effects of maxillary protraction on the craniofacial complex, *Am. J. Orthod.*, 91:305-311, 1987.
  25. Hawley, C.A.: Determination of the normal arch and its application to orthodontia, *Dental Cosmos*, 47:541-552, 1905.
  26. Hixon, E.H., and Atikan, H.: Optimal force, differential force, and anchorage, *Am. J. Orthod.*, 55:437-457, 1969.
  27. Hixon, E.H., and Assen, T.O.: On force and tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 57:476-489, 1970.
  28. Hocevar, R.: Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory, *Am. J. Orthod.*, 80: 457-477, 1981.
  29. Hurd, J.J., and Nikolai, R.J.: Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 70:551-558, 1976.
  30. Inoue, K., and et al.: A study of the application of the finite element method to cranial growth analysis, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 46: 345-359, 1987.
  31. Izard, G.: New method for the determination of the normal arch by the function of the face, *Int. J. Orthod.*, 13:582-595, 1927.
  32. Lindhe, J.: *Textbook of clinical periodontology*, pp. 44-48, Copenhagen, 1983.
  33. Kawagoe, H., and et al.: Photoelastic effects of maxillary protraction on craniofacial complex, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 43:337-345, 1984.
  34. Kragt, G., and Duterloo, H.S.: The initial effects of orthodontic forces: a study of alterations in the craniofacial complex of a macerated skull owing to high pull head-gear traction, *Am. J. Orthod.*, 81:57-64, 1982.
  35. Kragt, G., and et al.: The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology, *Am. J. Orthod.*, 81:49-56, 1982.
  36. Kronfeld, R.: Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane, *J. Am. Dent. Assoc.*, 18: 1242, 1931.
  37. Kusy, R.P., and Tulloch, J.F.: Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 90:127-131, 1986.
  38. Lasher, M.C.: A consideration of the principles of mechanical arches as applied to the dental arch, *Angle Orthod.*, 4:248-268, 1934.
  39. Lavernia, C.J., and et al.: An analysis of stress in a dental implant system, *J. Biomech.*, 14:555-560, 1981.
  40. Mandel, U., Dalgaard, P., and Viidik, A.: A biomechanical study of the human periodontal ligament, *J. Biomech.*, 19:637-645, 1986.
  41. Matsui, S.: Study of dynamics of extraoral anchorage, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 44:680-697, 1985.
  42. Matsuura, T.: Mechanical study on initial changes during canine retraction, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 43:33-52, 1984.
  43. Moss, M.L., and et al.: Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am. J. Orthod.*, 87:453-472, 1985.
  44. Motoyoshi, M., and et al.: A study on the

- application of the finite element method to craniofacial growth analysis, *J. Jap. Orthod. Soc.*, 46:360-369, 1987.
45. Muhlemann, H.R.: Tooth mobility: The measuring method; initial and secondary tooth mobility, *J. Periodont.*, 25:22-29, 1954.
  46. Muhlemann, H.R.: Tooth mobility II. The role of interdental contact points and of activation on tooth mobility, *J. Periodont.*, 25:125-128, 1954.
  47. Muhlemann, H.R., and Zander, H.A.: Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility, *J. Periodont.*, 25:128-137, 1954.
  48. Muhlemann, H.R.: Periodontometry: A method for measuring tooth mobility, *Oral Surg.*, 4:1220-1232, 1951.
  49. Muhlemann, H.R.: 10 years of tooth mobility measurements, *J. Periodont.*, 31:110-122, 1960.
  50. Muhlemann, H.R., and Houglum, M.W.: The determination of the tooth rotation center, *Oral Surg.*, 7:392-394, 1954.
  51. Nikolai, R.J.: On Optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68:290-302, 1975.
  52. Parfitt, G.J.: Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction, *J. Dent. Res.*, 39:608-618, 1960.
  53. Parfitt, G.J.: Dynamics of tooth movement of a tooth in function, *J. Periodont.*, 32: 102-107, 1961.
  54. Profitt, W.R.: Contemporary orthodontics, St. Louis, 1986.
  55. Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 43:32-45, 1957.
  56. Stanton, F.L.: Arch predetermination and a method of relating the predetermined arch to the malocclusion to show the minimum tooth movement, *Int. J. Orthod.*, 8:757-778, 1922.
  57. Storey, E.: The nature of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 63:292-314, 1973.
  58. Sved, A.: The application of engineering methods to orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 38:399-421, 1952.
  59. Tanne, K.: Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the palication of various types of orthodontic force: the dimensional analysis by finite element, *J. Osaka Univ.*, 28:210-261, 1983.
  60. Thurow, R.C.: Edgewise Orthodontics, 4th ed., 1981.
  61. Weijjs, W.A., and Dejongh, H.T.: Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit Arch, *Oral Biol.*, 22:667-675, 1977.
  62. Wheeler, R.C.: Dental anatomy, physiology, and occlusion, 6th ed., Philadelphia, 1984.
  63. Wright, K.M., and et al.: Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment, *J. Prosth. Dent.*, 1937.
  64. 강홍석: 상악 전방 견인시 악안면골의 초기 반응에 관한 Laser Holography 연구, 연세 치대 논문집, 5: 499-517, 1989.
  65. 김영원: 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, 연세 치대 논문집, 5: 556-584, 1989.
  66. 김주영: Reverse head gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 연세 치대 논문집, 3: 563-577, 1985.
  67. 윤성일: 치관 보철물에 작용하는 Stress에 대한 광탄성적 분석, 대한치과의사협회지, 17: 1, Jan., 1979.
  68. 이동주: 부정교합치료의 이론과 실제, pp. 211-222, 1986.
  69. 이수룡: 상악 견치의 저항 중심에 관한 Laser Speckle interferometry와 Hologra-



- phic interferometry를 이용한 실험적 연구, 연세 치대 논문집, 5 : 518-537, 1989.
70. 이인수 : Head gear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 15 : 211-226, 1985.
  71. 조봉제 : 상악골 급속확장시 상악골의 응력 분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, 연세 치대 논문집, 3 : 459-470, 1985.
  72. 조호구 : 정령력에 대한 하악골내의 응력 분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 14 : 75-90, 1984.
  73. 탁선근 : 한국아동의 악안면성장에 관한 유한요소법적 연구, 연세 치대 논문집, 5 : 343-366, 1989.
  74. 하주태 : 유한요소법에 의한 cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, 대한치과보철학회지, 21 : 41-57, 1983.
  75. 한무현 : 유한요소법에 의한 Telescopic crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, 경희 치대 논문집, 4 : 241-258, 1982.

– ABSTRACT –

**A STUDY ON THE PATTERN OF MOVEMENT DURING  
RETRACTION OF MAXILLARY CENTRAL INCISOR BY  
FINITE ELEMENT METHOD**

**Jae Wan Jang, Byung Wha Sohn**

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University*

The retraction of anterior teeth is one of the fundamental methods in orthodontic treatment and a proper position and angulation of anterior teeth after the retraction are very important for esthetics, stability, and function of teeth. In this research we analyzed, by Finite Element Method, the stress distribution on the periodontal ligament according to the variation of force and moment applied on the crown and predict the pattern of movement of maxillary central incisor. At the same time, the amount of force and moment caused by activation of the loop which was used for retraction of maxillary central incisor was analyzed by Finite Element Method. We observed the following results:

- 1) We could control the stress distribution on the periodontal ligament by proper moment/force ratio on maxillary right central incisor and predict the pattern of movement of maxillary right central incisor.
- 2) The amount of stress on the periodontal ligament as well as the moment/force ratio demanded by each pattern of movement increased as the destruction of alveolar bone was worse.
- 3) The moment/force ratio demanded by each pattern of movement decreased as the angle between the maxillary central incisor and occlusal plane decreased.
- 4) The force with the open loop was shown to be large compared to that with the closed loop. Also, the force with the helix decreased by 30% compared to that without the helix.
- 5) Under the same conditions we observed a larger moment/force ratio when the open loop and/or the helix were used.