

## Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구

민상홍<sup>1)</sup> · 윤영주<sup>2)</sup> · 김광원<sup>3)</sup>

이 연구는 다양한 형태의 closing loops의 activation에 따른 치주조직에서의 응력분포를 평가하고 상악 절치의 이동 양상을 예측하기 위하여 3차원 유한요소법에 의하여 시행되었다. 동시에 상악 절치의 견인시 사용되는 bull loop, key-hole loop, T-loop, combination loop 그리고 asymmetrical T-loop도 3차원 유한요소법에 의해 분석되었다.

이 연구로부터 얻어진 결과는 다음과 같다.

1. 여러가지 형태의 공간폐쇄용 루프중 bull loop에서 가장 큰 수평력을 나타냈으며, key-hole, combination loop, T-loop 순이었다. 이들 모두 치아이동의 양상은 uncontrolled tipping을 나타냈다.
2. Asymmetrical TMA T-loop에서는 수평력이 현저히 감소하였으며, 절치부위에 함입력이 나타났다.
3. 절치부에서 torque의 증가에 따라 모멘트가 증가하였고, 선형적인 증가를 보였다.
4. 모멘트의 증가에 따라 치아의 초기 이동양상은 uncontrolled tipping에서 치근이동 양상으로 변화되었다.

(주요단어 : 역학)

### 1. 서 론

최근의 치료는 가능하다면 비발치에 의한 치료를 선택하는 경향이 있고 또한 발치를 하더라도 과거의 제1소구치 일변도에서 벗어나 증례에 적합하도록 발거해야 할 치아를 선택하는 변화를 보이고 있기는 하지만, 여전히 치열의 중간에서 몇개의 치아를 발거해야만 하는 증례가 존재하여 치료의 진행과정에 따라 남은 공간을 폐쇄해 주어야만 한다.

발치로 인해 발생된 공간을 폐쇄하기 위한 방법은 호선을 따라 치아를 이동시키는 frictional system과 호선에 공간폐쇄용 루프를 형성하여 치아를 이동시키는 non-frictional system으로 나누어질 수 있는데,<sup>15,19,20,29)</sup> non-frictional system에서 사용되는 공간

폐쇄용 루프로는 open loop와 closed loop로 대별될 수 있고 여기에 helix가 추가될 수 있다.

공간 폐쇄시, 교정력은 치아의 저항 중심으로부터 벗어난 곳에 적용되기 때문에 원하는 형태의 치아이동을 위해서는 어느 정도의 모멘트의 적용이 필요하게 되는데, 이는 교력의 크기와 모멘트의 적용양에 따라 치아 이동 양상이 치체이동, 치근이동, 경사이동으로의 변화가 가능하게 되기 때문이다.<sup>26,30)</sup> 따라서 증례에 따라 바람직한 치아 이동의 양상을 평가해야 하고 그에 따라 필요한 힘의 크기와 모멘트의 양을 조절해야 한다.

치아의 치관부위에 일정기간 동안 가해지는 교정력에 의한 치아의 이동은 치관부위에 가해진 교정력이 치근을 통하여 그 주위조직에 전달된 후 그 주위조직에서의 세포반응으로 인해 발생되는데 결국 이러한 과정은 교정력에 의해 나타나는 치아주위 조직에서의 응력과 깊은 관계가 있다. 따라서 치관부위의

<sup>1)</sup> 조선대학교 치과대학 교정학교실

<sup>2)</sup> 조선대학교 치과대학 교정학교실, 강사

<sup>3)</sup> 조선대학교 치과대학 교정학교실, 부교수

일정 지점에 힘과 모멘트가 동시에 작용할 때 그 비율에 따라 치근막에 나타나는 응력의 분포가 변화하게 되며 이를 알아냄으로써 치아의 이동양상을 예측할 수 있다.

설정된 치료목표에 부합하는 치아 이동을 위해 기계적인 장치를 사용하게 되는데, 성장 및 발육에 의해 끊임없이 변화하는 생체조직에 이러한 기계적인 장치를 사용하여 바람직한 치료 결과를 얻으려면, 교정장치가 생체에 미치는 생물학적 영향에 대한 이해와 역학현상에 대한 분석이 필요하게 된다. 이를 위해 교정의들은 임상적인 소견이나 동물 실험에 의한 생물학적 연구<sup>45,46)</sup>와 수학적-기계적인 연구<sup>48)</sup>, 광탄성법<sup>1,8,21,22)</sup>, strain gauge법<sup>43,44)</sup>, laser holography를 이용한 연구<sup>5,17)</sup>, 유한 요소법<sup>3,4,7,10,11,23,38,39)</sup> 등으로 역학적 연구를 시행하였다.

유한요소법은 다른 응력분석과는 달리 형상이 복잡하고 균일 하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라 그 결과가 X, Y, Z축 중 어느것에 기인한 것인지를 알수가 있고, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다. 치의학 분야에서 유한요소법을 이용한 연구로는 보철물에서의 응력분포<sup>2,13)</sup>나 수복물의 구조해석<sup>34)</sup>등에 많은 연구가 있었으며, 교정학에서는 성장연구<sup>23,38,39)</sup>, 정형력<sup>4,7,49)</sup>, 치아이동<sup>3,10,11,26,51)</sup> 그리고 두경부에 관한 연구<sup>37)</sup>등이 보고 되었다.

본 연구는 상악 치아 및 그 주위조직의 해부학적 형태와 생체 역학적 특성을 컴퓨터 상에서 재현하여, 공간폐쇄용 루프의 activation시 나타나는 힘과 모멘트의 변화에 따라 치근막에 나타나는 응력분포와 변위를 유한요소법으로 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료

#### (1) 유한요소 모형제작

치아배열 상태가 양호하고 비교적 대칭적인 상악궁을 지니고 있는 한국인 성인 남자를 선택하여 분석 모형으로 사용하였다. 두부방사선계측사진을 채득하여 S-N plane에 대한 상악 중절치의 치축(105°)을 확인하고, 주사선이 교합면과 평행되게 2mm간격으로 컴퓨터 단층촬영을 하여 재현하였다. 이와 같이 재현



Fig. 1. Cephalometric radiographs of adults male.

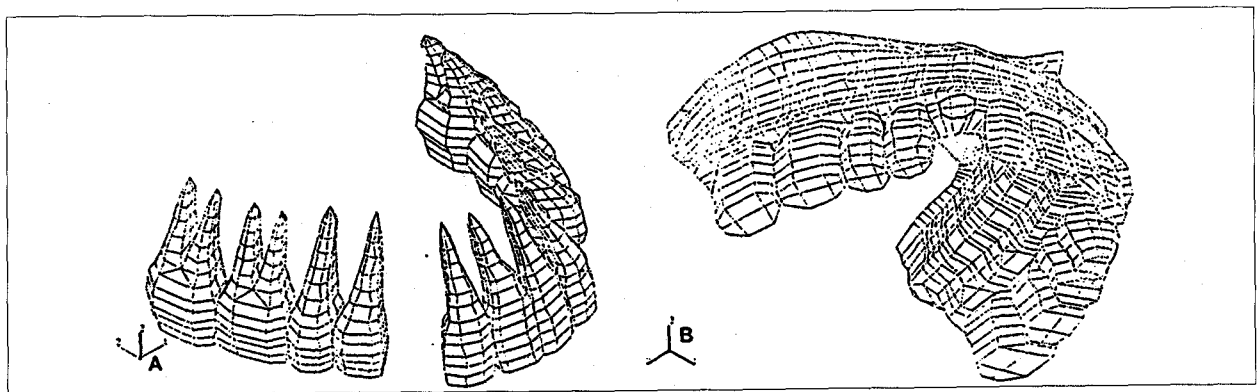
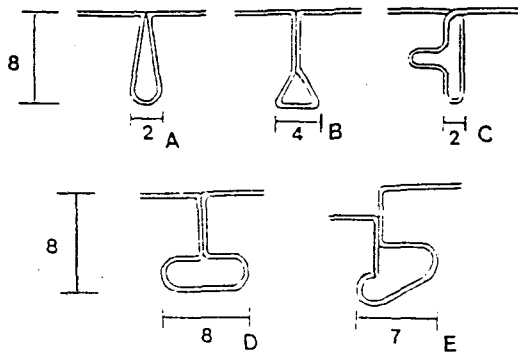


Fig. 2. Three-dimensional finite element model of tooth(A), tooth-PDL-bone system(B).

Table 1. Mechanical properties of each materials

	Young's modulus (kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Tooth	2.0 x 10 <sup>3</sup>	0.30
Periodontal ligament	6.8 x 10 <sup>-2</sup>	0.49
Cancellous bone	0.7 x 10 <sup>2</sup>	0.30
Cortical bone	1.4 x 10 <sup>3</sup>	0.30



A : Bull-loop, B : Key-hole loop  
C : Combination loop, D : T-loop  
E : Asymmetrical T-loop

Fig. 3. Various types of space closing loops.

된 상악 치아와 그 치근막, 치조골을 3차원의 6면체 요소 및 삼각뿔 요소로 제작되었다. 완성된 전체 모형의 총 요소수는 4990개이며, 총 절점수는 6042개 였다.

치아는 범랑질, 상아질, 치수강 및 백악질로 구성되어 있으며 치조골도 역시 해면골과 치밀골의 두 종류의 골질로 이루어져 있다. 그러나 본 연구에서는 교정력이라는 약한 힘을 가했을때 나타나는 치아의 이동양상을 알아보고자 하였으므로 치아, 치근막은 등방, 등질의 선형탄성체라고 가정하였으며 치조골은 해면골과 치밀골로 분류하였고, 구성재료의 재료정수인 Young's Modulus(E)와 Poisson's ratio( $\gamma$ )는 Cook등<sup>25)</sup>와 김등<sup>3)</sup>의 설을 참고하여 사용하였다(Table 1). 치근막의 두께는 그 부위에 따라서도 차이가 있고 개개인의 차이가 역시 존재하나, 본 연구에서는 Coolidge<sup>24)</sup>, Kronfeld<sup>35)</sup>등의 주장을 검토한 결과 0.25mm로 정하여 모형화하였다.

(2) Wire모형의 제작

상악 절치의 후방이동을 위해서 폐쇄용 루프를 제작하는데 사용된 elgiloy wire의 단면은 0.016 x 0.022

inch이었고, Young's Modulus(E)는 21400kg/mm<sup>2</sup>이었다. TMA(Titanium Molybdenum alloy)의 단면은 0.016 x 0.022이었고, Young's Modulus(E)는 7000 Kg/mm<sup>2</sup>이었다. Wire모형은 유한요소법의 Beam 요소로 분할하였다.

상악 중절치와 측절치의 중앙에 브라켓이 위치한다는 가정하에 임상에서 사용되는 여러가지 형태의 loop중에서 그림과 같은 5가지 형태의 루프를 사용하여 모델화 하였다(Fig. 3.) Asymmetrical T-loop (TMA)를 제외한 다른 폐쇄용 루프는 Elgiloy wire로 제작하였다.

나. 연구방법

상악 중절치의 절단면 끝으로 부터 치근방향으로 4mm지점을 가해지는 교정력의 위치로 정하였고, 폐쇄용 루프는 측절치 원심면에 위치하는 것으로 하였으며, 브라켓과 호선의 접촉면은 gap element를 사용하여 임상에서와 유사하도록 하였다. 제작된 5가지 형태의 호선 모형에서 1.0mm activation 시켰을때 각각의 폐쇄용 루프에서 발생하는 힘을 계산하고, 상악 중절치 측절치 부위에 가해지는 응력과 변위를 산출하였다.

제작된 호선 모형중 T-loop에서 1.0mm만큼 activation시킨 상태에서 각 루프와 루프사이의 호선, 즉 4cm치 부위에 삽입될 호선의 비틀림 각도를 0, 7, 15, 30 로 점차 변화시켜가면서 발생하는 모멘트를 계산하고 이 값을 치아에 적용 하였다. 발생된 모멘트의 적용방법은 절단면으로 부터 수직적으로 6mm지점에서 압축력과 2mm지점에서 인장력을 가함으로써 4mm지점을 중심으로 회전 되도록 하여, 상악 중절치, 측절치 부위의 응력분포와 변위를 산출하였다.

유한요소 각각의 변위를 설명하기 위하여 3차원 좌표를 설정하였다. 상악 중절치 절단을 근원심방향으로 이등분하는 축을 X축(MESIAL +)으로 설정하고, 이 단면을 협설축으로 이등분하여 X축과 수직으로 교차하는 축을 Y축(LINGUAL +)으로 정하였다. 그리고 이 단면의 기하학적 중심을 지나면서 두개의 축과 수직으로 교차하는 축을 Z축(APICAL +)으로 설정하였다(Fig.4).

Computer는 SUN SPARC 10을 사용하였으며 유한요소 프로그램으로는 Solving and post-processing program은 ABAQUS를 사용하였고, Pre-processing program은 ANSYS를 사용하였다.

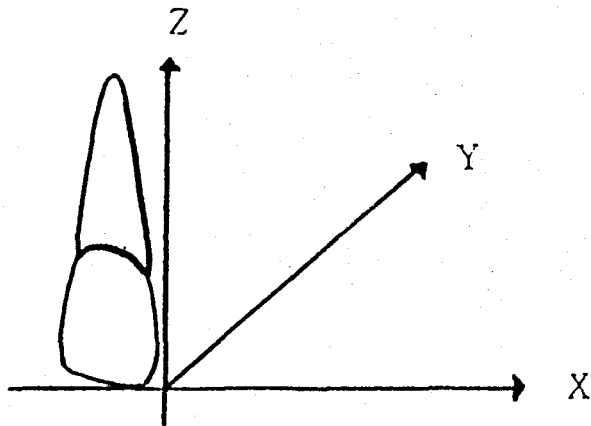


Fig. 4. The reference coordinate system(X,Y,Z).

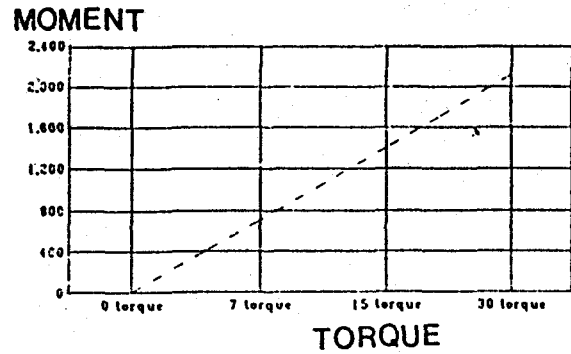


Fig. 5. Active moment of each wire when wire is torqued(g mm)

Table 2. Force produced by various type of space closing loops on central incisor(g)

Closing loop	Fx	Fy	Fz
Bull loop	0.2270	26.107	-0.017
Key-hole loop	0.3887	13.612	-4.669
Combination loop	0.9019	14.430	-2.759
T-loop	0.0901	13.186	-2.830
Asymmetric T-loop	0.1741	11.503	7.975

Fx : Force on X-direction, Fy : Force on Y-direction, Fz : Force on Z-direction

Table 3. Force produced by various type of space closing loops on lateral incisor(g)

Closing loop	Fx	Fy	Fz
Bull loop	52.461	92.464	0.000
Key-hole loop	43.618	69.767	0.000
Combination loop	39.831	64.160	0.000
T-loop	35.736	58.098	0.000
Asymmetric T-loop	25.420	42.827	8.391

Fx : Force on X-direction, Fy : Force on Y-direction, Fz : Force on Z-direction

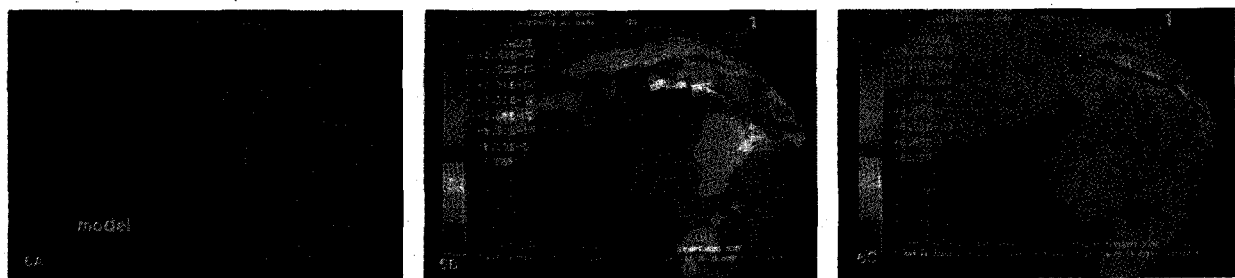


Fig. 6. Three-dimensional FEM model.

A : Maxilla and teeth

B : Minimum principle stress distribution

C : Maximum principle stress distribution

Ⅲ. 연구성적

각 공간폐쇄용 루프에서 1.0mm activation시 발생하는 힘은 Table 2, 3에서 보는 바와 같이, bull loop에서 가장 큰 수평력을 나타냈고 T-loop에서 가장 작았으며, 중절치 보다는 측절치에 더 많은 힘이 가해지는 것으로 나타났고, 측절치에서는 근원심 방향으로 힘이 발생되고 있다. 공간 폐쇄용 루프에서 1.00mm activation시 치아에 나타나는 응력과 변위

( $\times 10^3$ )의 상태는 Fig. 7에서 11에 보인 바와 같다. Asymmetrical T-loop에서 발생하는 힘은 Table 2, 3에 있으며, 발생하는 힘은 다른 공간폐쇄용 루프에 비하여 현저히 작으며 절치부에 함입력이 나타나고 있다. 응력과 변위는 Fig. 10에 나타내었다. T-loop에서 torque 변화에 따른 모멘트는 Fig. 5에서 보듯이 torque가 증가함에 따라 모멘트가 증가한다. 이러한 torque 변화에 따라서 응력분포와 변위양상은 Fig. 12에서 15의 사진에서 보여주고 있다.

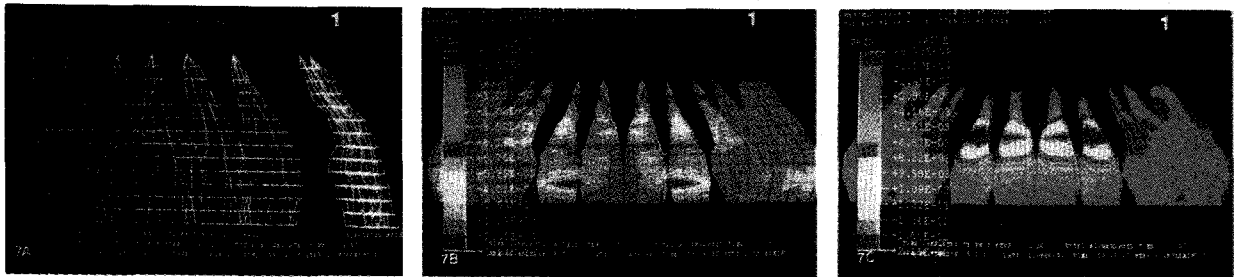


Fig. 7. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in bull loop.  
 A : Displacement (magnification :  $\times 10^3$ , red - before activation, white - after activation)  
 B : Minimum principle stress distribution(compression)    C : Maximum principle stress distribution(tension)

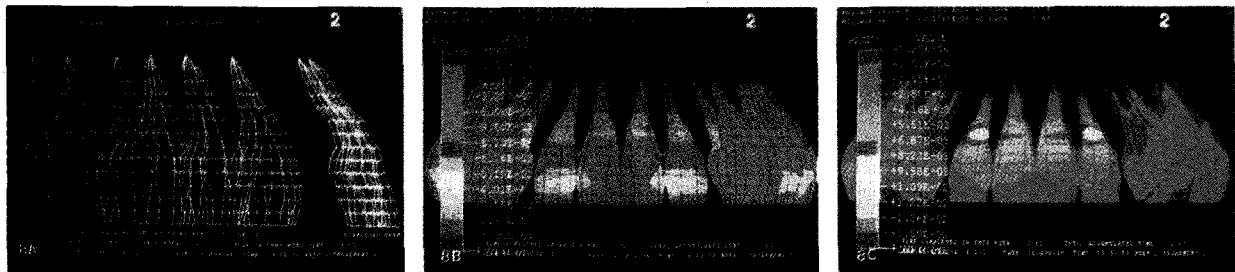


Fig. 8. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in key-hole loop.( A, B, C : same as above )

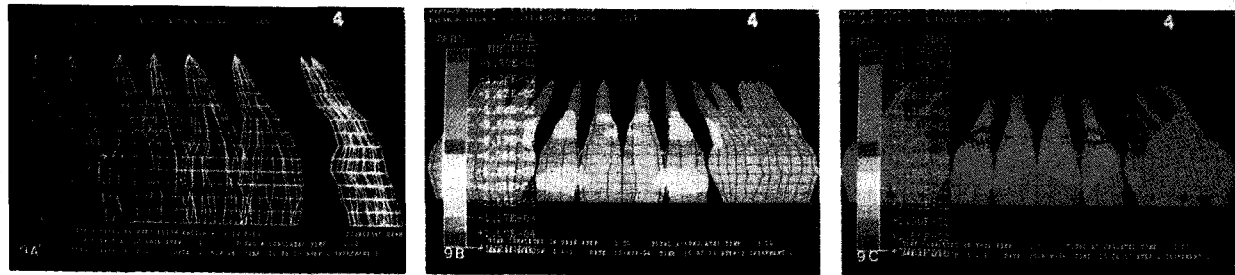


Fig. 9. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in combination loop.(A, B, C : same as above)

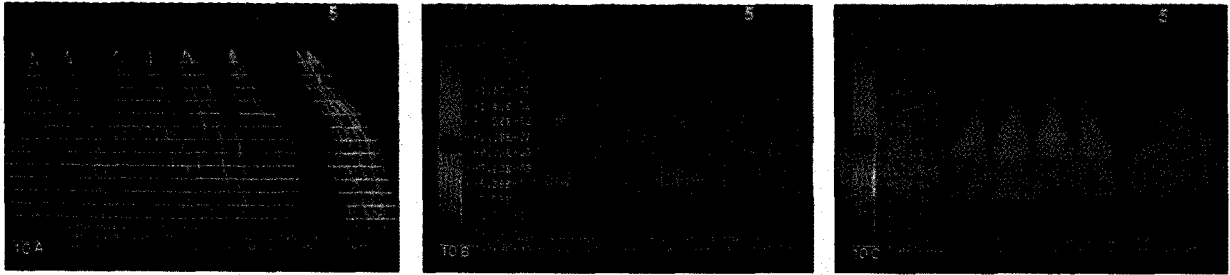


Fig. 10. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in T-loop.(A, B, C : same as above )

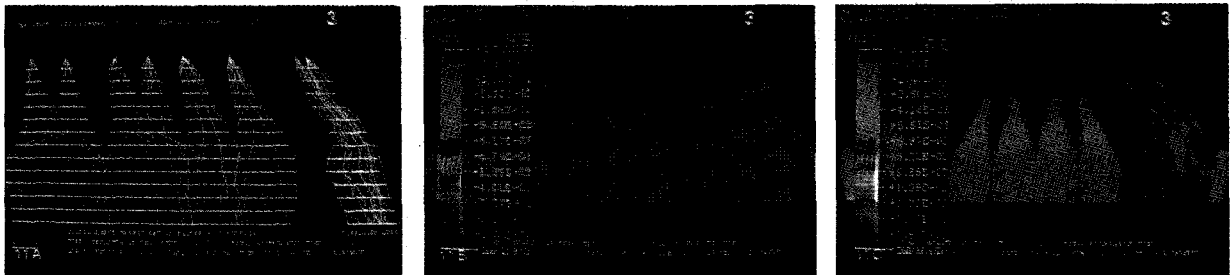


Fig. 11. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in asymmetric T-loop.(A, B, C : same as above)

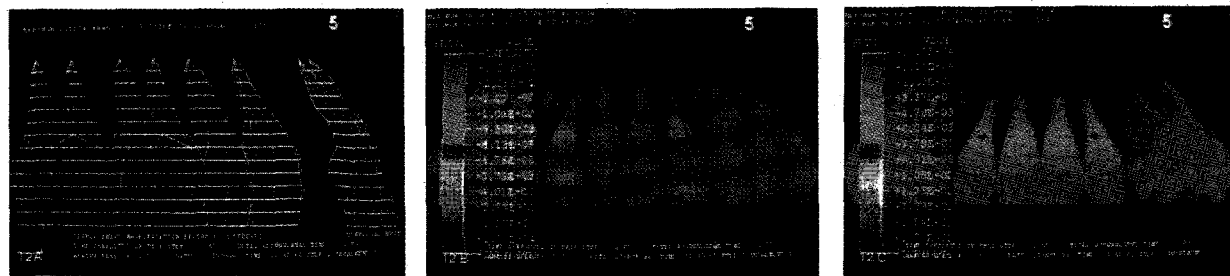


Fig. 12. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in T-loop with 0° torque.  
(A - magnification  $2.0 \times 10^3$ , B, C : same as above )

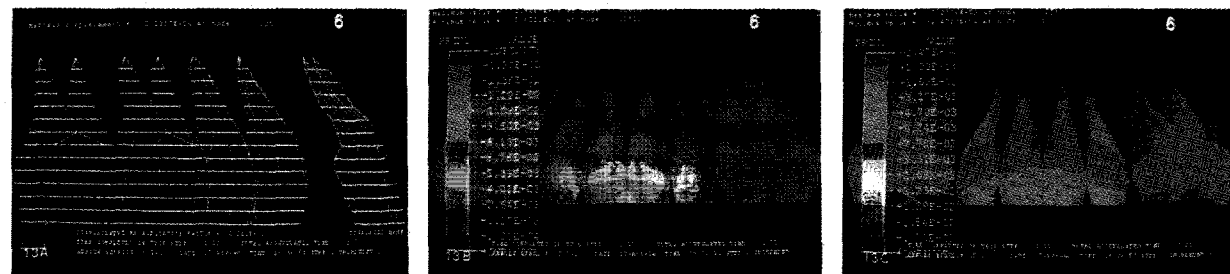


Fig. 13. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in T-loop with 7° torque.  
(A, B, C : same as above)

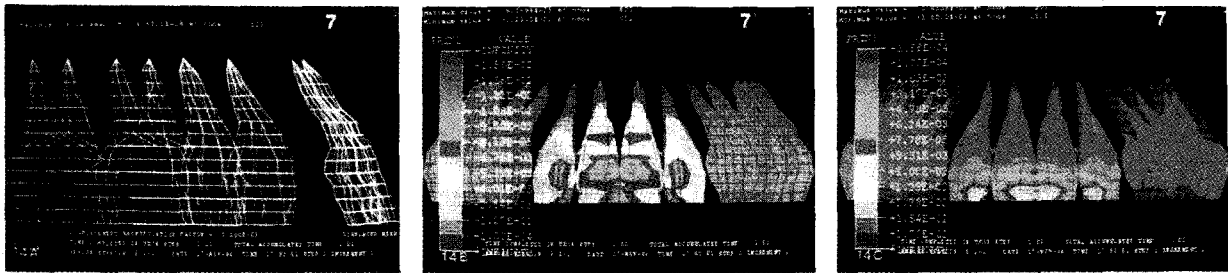


Fig. 14. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in T-loop with 15° torque.  
( A, B, C : same as above )

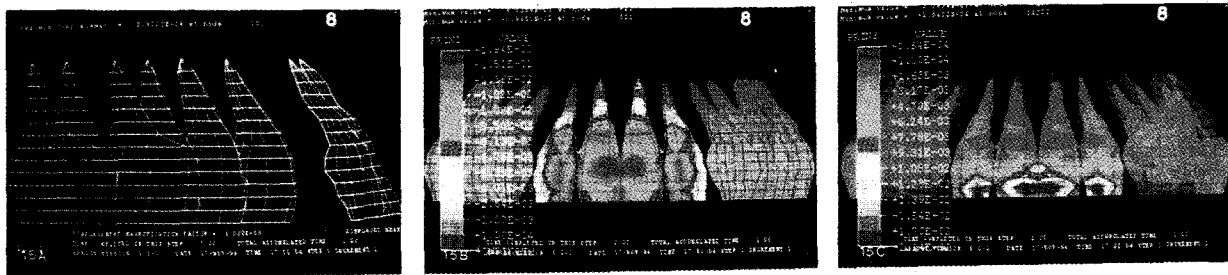


Fig. 15. Displacement and stress distribution at 1.0mm activation in T-loop with 30° torque.  
( A, B, C : same as above )

IV. 총괄 및 고찰

발치를 동반한 교정 치료는 발치에 의해 발생된 공간을 적절한 비율로 폐쇄하여 안모를 개선하고자 하는 심미적 목적에 사용되는데 공간의 폐쇄에 안정된 교합과 심미적 안모를 얻기위해 적절한 치축경사를 이루는 것이 중요하고, 적절한 치축경사는 원하는 방향으로 치아를 이동시키는 힘과 아울러 치근의 위치조절을 위해 counterbalancing moment를 형성하기 위한 couple을 필요로 한다. Couple에서 발생되는 모멘트의 크기와 원하는 방향으로 치아를 이동시키기 위한 힘 사이에 일정한 비율이 존재하게 되는데 이 비율이 장차 일어날 치아이동의 형태를 결정하게 된다.

교정력의 크기와 torque의 적용량에 따라 치아 이동 양상이 달라지므로 공간 폐쇄를 위한 치아 견인시 적절한 치아 이동을 위해 교정용 호선에 angulation과 gable bend, 루프의 모양, 재료의 변동으로 모멘트와 힘의 비율을 변화시킬 수 있다<sup>18)</sup>. 그런데 모멘트의 적절치 못한 부여로 치근의 조절이 적절히 이루어지지 못한경우에 치아의 경사 이동을 유발하여 치근막의 초차양 변성을 증가시키고<sup>46)</sup>, 치조골의 blunting을

유발시키며<sup>31)</sup>, 치근단 부위와 치밀골의 접촉으로 치근의 흡수를 일으킨다<sup>33)</sup>. 따라서 효과적인 치아 이동을 위해서는 적절한 힘의크기, 힘의분포, 적용시간이 주어져야하며, 이들의 조절에 호선의 재료, 굵기, 루프의 모양, 길이, angulation과 gabling등이 관여한다<sup>9)</sup>. 본 연구에서는 치아 이동을 결정하는 여러 요인중 루프의 모양과 torque 효과가 치아 이동 양상과 관계가 있음을 알 수 있었다.

루프의 모양에 있어서 Burstone<sup>16)</sup>, Chaconas등<sup>22)</sup>, Caputo등<sup>21)</sup>의 open loop와 closed loop의 차이와 helix유무의 차이를 비교한 결과를 보면 closed loop와 helical loop에서 수평력이 감소하였고 모멘트의 차이는 closed loop와 open loop간에 차이가 거의 없다고 보고하였다. 본 연구에서 임상에서 흔히 사용되는 여러형태의 공간폐쇄용 루프를 비교해본 결과 bull loop에서 가장 큰 수평력을 나타냈으며 T-loop에서 가장 적은 수평력을 나타냈다. 중절치 보다는 측절치에 더 많은 힘이 가해진 것은 폐쇄용 루프를 1mm activation 시킴에 따라 X 방향의 힘이 발생되어 절치부의 호선이 좁아지면서 중절치 부위에서는 앞으로 나갈려는 반력이 생기기 때문인 것으로 사료된다. 변위와 응력분포의 양상은 루프 형태에 따라 유

사한 결과를 보이고 있으며, 순측 치근단 부위에서 압축응력과 순측 치경부에서 인장응력이 집중되어 나타나고 있고, 변위양상은 절단면이 후하방으로 이동되고 치근침은 약간 전 상방으로 이동되었다. 공간폐쇄용 루프의 형태에 관계없이 초기 치아이동 양상은 uncontrolled tipping을 보였으나, 치아가 이동됨에 따라 모멘트가 발생되어 치체이동쪽에 가까운 치아이동이 일어날 것으로 사료된다.

치관 부위에 작용된 힘이 그 주위조직에 어떠한 반응을 일으키는지를 알아내기 위해 1954년 Muhlemann<sup>40,41</sup>이 치관의 협설측으로 힘을 가해서 그 주위 조직에 일으키는 조직학적인 생체반응을 보고한 이래, Parfitt<sup>42</sup>은 치관의 협설측 및 치아의 장축방향으로의 이동에 관한 보고를 하였으며, Fortin<sup>28</sup>은 치아의 치관부위에 적절한 비율의 힘과 모멘트가 작용될 때 치조골에 균일한 분포로 골의 흡수가 일어난다는 것을 보고함으로써 생체역학 개념의 타당성을 조직학적으로 밝힌 바 있다. Hocevar<sup>32</sup>는 치아 이동을 이해하고 조절하기 위한 교정력에 대해 보고하였고, Burstone<sup>16,17,19,20</sup>은 Moment-to-force(M/F ratio)를 바탕으로 치아견인에 사용되는 Vertical loop와 T-loop의 force system에 대해 보고하였으며 Beta-titanium wire(TMA)로 제작한 T-springs의 M/F ratio를 제시하였다. Smith<sup>47</sup>, Kusy<sup>36</sup>은 치아 이동을 치체이동, 회전이동, 그리고 이 둘의 조합으로 보고 순수한 M/F ratio에 의해 치아 이동을 조절할 수 있음을 밝혔다. 박<sup>6</sup>은 부적당한 모멘트와 힘이 가해졌을 경우 치아군이 지나친 경사나 회전을 일으키기 쉽고, 구치부의 고정원 상실과 치근흡수등의 부작용을 유발하게 된다고 하였다. Tanne<sup>30</sup>는 유한요소법을 이용하여 상악 우측 중절치의 M/F ratio가 -8.39 일때 치체 이동을 하고, -6.52일때 controlled tipping을 한다고 하였고, 손<sup>10</sup>은 치체이동을 나타내는 M/F ratio는 -9.45이고, controlled tipping의 M/F ratio는 -5.38로 나타났다고 하였다. 본 연구에서는 Torque 증가에 따라 변위양상과 M/F ratio를 파악 한바 0에서는 uncontrolled tipping이 일어났으며, 7에서는 controlled tipping에 가까웠고, 15에서는 치체이동에 가까웠으며, 30에서는 치근이동의 이동양상과 유사하였다. 모멘트의 적용을 위해 2mm, 6mm지점에 힘을 가하였기 때문에 그 지점에서 각각 인장력과 압축력이 발생되고 있는 것으로 사료되며 응력양상을 보면 모멘트의 증가에 따라 절치부 순면에서 압축응력이 증가되어 나타나고 있다.

매우 단단한 호선을 사용하지 않는 한 폐쇄용 루프는 수직피개교합의 증가, 전치부 torque의 상실 및 치열궁의 reverse bowing등을 가져온다<sup>30</sup>. 따라서 정상 혹은 과개교합의 경향을 띄고 있는 경우에는 수직피개가 더욱 깊어지지 않도록 하는 조절을 필요로 한다. 즉 전치부의 intrusion을 유도하는 기전을 루프에 삽입하는 것이 바람직하다. 본 연구에서는 Asymmetrical TMA "T" loop의 분석한바 절치부에 함입력이 나타났다. 그러므로 수직피개가 깊은 환자나 공간폐쇄시 수직피개가 깊어질 염려가 있는 환자에서 사용하면 좋은 결과를 얻을 수 있을것으로 사료된다. 또한 Asymmetrical TMA "T" loop에서 현저한 수평력의 감소는 TMA의 물리적 성질 때문인 것으로 사료된다.

치의학 영역의 생리학적인 연구에서 중요한 점은 대상모형의 상태가 실제와 같은 경우에만 실제와 같은 결과가 나온다는 것이다. 이런 관점에서 볼 때 어떠한 방법도 실제와 같을 수는 없으므로 여러 방법의 결과를 상호 비교하여 해석해야만 바람직한 결과를 얻을 수 있을 것이다. 본 연구에서는 호선과 브라켓 사이의 마찰 저항력과 치아와 지지조직에 대한 개인적 차이가 고려되지 않았으나, 앞으로 컴퓨터의 발달과 함께 더 발전된 방법을 이용한다면, 실제와 유사한 실험을 통하여 임상에서 활용가능한 정보를 더 많이 얻게 되리라고 사료된다.

## V. 결 론

상악4전치 견인시 치아와 그 주위조직에서의 응력 분포와 변위, 이때 사용되는 Bull loop, Key-hole loop, T-loop, Combination loop, Asymmetric T-loop의 특성을 3차원 유한요소법에 의하여 정량적, 가시적으로 그 결과를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 여러가지 형태의 공간폐쇄용 루프중 bull loop에서 가장 큰 수평력을 나타냈으며, key-hole, Combination, T-loop 순 이었다. 이들 모두 치아이동의 양상은 uncontrolled tipping을 나타냈다.
2. Asymmetrical TMA T-loop에서는 수평력이 현저히 감소하였으며, 절치부위에 함입력이 나타났다.
3. 절치부에서 torque의 증가에 따라 모멘트가 증가하였고, 선형적인 증가를 보였다.
4. 모멘트의 증가에 따라 치아의 초기 이동양상은 uncontrolled tipping에서 치근이동의 이동양상을 보였다.



## 참고 문헌

1. 김광호, 손병화, 박영철 : 각종 Headgear를 사용한 정형력이 두개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 116 : 71-84, 1986.
2. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 29 : 67-207, 1991.
3. 김정희, 정재현, 조규중 : Overdenture 하에서 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과보철학회지, 28 : 63-94, 1990.
4. 김주영, 손병화 : Reverse head gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 15 : 7-22, 1985.
5. 김충배, 양원식 : Laser Holography를 이용한 상악 Headgear 견인에 따른 안면 두개골의 초기 반응에 관한 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 31-41, 1986.
6. 박영철 : Segmented Arch Technique에 의한 최신교정법 : III. 치근의 이동방법, 대한치과의사협회지, 24 : 698-702, 1986.
7. 안의영, 정규립 : 유한요소법에 의한 하악 제 1대구치의 Cervical traction효과에 관한 역학적 연구, 대한치과교정학회지, 19 : 45-60, 1989.
8. 엄정배, 이병태 : Multiloop Edgewise Arch Wire가 야기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 20 : 357-372, 1990.
9. 임정현, 김상철 : 교정용 선재의 TORQUE 효과에 관한 연구, 대한치과교정학회지, 24 : 87-94, 1994.
10. 장재완, 손병화 : 상악 중절치 후방 이동시 이동양상에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 21 : 617-633, 1991.
11. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, 대한치과교정학회지, 21 : 31-50, 1991.
12. 조정현, 이기수, 박영국 : 상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 23 : 263-273, 1993.
13. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적분석, 대한치과보철학회지, 29 : 233-247, 1991.
14. 황치일, 서정훈 : 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 24 : 478-508, 1994.
15. Burstone, C. J. and Koenig H. A. : Force system from an ideal arch, Am. J. Orthod., 65 : 270-289, 1974.
16. Burstone, C. J., et al. : Optimizing anterior and canine retraction, Am. J. Orthod., 70 : 1-19, 1976.
17. Burstone, C. J., Pryn timer, R. J. : Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, Am. J. Orthod., 77 : 396-409, 1980.
18. Burstone, C. J. : Application of bioengineering to clinical orthodontics, In Orthodontics : current orthodontics concepts and technique, 2nd ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 230-258, 1975.
19. Burstone, C. J. : The application of continuous forces to orthodontics, Angle Orthod., 31 : 1-14, 1961.
20. Burstone, C. J. : The segmented arch approach to space closure, Am. J. Orthod., 82 : 361-378, 1982.
21. Caputo, A. A., et al. : Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, Am. J. Orthod., 65 : 250-259, 1974.
22. Chaconas, S.J., and et al : Effects of wire size, loop configuration, and gabbling on canine-retraction springs, Am. J. Orthod., 65 : 58-66, 1974.
23. Cheverud, J., Lewis, J., Bachrach W., Lew W. D. : The measurement of form and variation in form : an application of three-dimensional quantitative morphology by finite element methods, Am. J. Phys. Anthropology., 62 : 151-165, 1983.
24. Coolidge, E. D. : The thickness of the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc., 24 : 1260-1270, 1937.
25. Cook, S. D., Weinstein, A. M., Klawitter, J. J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, J. Dent. Res., 61 : 25-29, 1982.
26. Davidian, E. J. : Use of a computer model study the force distribution on the root of maxillary central incisor, Am. J. Orthod., 59 : 581-588, 1971.
27. Dellinger, E. L. : A scientific assessment of the straight wire appliance, Am. J. Orthod., 73 : 290-299, 1978.
28. Fortin, J. : Translation of premolars in dog by controlling the moment to force ratio, Am. J. Orthod., 59 : 541-551, 1971.
29. Giessing, p. : Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, Am. J. Orthod., 87 : 353-362, 1985.
30. Hilger, J. J., Farzin-Nia, F. : The Asymmetrical "T" Archwire, J. Clin. Orthod., 26 : 81-86, 1992.
31. Hixon, E. H., Atikian, H., Callow, G. H. et al : Optimal force differential force and anchorage, Am. J. Orthod., 5 : 437-457, 1969.
32. Hocevar, R. : Understanding, Planning, and managing tooth movement : orthodontic force system theory, Am. J. Orthod., 80 : 457-477, 1981.
33. Jacobson, O. : Clinical significance of root resorption, Am. J. Orthod., 38 : 678-696, 1952.
34. khera, S. C., Goel, V. K., et al. : Parameters of MOD cavity preparations : a 3-D FEM study part II, Oper-Dent., 16 : 42-54, 1991.
35. Kronfeld, R. : Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc., 18 : 1942, 1931.
36. Kusy, R. P., and Tulloch, J. F. : Analysis of moment to force ratios in the mechanics of tooth movement, Am. J. Orthod., 90 : 127-131, 1986.
37. Miyasaka, J., Tanne, K., et al. : Finite element analysis

- for biomechanical effects on cranifacial skeleton, *J. Dent. Res.*, 66 : 323, 1987.
38. Moss, M. L., Skalak, R., Patel, H., et al. : Finite element method modeling of cranifacial growth, *Am. J. Orthod.*, 87 : 453-472, 1985.
  39. Motoyoshi, M., et al. : A study on the application of the FEM to craniofacial growth analysis, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 46 : 360-369, 1987.
  40. Muhlemann, H. R. : Tooth mobility : The measuring method ; initial and secondary tooth mobility, *J. Periodontol.*, 25 : 22-29, 1954.
  41. Muhlemann, H. R., Houghlum, M. W. : The determination of the tooth rotation center, *Oral Surg.*, 7 : 392-394, 1954.
  42. Parfitt, G. J. : Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction, *J. Dent. Res.*, 39 : 608-618, 1960.
  43. Pederson, E., Aandersen, K., Mesen, B. : Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique, *Eur. J. Orthod.*, 13 : 65-74, 1991.
  44. Pederson, E., Aandersen, K., Gjessing, P. E. : Electronic determination of centers of rotation produced by orthodontic force systems, *Eur. J. orthod.*, 12 : 272-280, 1990.
  45. Reitan, K., Kvam, E. : Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement, *Angle Orthod.*, 41 : 1-14, 1971.
  46. Sleichter, C. G. : A clinical assessment of light and heavy force in the closure of extraction spaces, *Angle Orthod.*, 41 : 66-75, 1971.
  47. Smith, R. J., Burstone, C. J. : Mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 85 : 294-307, 1984.
  48. Steyn, C. L., Verwood, W. S. : Calculation of the position the axis of rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped, *Br. J. Orthod.*, 5 : 153-156, 1978.
  49. Tanne, K., Hiraga, J., Sakuda, M. : Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex, *Eur. J. orthod.*, 11 : 382-391, 1989.
  50. Tanne, K., Hiraga, J., Sakuda, M. : Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex : a study using the finite element method, *Am. J. Orthod.*, 95 : 200-207, 1989.
  51. Waters, N. E., and Ward, M. A. : The mechanics of looped arches with non parallel or angulated legs, *Br. J. Orthod.*, 14 : 161-167, 1987.

-ABSTRACT-

## MECHANICAL ANALYSIS OF THE PATTERN OF MOVEMENT DURING RETRACTION OF MAXILLARY INCISORS BY SPACE CLOSING LOOP

Sang-Hong Min, Young-Jooh Yoon, Kwang-Won Kim

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

This study was performed, by Finite Element Method, to evaluate the stress distribution on the periodontal tissue according to activation of the various closing loops and to predict the pattern of movement of maxillary incisors. At the same time, bull loop, key-hole loop, T-loop, combination loop and asymmetrical T-loop which were used for retraction of maxillary incisors was analysed by Finite Element Method.

The following results were obtained

1. Horizontal force was the greatest in bull loop, the followed by key-hole loop, combination loop, T-loop and initial tooth movement exhibited uncontrolled tipping.
2. Horizontal force in asymmetrical T-loop compared to other closing loops was remarkably decreased, and the intrusive force on the incisors occurred.
3. As torque was increased, the moment was increased as a linear increment.
4. As moment was increased, initial movement of tooth changed to root movement from uncontrolled tipping.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 143-152

※Key words : Finite Element Method, Retraction, Space closing loop