

# 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구

황치일<sup>1)</sup> · 서정훈<sup>2)</sup>

## I. 서 론

치아를 근원심이나 상하 뿐 아니라 협설 방향의 3차원적인 관점에서 정밀하게 조절할 수 있도록 하는 것은 교정치료의 기본으로 점차 기능적 교합의 개념<sup>70,71)</sup>과 정상적인 치아의 위치<sup>4-6)</sup>에 관한 관심이 증가함에 따라서 좀 더 정교하고 정확한 치료가 필요하게 되었다.

교정치료시 적절한 치관 경사도는 기능적인 교합과 재발의 방지에 매우 중요한데, 정교한 협설방향의 치관 경사도는 적절한 torque를 부여함으로써 얻을 수 있다<sup>71-72)</sup>. 교정학에서 torque는 여러 의미로 해석될 수 있어서, 기술상의 관점에서는 탄선을 비틀어서 나타나는 힘이 치아에 가해져서 나타나는 효과를<sup>80)</sup>, 치아의 관점에서는 협설 또는 순설 방향으로 치관의 움직임은 최소로 하고 치관의 움직임을 극대화 시키는 것을<sup>80)</sup>, 기능교합 관점에서는 치관의 협설 경사도<sup>4,101)</sup>를 각각 나타낸다. 본 연구에서는 혼동을 피하기 위해서 torque는 기술상의 의미로 하고, 치아의 움직임은 치관 경사도로 하였다.

Edgewise 기법에서 torque는 치아에 edgewise slot이 있는 bracket이나 tube를 붙이고 단

면이 정사각(square)이나 직사각(rectangular)인 탄선을 이용하여 얻을 수 있다. 즉 third order bend에 의해 비틀린 탄선에서 발휘되는 응력이 각이진 bracket slot이나 tube를 매개로 치아에 가해짐으로써 이루어지며, 최근에는 각각의 치아에 필요한 torque, tip, in-out을 bracket에 미리 처방하여 호선의 구부림이나 비트는 조작용 현저하게 줄인 straight wire appliance<sup>15,68,69,72,105,109)</sup>를 이용하여 torque를 부여하기도 한다. 그러나 보통의 edgewise 장치를 이용한 치료에서는 물론이고 정상교합자의 치관 경사도를 평균하여 제작된 straight wire appliance를 사용하더라도, 환자 개개인의 치아에 적절한 치관 경사도를 부여하기 위해서 치료 도중 부가적인 torque(active torque)가 필요하게 된다.

Torque는 치아의 형태, 크기 및 위치, 치근과 치관의 상호관계 등<sup>11,12,22,29)</sup>에 따라서, bracket의 위치<sup>5,9,49,113)</sup>, bracket과 탄선의 재질<sup>17,77)</sup>, deviation angle<sup>19,23,41,49,63,76)</sup>, 치료역학<sup>10,28,75,90,114)</sup> 등에 의해서도 영향을 받을 수 있다.

1920년대말 3차원적인 치아 이동을 목적으로 Angle<sup>7)</sup>이 edgewise 장치를 고안한 이래 Brodie<sup>10)</sup>가 torque의 원리에 대해 발표를 하였지만, 단순한 임상적인 소견 언급<sup>80)</sup> 이외의 체계적인 연구는 미미하였다. 따라서 Strang<sup>79)</sup>은 많은 임상가들 사이에서 torque가 매우 위험하며, 금단적인 것으로 인식되고 있는 것은 사용자의 무지

접수일 : 1994년 4월 1일

<sup>1)</sup> : 서울대학교 치과대학 교정학교실, 박사과정

<sup>2)</sup> : 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

함에 있다고 기술하였다. 이것은 탄선의 재료가 귀금속에서 stainless 강으로 바뀌는 과정에서의 시행 착오<sup>62)</sup>로 생각되며, 정밀한 교합에 대한 인식이 부족했기 때문인 것으로 사료된다.

정상교합에 관한 Andrews의 연구<sup>4)</sup> 이후 straight wire appliance에 대한 관심이 증가하면서 torque에 관한 연구들이 활발해지기 시작하였지만, 대부분은 치근이나 치관의 형태, 크기, 위치 등의 개인차나 bracket의 위치 차이 등 주로 torque의 형태해부학적인 요인에 관한 연구들이었으며, 탄선에 관한 Schrody의 연구<sup>75)</sup>와 같이 torque에 영향을 줄 수 있는 치료 역학에 관한 연구는 많지 않았다.

Ideal archwire에 torque를 부여하면 그 힘을 bracket을 통하여 치아에 전달되는데 치아의 저항 중심점(center of resistance)과 bracket 사이의 거리로 인한 moment가 발생하여 치근의 이동보다는 치관의 움직임이 많아지게 되는 등의 복잡한 반응이 일어난다<sup>14,15,78)</sup>. 따라서 torque에 의하여 나타나는 복합작용에 대한 연구가 필요하였지만, 연구가 미진한 이유는 torque에 영향을 미치는 다양한 요인을 검증할 실험방법을 결정 하는데 어려움이 있었기 때문인 것으로 생각된다.

교정의는 설정된 치료목표에 부합하는 치아 이동을 위해 기계적인 장치를 사용하게 된다. 성장 및 발육에 의해 끊임없이 변화하는 생체조직에 이러한 기계적인 장치를 사용하여 바람직한 치료 결과를 얻으려면, 현재 사용하고 있거나 또는 앞으로 사용할 교정장치가 생체에 미치는 생물학적 영향에 대한 이해와 교정장치의 역학 현상에 대한 분석이 필요하게 된다. 이를 위해 교정의들은 임상적인 소견이나 동물 실험에 의한 생물학적 연구<sup>65-67,82)</sup>와 수학적-기계적인 연구<sup>81,83)</sup>, 광탄성법<sup>98,108,117)</sup>, strain-gauge method<sup>60,61,104)</sup>, laser holography를 이용한 연구<sup>73,95,103,106)</sup>, 유한요소법 등으로 역학적 연구를 시행하였다.

유한 요소법은 다른 응력분석과는 달리 형상이 복잡하고 균일 하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가

능할 뿐 아니라 그 결과가 X,Y,Z축 중 어느 것에 기인한 것인지를 알려주며, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다<sup>96,112,118)</sup>. 이러한 장점으로 유한요소법을 이용한 다수의 의학<sup>32-35,39,49)</sup> 및 치의학 논문<sup>8,25,40,42-44,58,94,97,99,119,121,122)</sup> 이 보고된 바 있다.

본 연구는 상악 치아 및 치근막의 해부학적 형태 및 생체 역학적 특성을 컴퓨터로 재현시켜, ideal archwire의 전치부나 구치부에 active torque를 부여하였을 때, 교정력을 직접 받은 치아에서의 반응과 인접 치아에서의 반작용을 알아보고자, 유한요소법을 이용하여 분석한 후 힘의 분포 및 변위, 변형도를 가시적, 정량적으로 평가하여 이를 바탕으로 임상에서 교정 치료를 하는데 다소의 도움이 되는 지견을 얻었기에 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구방법

### A. 유한 요소 모델의 제작

1. 상악 좌측 중절치에서 상악 좌측 제 2 대구치까지의 치아의 유한 요소 모형을 제작하기 위해서, 치아 단면의 형태는 발치 된 치아와 치아 모형을 이용하여 1mm 간격으로 단면을 만들면서 각각의 단면을 기록하였고 이 형태와 Wheeler<sup>91)</sup>의 수치를 참고로 하여 동일한 형태와 크기로 좌표화하였다. 이 때 각각 치아의 협설 경사도와 근원심 치축 경사도는 Andrews<sup>4)</sup>의 연구를 참고로 하여 치아의 좌표를 결정하였다. 좌표화된 치아는 8절점의 육면체 요소로 분할하여 컴퓨터에서 3차원의 유한 요소 모델을 제작하였다(그림 1).

2. 상악 치열을 완성하기 위해서 Roth의 정상 악궁형태(그림 2)를 이용하여 좌표화한 후 여기에 3차원 유한 요소 모델화된 치아를 적절히 배열하였다.

3. 치근막의 두께는 나이, 부위, 개개인에 따라서 차이가 있으나 본 연구에서는 Coolidge<sup>18)</sup>의 연구를 참고로 하여 평균 0.25mm라고 설정하고 위와 같은 방법으로 유한 요소 모델을 제작하였

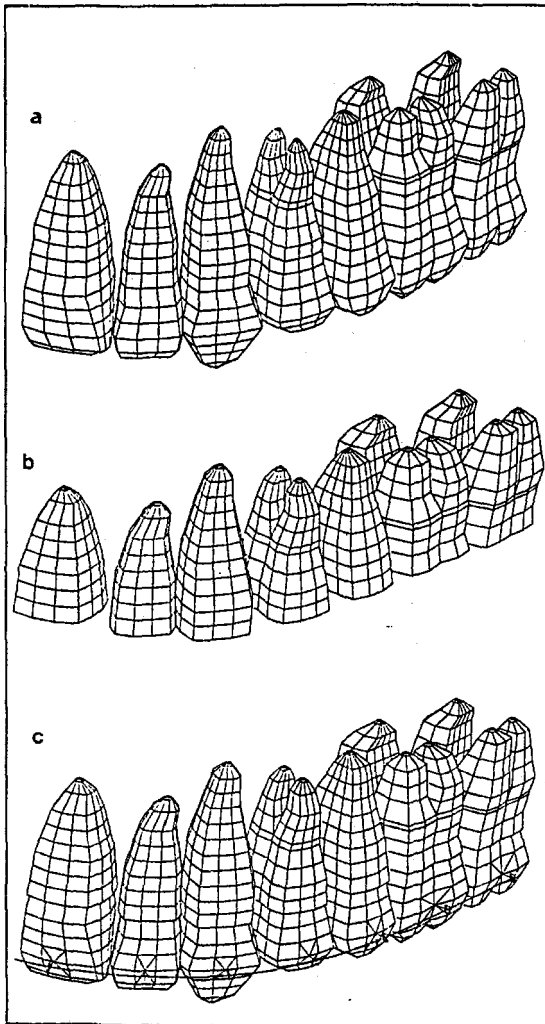


Fig. 1. Three dimensional finite element model of the upper left dentition.  
 a. teeth  
 b. periodontal ligament  
 c. total finite element model

다.

4. 완성된 모형에 교정력을 가하기 위해 slot크기가 .022" x.028" (단위는 inch)인 bracket을 각 치아의 치관 순면 최대풍융부(Andrews의 facial axis point: FA point<sup>2)</sup>)와 bracket slot의 중심이 일치하도록 부착하였다. Ideal archwire는 beam 요소로 분할하였다. 이 때 ideal archwire는 Roth의 정상 악궁 형태에 필요한 first order bend를

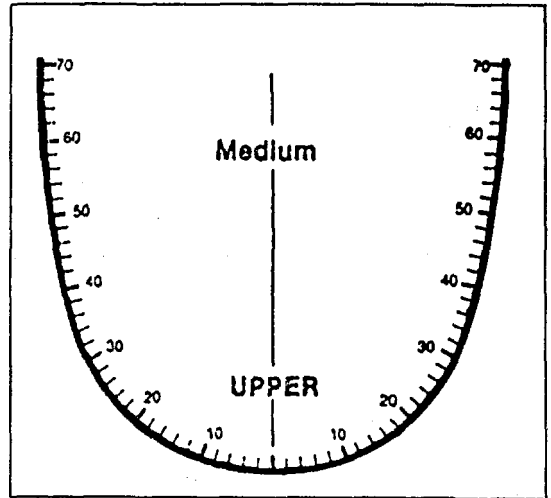


Fig. 2. Tru-arch form : medium size ( 'A' Company

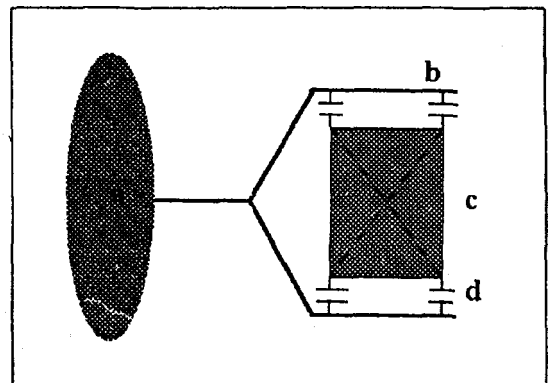


Fig. 3. Schematic diagram of gap element.  
 (a) tooth (b) bracket (c) wire  
 (d) gap element

제외하고는 second과 third order bend가 없도록 하였고, 각각의 bracket slot의 각도는 위의 archwire가 passive하게 삽입할 수 있도록 각도를 조절하였다.

5. 탄선과 bracket사이의 힘의 전달에 관한 접촉 반응은 비선형 현상을 보이기 때문에 본 실험에서는 비선형 해석을 위해서 그림 3과 같은 gap element를 사용하였다.

6. 완성된 전체 모델의 총 요소 수는 2617개이며, 총 절점 수는 3725개였다 .

**Table 1.** Mechanical properties for the tooth, periodontal ligament, and stainless steel wire.

Material	Young's modulus (Kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's Ratio
Tooth	$2.0 \times 10^{-3}$	0.3
Periodontal ligament	$7.14 \times 10^{-3}$ *	0.49
Wire(stainless steel)	$21.4 \times 10^{-3}$	0.3

\* : Anderson 등의 연구<sup>2)</sup> 결과인 0.07MPa를 Kg/mm<sup>2</sup> 단위로 치환한 것.

7. 전체 모형의 재료상의 특성은 교정력이라는 약한 힘을 가했을 때 나타나는 현상을 알아보기 위한 것이기 때문에 선형 탄성, 등방성 및 동질성인 것으로 가정하였으며, 여기에 사용된 각 모델의 물리적 성질은 표 1에 있는 값을 대입하여 계산하였다.

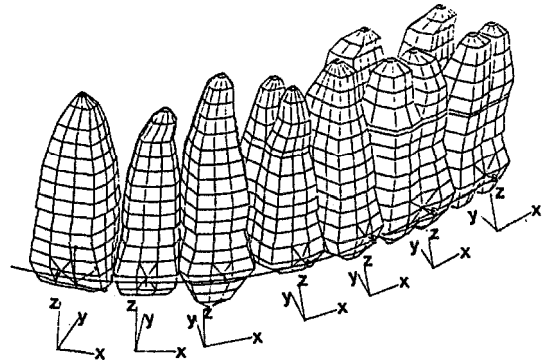
#### B. Active torque의 부여

1. .021"x.025" 크기의 탄선을 사용하였다.

2. 본 실험에서는 탄선과 bracket slot 크기 차이로 인한 혼동을 줄이기 위해서 탄선과 bracket의 수치는 제작사의 사양을 그대로 입력하였고, deviation angle은 Dellinger<sup>23)</sup>의 자료를 참조로 하였다. 즉 .022"x.028" slot에 .021"x.025" 크기의 탄선을 사용하면 약 3°의 deviation angle이 생긴다.

3. Active torque 부여시 그 부위에서 원하는 작용뿐 아니라 반작용이 일어난다는 선학들의 연구<sup>10,37,64,75)</sup>를 검토후에 deviation angle은 작용과 반작용의 양쪽 부위에 영향을 줄 수 있으므로, active torque를 부여할 때 deviation angle을 2배로 계산하여 작용과 반작용의 양을 측정하였다. 예를 들면 .022"x.028" slot에 10°의 active torque를 부여하려면 .021"x.025" 크기의 탄선에서 deviation angle을 2배로 계산하여 3° + 3° + 10° 즉 16°를 부여하였다.

4. Active torque의 양은 .021"x.025" wire에서는 각각 11°와 16°를, 치관을 기준으로 설측 또는 순측방향으로 부여하였다.



**Fig. 4.** The reference coordinate system (X, Y, Z) for the results.

5. Active torque의 부여 방법은 크게 전치부와 구치부로 나누어, 전치부에서는 4전치에 torque를 부여하기 위해 상악 측절치와 견치 사이의 호선을 비트는 것으로 하였으며, 구치부에서는 상악 제 2 소구치와 상악 제 1 대구치 사이의 호선을 비트는 것으로 하였고, 전치부와 구치부 각각은 ideal archwire가 bracket에서 미끄러지는 것을 방지한 cinch-back이나 tie-back을 했을 때와 하지 않았을 때를 상호 비교하였다.

6. 유한 요소 모델에 active torque를 부여하는 것은, 각각의 torque각도에 대하여 치아에 가해지는 힘의 크기를 먼저 계산하고, 이 값을 beam 요소에 적용하여 계산하였다.

#### C. 처리 방법

1. 유한 요소 분석의 결과는 정량적으로는 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z 축에 대한 변위 값과 회전각 즉 6개의 좌표에 대한 계측치와 각 치관의 FA point에 가해진 force와 moment를 구하였으며, 가시적으로 확인하기 위해서 활동 영상 처리 기법과 각 치아의 순면, 원심면, 치근 방향의 3 방향에서 단면 처리하여 관찰하였다.

2. 유한요소분석을 위한 컴퓨터 프로그램으로 preprocessing과 postprocessing은 PATRAN ver 2.5를 사용하였으며, solution은 MARC ver K4.2를 사용하였다. 본 실험은 DEC station 5000/200 기종의 컴퓨터를 사용하였다.

### III. 연구결과

1. 전치 치관 순측 경사를 얻기 위해서 상악 측절치와 견치 사이에  $-11^\circ$ 의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment는 표 2와 같다. 치관 순측 경사도의 변화가 측절치에서 약  $260 \times 10^{-5}$  radian, 중절치는  $100 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 대해서, 반작용으로는 견치에서  $59 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치는  $24 \times 10^{-5}$  radian의 치관 설측 경사와 측절치에서  $307 \times 10^{-5}$  radian의 근심회전과  $2 \mu\text{m}$ 의 정출이, 견치에서는  $18 \times 10^{-5}$  radian의 원심회전과  $5 \mu\text{m}$ 의 압하가 일어났다.

2. 상악 측절치와 견치사이에  $-16^\circ$ 의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment는 표 3과 같다. 이 값을 가지적으로 확인하기 위해서 그림 5-A에서는 ideal archwire에서의 변위 양상을, 그림 5-B에서는 변위의 양이 비교적 많았던 상악 중절치, 상악 측절치, 상악 견치 그리고 상악 제 1 소구치에서의 변화를 단면처리 하였다. 이 그림들은 변위의 양을 50배로 확대하여 나타낸 것이다.

치관 순측 경사도의 변화가 측절치에서 약  $449 \times 10^{-5}$  radian, 중절치는  $169 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 반해서, 반작용으로는 견치에서  $113 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치는  $43 \times 10^{-5}$  radian의 치관 설측 경사와 측절치에서  $535 \times 10^{-5}$  radian의 근심회전과  $6 \mu\text{m}$ 의 정출이, 견치에서는  $34 \times 10^{-5}$  radian의 원심회전과  $11 \mu\text{m}$ 의 압하가 일어났다.

3. 전치 치관 순측 경사를 얻기 위해서 상악 측절치와 견치 사이에  $-16^\circ$ 의 active torque를 부여하고 cinch-back을 했을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment는 표 4와 같다. 이 값을 가지적으로 확인하기 위해서 그림 6-A에서는 ideal archwire에서의 변위 양상을 그림 6-B에서는 변위의 양이 비교적 많았던 상악 중절치, 상악 측절치, 상악 견치 그리고 상악 제 1 소구치에서의

변화를 단면처리 하였다. 이 그림들은 변위의 양을 50배로 확대하여 나타낸 것이다.

치관 순측 경사도의 변화가 측절치에서 약  $412 \times 10^{-5}$  radian, 중절치는  $120 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 반해서, 반작용으로는 견치에서  $138 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치는  $63 \times 10^{-5}$  radian의 치관 설측 경사와 측절치에서  $522 \times 10^{-5}$  radian의 근심회전과  $7 \mu\text{m}$ 의 정출이, 견치에서는  $40 \times 10^{-5}$  radian의 원심회전과  $10 \mu\text{m}$ 의 압하가 일어났다.

cinch-back을 하지 않았던 표 3의 결과와 비교하면, 치관 순측 경사도의 변화가 측절치에서는  $449 \times 10^{-5}$ 에서  $412 \times 10^{-5}$  radian으로 중절치가  $169 \times 10^{-5}$ 에서  $120 \times 10^{-5}$  radian으로 줄었으며, 반작용인 견치와 제 1 소구치의 치관 설측 경사는  $113 \times 10^{-5}$ 에서  $138 \times 10^{-5}$  radian과  $43 \times 10^{-5}$ 에서  $63 \times 10^{-5}$  radian으로 증가하는 등 전반적으로 반응의 양은 줄었고 상대적으로 반작용의 양은 증가하였다. 또한 제 2 대구치에서의 변화가 차이가 많았는데 cinch-back을 한 경우  $27 \times 10^{-5}$  radian의 근심회전과  $47 \times 10^{-5}$  radian 근심경사가 관찰되었지만 cinch-back을 하지 않은 경우 근심회전과 근심경사는 거의 일어 나지 않았다.

4. 전치 치관 설측 경사를 유도하기 위해서 상악 측절치와 견치사이에  $+16^\circ$ 의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment는 표 5와 같다. 이 값을 가지적으로 확인하기 위해서 그림 7-A에서는 ideal archwire에서의 변위 양상을, 그림 7-B에서는 변위의 양이 비교적 많았던 상악 중절치, 상악 측절치, 상악 견치 그리고 상악 제 1 소구치에서의 변화를 단면처리 하였다. 이 그림들은 변위의 양을 50배로 확대하여 나타낸 것이다.

치관 설측 경사도의 변화가 측절치에서 약  $449 \times 10^{-5}$  radian, 중절치는  $169 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 반해서, 반작용으로는 견치에서  $113 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치는  $43 \times 10^{-5}$  radian의 치관 순측 경사가 일어나는 등 치관 순측 경사를 위해 같은 양의 active torque를 부여하였던 표 3의 결과와 비교하면 부호 즉 힘의 방향만이 다를

**Table 2.** The effect on the FA point in maxillary dentition after  $-11^\circ$  of active anterior torque in  $.021'' \times .025''$  ideal archwire without cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	0.736	-12.083	-1.427	-100.539	-9.196	-4.562
<u>2</u>	-6.073	-23.289	-2.318	-260.292	-21.519	-307.260
<u>3</u>	0.449	4.190	5.540	59.291	5.351	18.432
<u>4</u>	-0.221	3.277	0.667	24.230	2.691	-0.725
<u>5</u>	-0.043	-0.274	0.083	-1.591	0.018	-0.740
<u>6</u>	-0.048	-0.349	0.355	-3.255	0.549	-0.034
<u>7</u>	-0.015	-0.096	0.101	-0.924	0.273	0.003

B

Teeth	Axial force (Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	2.993E-02	3.424E-01	-0.0411
<u>2</u>	-7.884E-02	1.976E+00	-0.0484
<u>3</u>	7.070E-02	-1.599E+00	0.0653
<u>4</u>	-2.752E-02	1.742E-02	-
<u>5</u>	3.372E-03	4.279E-05	-
<u>6</u>	3.478E-04	8.004E-03	-
<u>7</u>	1.652E-04	1.505E-03	-

A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : distal (-) : mesial

B-L : bucco-lingual displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : lingual (-) : buccal

R-C : up and down displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : intrusion (-) : extrusion

$\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point( $10^{-6}$ radian)

(+) : crown lingual (-) : crown labial

$\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point( $10^{-6}$ radian)

(+) : mesial tipping (-) : distal tipping

$\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point( $10^{-6}$ radian)

(+) : distal rotation (-) : mesial rotation

B. Axial force : (Kgf)

(+) : tensile strength between wire and teeth

(-) : compressive strength between wire and teeth

Moment : (Kgf.mm)

(+) : counterclockwise (-) : clockwise

Fx : (Kgf)

(+) : intrusive force (-) : extrusive force

**Table 3.** The effect on the FA point in maxillary dentition after  $-16^\circ$  of active anterior torque in  $.021'' \times .025''$  ideal archwire without cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

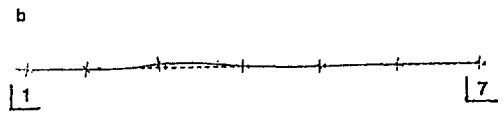
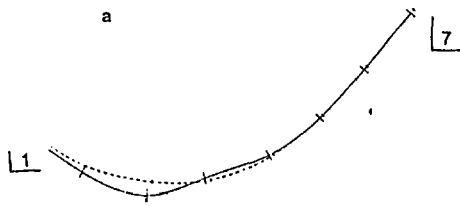
Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	1.291	-20.413	-2.242	-169.088	-15.236	-5.361
<u>2</u>	-10.034	-40.097	-6.609	-449.799	-44.371	-535.048
<u>3</u>	0.826	8.262	11.198	113.590	10.680	34.983
<u>4</u>	-0.409	5.831	1.329	43.020	4.988	-1.338
<u>5</u>	-0.049	-0.437	0.125	-2.465	0.008	-0.895
<u>6</u>	-0.044	-0.351	0.325	-3.206	0.491	-0.023
<u>7</u>	-0.021	-0.116	0.126	-1.116	0.363	-0.009

B

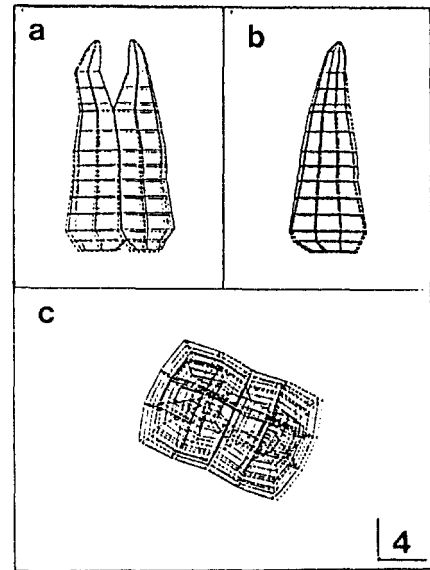
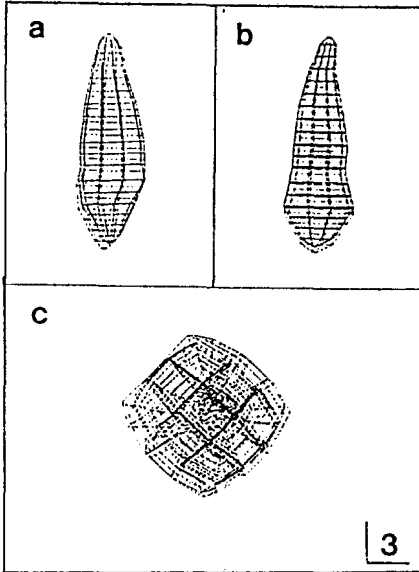
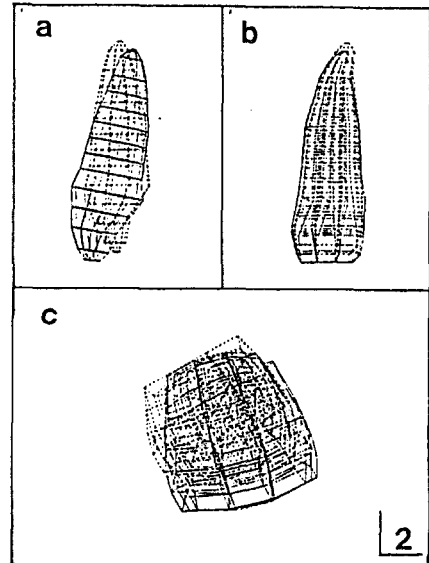
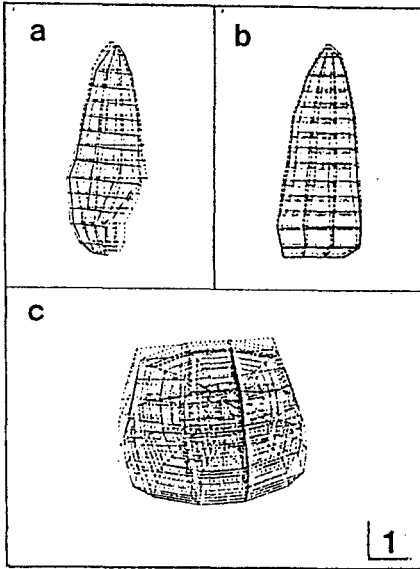
Teeth	Axial force(Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	5.283E-02	5.449E-01	-0.0679
<u>2</u>	-1.397E-01	3.483E+00	-0.0985
<u>3</u>	1.257E-01	-2.982E+00	0.1303
<u>4</u>	-4.955E-02	3.226E-02	-
<u>5</u>	6.163E-03	-3.191E-03	-
<u>6</u>	9.335E-04	6.708E-03	-
<u>7</u>	1.349E-04	1.927E-03	-

- A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : distal (-) : mesial  
 B-L : bucco-lingual displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : lingual (-) : buccal  
 R-C : up and down displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : intrusion (-) : extrusion  
 $\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point ( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : crown lingual (-) : crown labial  
 $\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point ( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : mesial tipping (-) : distal tipping  
 $\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point ( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : distal rotation (-) : mesial rotation

- B. Axial force : (Kgf)  
 (+) : tensile strength between wire and teeth  
 (-) : compressive strength between wire and teeth  
 Moment : (Kgf.mm)  
 (+) : counterclockwise (-) : clockwise  
 Fx : (Kgf)  
 (+) : intrusive force (-) : extrusive force



A



B

Fig. 5. Displacement (-----, pretorqued : ———, posttorqued) of the wire (A) and teeth (B) after  $-16^\circ$  of active anterior torque in .021" X .025" ideal archwire without cinch-back (enlargement scale X 50).  
 A-a, occlusal view : A-b, left-lateral view  
 B-a : distal view B-b : labial or buccal view B-c : apical view



**Table 4.** The effect on the FA point in maxillary dentition after  $-16^\circ$  of active anterior torque in  $.021'' \times .025''$  ideal archwire with cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	1.006	-14.113	-3.820	-120.063	-14.686	-12.196
<u>2</u>	-9.697	-35.741	-7.599	-412.807	-44.649	-522.590
<u>3</u>	1.058	11.501	10.134	138.563	10.604	40.525
<u>4</u>	-0.384	8.446	0.390	63.394	4.925	-1.162
<u>5</u>	0.079	0.422	-0.137	2.553	-0.020	1.349
<u>6</u>	-0.046	-0.217	0.280	-2.145	0.556	-0.075
<u>7</u>	-6.235	0.230	0.627	-0.428	47.055	-27.577

B

Teeth	Axial force(Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	2.848E-02	5.473E-01	-0.0677
<u>2</u>	-1.543E-01	3.484E+00	-0.0990
<u>3</u>	1.017E-01	-2.983E+00	0.1302
<u>4</u>	-6.551E-02	3.321E-02	-
<u>5</u>	-4.094E-03	-4.849E-03	-
<u>6</u>	-8.930E-04	7.503E-03	-
<u>7</u>	-6.118E-05	1.792E-03	-

- A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : distal (-) : mesial  
 B-L : bucco-lingual displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : lingual (-) : buccal  
 R-C : up and down displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)  
 (+) : intrusion (-) : extrusion  
 $\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : crown lingual (-) : crown labial  
 $\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : mesial tipping (-) : distal tipping  
 $\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)  
 (+) : distal rotation (-) : mesial rotation

- B. Axial force : (Kgf)  
 (+) : tensile strength between wire and teeth  
 (-) : compressive strength between wire and teeth  
 Moment : (Kgf.mm)  
 (+) : counterclockwise (-) : clockwise  
 Fx : (Kgf)  
 (+) : intrusive force (-) : extrusive force

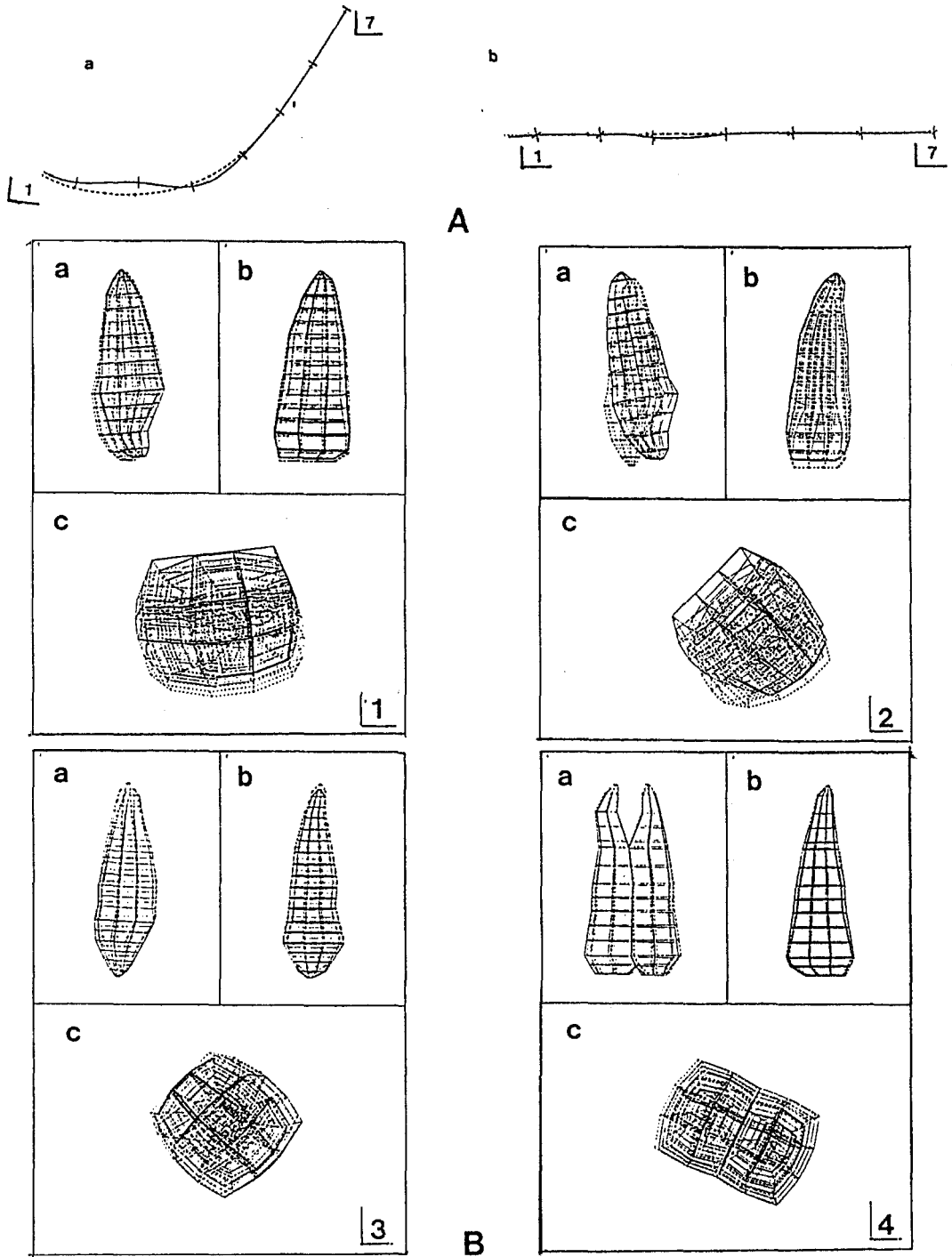


Fig. 6. Displacement (-----, pretorqued : ———, posttorqued) of the wire (A) and teeth (B) after  $-16^\circ$  of active anterior torque in  $.021'' \times .025''$  ideal archwire with cinch-back (enlargement scale X50).  
 A-a, occlusal view : A-b, left-lateral view  
 B-a : distal view B-b : labial or buccal view B-c : apical view

**Table 5.** The effect on the FA point in maxillary dentition after +16° of active anterior torque in .021" × .025" ideal archwire without cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	-1.291	20.414	2.242	169.086	15.236	5.361
<u>2</u>	10.034	40.097	6.609	449.797	44.368	535.045
<u>3</u>	-0.826	-8.262	-11.198	-113.590	-10.680	-34.984
<u>4</u>	0.409	-5.831	-1.329	-43.019	-4.988	1.338
<u>5</u>	0.049	0.437	-0.125	2.465	-0.008	0.895
<u>6</u>	0.044	0.351	-0.325	3.206	-0.491	0.023
<u>7</u>	0.021	0.116	-0.126	1.116	-0.363	0.009

B

Teeth	Axial force(Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	-5.275E-02	-5.449E-01	0.0678
<u>2</u>	1.399E-01	-3.483E+00	0.0986
<u>3</u>	-1.258E-01	2.982E+00	-0.1304
<u>4</u>	4.958E-02	-3.226E-02	-
<u>5</u>	-6.163E-03	3.190E-03	-
<u>6</u>	-9.336E-04	-6.707E-03	-
<u>7</u>	-1.346E-04	-1.927E-03	-

- A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : distal (-) : mesial  
 B-L : bucco-lingual displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : lingual (-) : buccal  
 R-C : up and down displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : intrusion (-) : extrusion  
 $\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : crown lingual (-) : crown labial  
 $\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : mesial tipping (-) : distal tipping  
 $\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : distal rotation (-) : mesial rotation
- B. Axial force : (Kgf)  
 (+) : tensile strength between wire and teeth  
 (-) : compressive strength between wire and teeth  
 Moment : (Kgf.mm)  
 (+) : counterclockwise (-) : clockwise  
 Fx : (Kgf)  
 (+) : intrusive force (-) : extrusive force

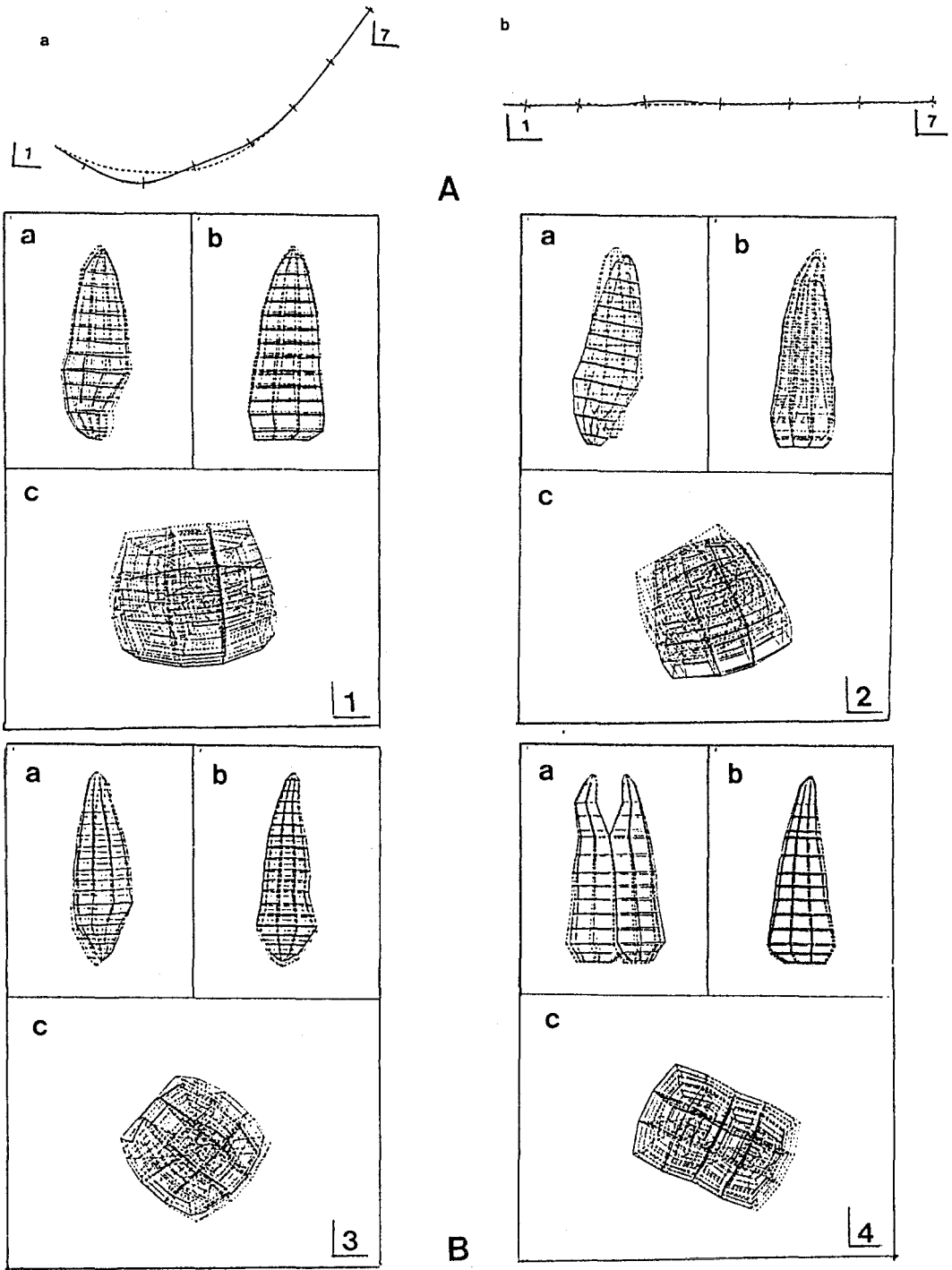


Fig. 7. Displacement (-----, pretorqued : ———, posttorqued) of the wire (A) and teeth (B) after +16° of active anterior torque in .021" X .025" ideal archwire without cinch-back (enlargement scale X50).  
 A-a, occlusal view : A-b, left-lateral view  
 B-a : distal view B-b : labial or buccal view B-c : apical view

뿐이고 그 절대값은 같았다.

5. 구치부에 치관 설측 경사를 얻기 위해서 상악 제2 소구치와 상악 제 1 대구치 사이에 +11°의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment 결과는 표 6과 같다.

치관 설측 경사도의 변화는 상악 제 1 대구치에서는 약  $101 \times 10^{-5}$  radian, 제 2 대구치에서는  $15 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 비해서, 반작용으로는 제 2 소구치에서는  $41 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치에서는  $20 \times 10^{-5}$  radian의 치관 순측 경사와 제 2 소구치에서는  $43 \times 10^{-5}$  radian의 근심 방향의 회전이 일어 났다.

6. 상악 제 2 소구치와 상악 제 1 대구치 사이에 +16°의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment 결과는 표 7과 같다. 이 값을 가지적으로 확인하기 위해서 그림 8-A에서는 ideal archwire에서의 변위 양상을, 그림 8-B에서는 변위의 양이 비교적 많았던 상악 제 1 대구치, 상악 제 2 대구치, 상악 제 1 소구치 그리고 상악 제 2 소구치에서의 변화를 단면처리 하였다. 이 그림들은 변위의 양을 100배로 확대하여 나타낸 것이다.

치관 설측 경사도의 변화는 상악 제1대구치에서는 약  $176 \times 10^{-5}$  radian, 제 2 대구치에서는  $27 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 비해서, 반작용으로는 제 2 소구치에서는  $77 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치에서는  $34 \times 10^{-5}$  radian의 치관 순측 경사와 제 2 소구치에서는  $80 \times 10^{-5}$  radian의 근심 방향의 회전과 3 μm의 정출이 제 1 대구치에서는 7 μm의 압하가 일어났다.

7. 상악 제 2 소구치와 상악 제 1 대구치 사이에 +16°의 active torque를 부여하고 cinch-back을 했을 때 각 치관의 FA point에서의 X, Y, Z축에 대한 변위값, 회전각 그리고 force와 moment 결과는 표 8과 같다. 이 값을 가지적으로 확인하기 위해서 그림 9-A에서는 ideal archwire에서의 변위 양상을, 그림 9-B에서는 변위

의 양이 비교적 많았던 상악 제 1 대구치, 상악 제 2 대구치, 상악 제 1 소구치 그리고 상악 제 2 소구치에서의 변화를 단면처리 하였다. 이 그림들은 변위의 양을 100배로 확대하여 나타낸 것이다.

치관 설측 경사도의 변화는 상악 제 1 대구치에서는 약  $177 \times 10^{-5}$  radian, 제 2 대구치에서는  $27 \times 10^{-5}$  radian의 양으로 일어 난데 비해서, 반작용으로는 제 2 소구치에서는  $76 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치에서는  $31 \times 10^{-5}$  radian의 치관 순측 경사와 제 2 소구치에서는  $79 \times 10^{-5}$  radian의 근심 방향의 회전과 3 μm의 정출이 제 1 대구치에서는 7 μm의 압하가 일어 났다. cinch-back을 하지 않았던 표 7의 결과와 비교하면, 상악 제 1, 2 대구치의 치관 설측 경사 및 제 1, 2 소구치에서의 치관 순측 경사와 제 2 소구치의 근심 방향 회전의 양이 거의 같았고, 반작용인 측절치와 중절치에서 치관 설측 경사의 양이  $5 \times 10^{-5}$ 에서  $10 \times 10^{-5}$  radian,  $2 \times 10^{-5}$ 에서  $8 \times 10^{-5}$  radian으로 증가하였다.

#### IV. 총괄 및 고안

교정의는 설정된 치료목표에 부합하는 치아 이동을 시키기 위해 기계적인 장치를 사용하게 된다. 성장 및 발육에 의해 끊임없이 변화하는 생체조직에 이러한 기계적인 장치를 사용하여 바람직한 치료 결과를 얻으려면, 현재 사용하고 있거나 또는 앞으로 사용할 교정장치가 생체에 미치는 생물학적 영향에 대한 이해와 교정장치의 구조해석에 대한 분석을 필요로 한다.

즉 효과적이고 생물학적으로 안전한 force system을 가진 교정장치를 고안하려면 교정 장치에 대한 물리적 기계적 특성 및 작용 원리를 터득하고, 이것이 복잡하고 정교한 생체내에서의 여러 반응을 완전히 해석하고 예측 분석해야 한다. 이를 위해서 교정의는 임상적인 소견이나 동물 실험 등에 의한 생물학적인 연구와 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, 장력계법, laser holography를 이용한 연구, 유한요소법 등 구조해석 방법을 시행하였지만, 불행하게도 교정력과 이에 따른 치아 이동의 관계는 아직도 모호하다.

**Table 6.** The effect on the FA point in maxillary dentition after +11° of active posterior torque in .021" × .025" ideal archwire without cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	0.050	0.237	-0.281	2.010	-0.389	0.447
<u>2</u>	0.226	0.420	-0.793	3.976	-1.951	2.882
<u>3</u>	0.012	0.169	-0.056	1.305	-0.005	0.290
<u>4</u>	-0.103	-2.543	1.594	-20.351	1.010	-0.419
<u>5</u>	-2.195	-4.561	1.672	-41.900	-0.665	-43.559
<u>6</u>	-0.107	9.115	-4.278	101.788	1.079	0.023
<u>7</u>	0.030	1.648	-1.189	15.619	-1.751	-0.696

B

Teeth	Axial force (Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	-2.628E-04	-2.005E-03	-
<u>2</u>	-2.327E-04	-4.154E-03	-
<u>3</u>	-1.259E-03	-1.124E-05	-
<u>4</u>	1.248E-02	8.151E-03	-
<u>5</u>	-2.897E-02	1.546E+00	-0.0132
<u>6</u>	2.637E-02	-1.693E+00	0.0327
<u>7</u>	-8.441E-03	-3.397E-02	-

A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : distal (-) : mesial

B-L : bucco-lingual displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : lingual (-) : buccal

R-C : up and down displacement of the FA point( $10^{-3}$ mm)

(+) : intrusion (-) : extrusion

$\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)

(+) : crown lingual (-) : crown labial

$\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)

(+) : mesial tipping (-) : distal tipping

$\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point( $10^{-5}$ radian)

(+) : distal rotation (-) : mesial rotation

B. Axial force : (Kgf)

(+) : tensile strength between wire and teeth

(-) : compressive strength between wire and teeth

Moment : (Kgf.mm)

(+) : counterclockwise (-) : clockwise

Fx : (Kgf)

(+) : intrusive force (-) : extrusive force

**Table 7.** The effect on the FA point in maxillary dentition after +16° of active posterior torque in .021" × .025" ideal archwire without cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	0.051	0.258	-0.292	2.172	-0.398	0.446
<u>2</u>	0.240	0.554	-0.839	5.124	-2.001	3.303
<u>3</u>	0.024	0.332	-0.109	2.558	-0.007	0.564
<u>4</u>	-0.124	-4.328	2.307	-34.307	1.133	-0.525
<u>5</u>	-4.009	-8.437	3.068	-77.509	-1.336	-80.059
<u>6</u>	-0.248	15.775	-7.152	176.894	2.595	0.008
<u>7</u>	0.048	2.872	-2.058	27.196	-2.988	-1.223

B

Teeth	Axial force(Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	-3.203 E-04	-2.062 E-03	-
<u>2</u>	-6.559 E-04	-4.257 E-03	-
<u>3</u>	-2.471 E-03	-9.895 E-06	-
<u>4</u>	2.309 E-02	8.123 E-03	-
<u>5</u>	-5.211 E-02	2.879 E+00	-0.0328
<u>6</u>	4.683 E-02	-2.998 E+00	0.0683
<u>7</u>	-1.491 E-02	-5.880 E-02	-

- A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : distal (-) : mesial  
 B-L : bucco-lingual displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : lingual (-) : buccal  
 R-C : up and down displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : intrusion (-) : extrusion  
 $\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : crown lingual (-) : crown labial  
 $\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : mesial tipping (-) : distal tipping  
 $\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : distal rotation (-) : mesial rotation

- B. Axial force : (Kgf)  
 (+) : tensile strength between wire and teeth  
 (-) : compressive strength between wire and teeth  
 Moment : (Kgf.mm)  
 (+) : counterclockwise (-) : clockwise  
 Fx : (Kgf)  
 (+) : intrusive force (-) : extrusive force

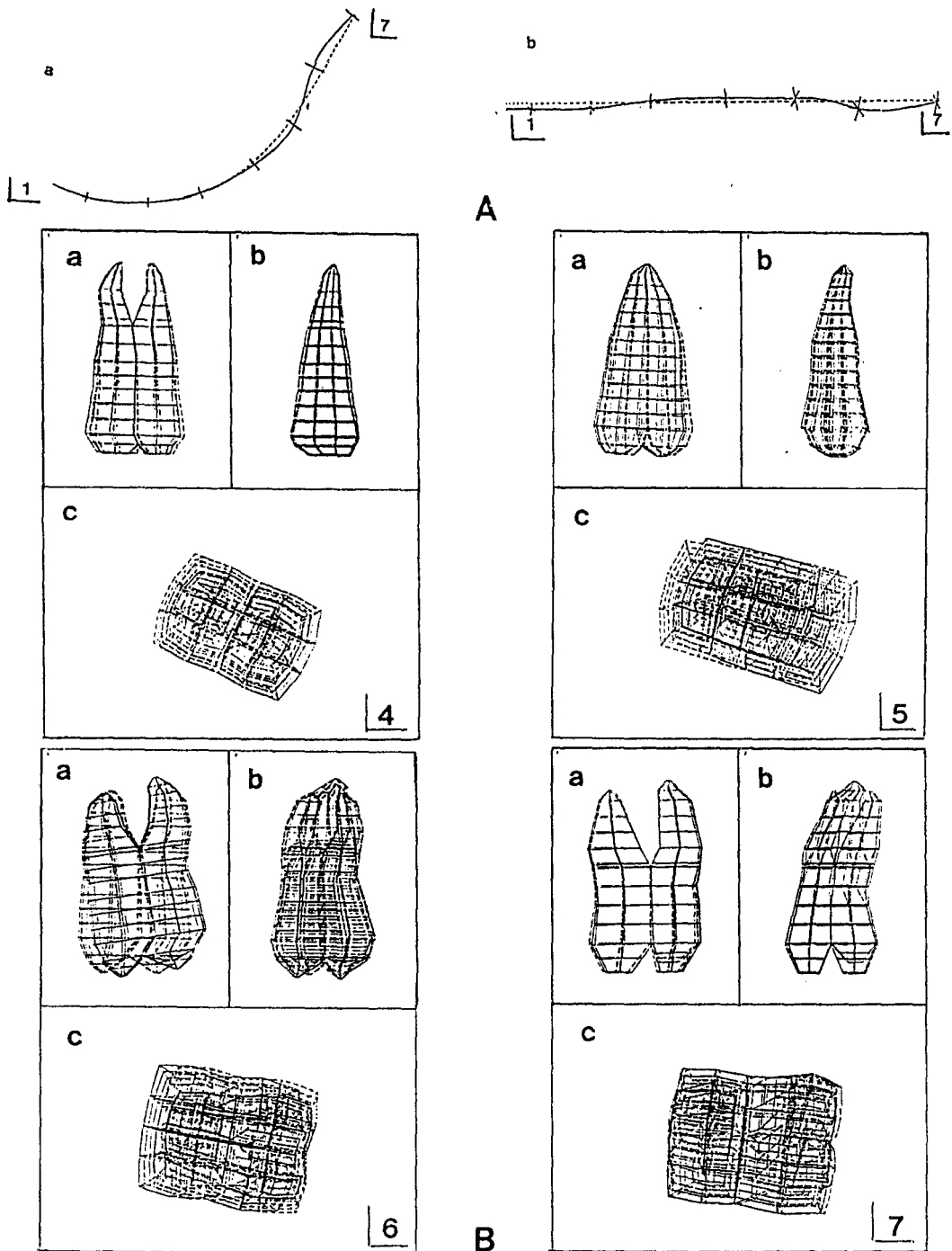


Fig. 8. Displacement (-----, pretorqued : ———, posttorqued) of the wire (A) and teeth (B) after +16° of active anterior torque in .021" X .025" ideal archwire without cinch-back (enlargement scale X 100).

A-a, occlusal view : A-b, left-lateral view

B-a : distal view B-b : labial or buccal view B-c : apical view



**Table 8.** The effect on the FA point in maxillary dentition after +16° of active posterior torque in .021" × .025" ideal archwire with cinch-back. A. displacement. B. force and moment

A

Teeth	M-D	B-L	R-C	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
<u>1</u>	0.013	1.096	-0.500	8.697	-0.321	-0.447
<u>2</u>	0.278	1.134	-0.974	10.055	-2.048	4.991
<u>3</u>	0.054	0.760	-0.248	5.853	-0.016	1.295
<u>4</u>	-0.121	-3.983	2.181	-31.617	1.122	-0.502
<u>5</u>	-3.993	-8.324	3.033	-76.848	-1.340	-79.765
<u>6</u>	-0.248	15.793	-7.159	177.040	2.597	0.001
<u>7</u>	-0.774	2.918	-1.992	27.289	3.188	-4.870

B

Teeth	Axial force(Fz)	Moment	Fx
<u>1</u>	-3.540 E-03	-2.011 E-03	-
<u>2</u>	-2.588 E-03	-4.343 E-03	-
<u>3</u>	-5.659 E-03	-9.829 E-06	-
<u>4</u>	2.099 E-02	8.307 E-03	
<u>5</u>	-5.349 E-02	2.879 E+00	-0.0330
<u>6</u>	4.660 E-02	-2.998 E+00	0.0354
<u>7</u>	-1.493 E-02	-5.883 E-02	-

- A. M-D : mesio-distal displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : distal (-) : mesial  
 B-L : bucco-lingual displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : lingual (-) : buccal  
 R-C : up and down displacement of the FA point(10<sup>-3</sup>mm)  
 (+) : intrusion (-) : extrusion  
 $\theta_x$  : X-directed rotation of the FA point (10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : crown lingual (-) : crown labial  
 $\theta_y$  : Y-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : mesial tipping (-) : distal tipping  
 $\theta_z$  : Z-directed rotation of the FA point(10<sup>-5</sup>radian)  
 (+) : distal rotation (-) : mesial rotation

- B. Axial force : (Kgf)  
 (+) : tensile strength between wire and teeth  
 (-) : compressive strength between wire and teeth  
 Moment : (Kgf.mm)  
 (+) : counterclockwise (-) : clockwise  
 Fx : (Kgf)  
 (+) : intrusive force (-) : extrusive force

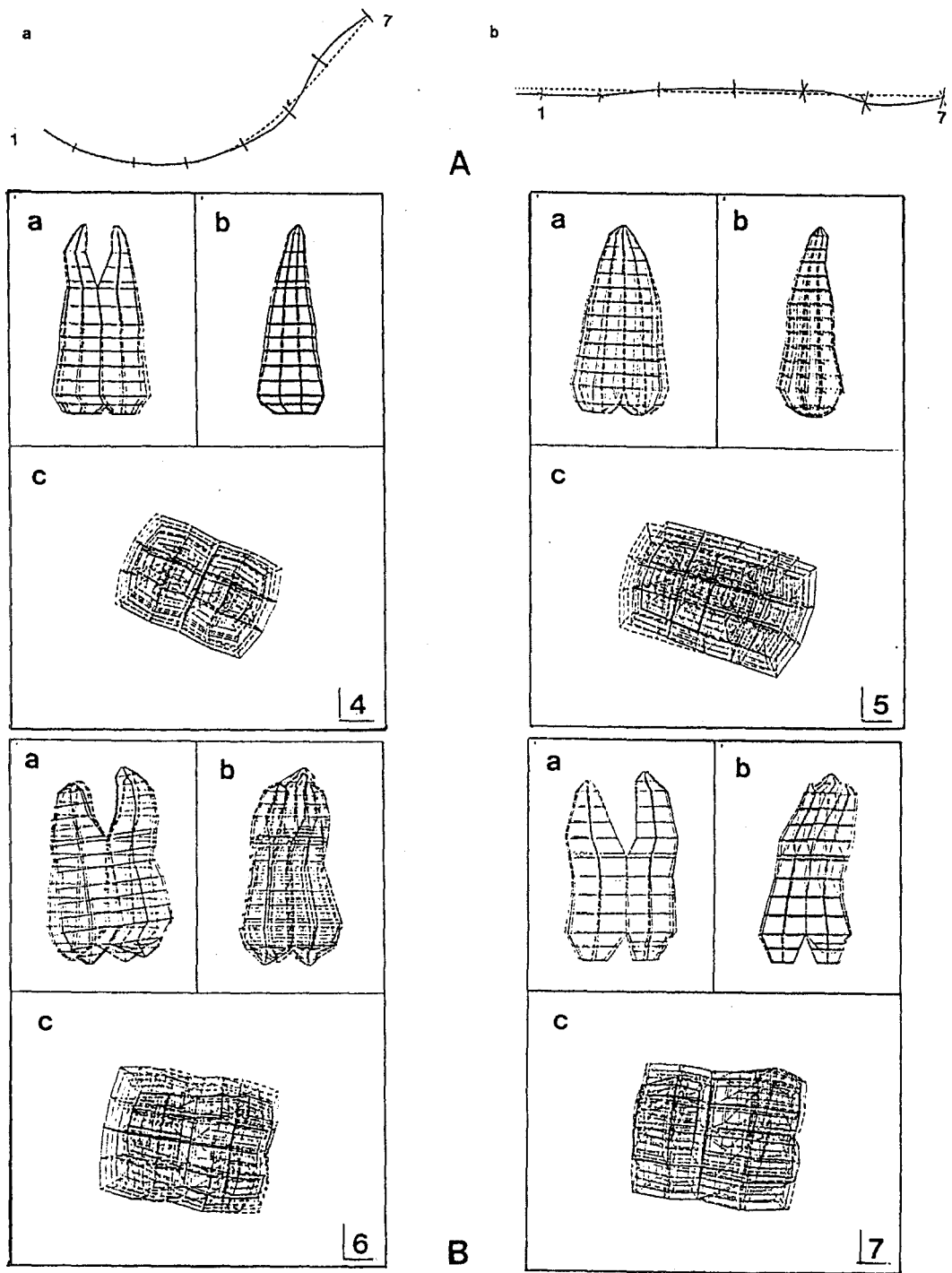


Fig. 9. Displacement (-----, pretorqued : ———, posttorqued) of the wire (A) and teeth (B) after +16° of active anterior torque in .021" X .025" ideal archwire with cinch-back (enlargement scale X 100).  
 A-a, occlusal view : A-b, left-lateral view  
 B-a : distal view B-b : labial or buccal view B-c : apical view

즉 간단한 문제인 단일 힘의 위치와 이에 따른 치아의 회전 중심의 관계만 해도 완전히 설명하기는 어렵다<sup>13)</sup>. 이것은 force system에 관계된 문헌들이 다음의 2가지 단점이 있기 때문이다<sup>56)</sup>. 첫째, 치아 이동(in vitro뿐 아니라 in vivo 역시)은 대개 하나 또는 두개의 좌표 계측에 의해 관찰되었다. 삼차원 운동을 하는 물체는 6가지의 운동 방식을 갖고 있다. 세가지는 공간의 세방향으로의 변위이고 나머지는 무게 중심을 중심으로 한 세가지 방향의 회전이다. 따라서 이러한 운동을 설명하려면 6개의 좌표가 필요하다. 둘째, 가해진 force system은 그 다양성 때문에 평가하는데 상당한 한계를 갖고 있다. 즉 종종 적용하는 힘의 방향이나 부가적인 torque를 전혀 고려하지 않고 단지 가해진 힘의 크기만을 변화시킴으로써 이런 force system을 설명하려 한다. 원래 치아 이동은 가해진 force system의 크기뿐 아니라 치아의 형태에 의해서도 결정이 된다. 즉 force vector의 방향이나 그 위치, 그리고 추가적인 torque의 방향이 중요하다. 따라서 치주 인대에 매달려 있는 치아의 역학적 반응의 법칙을 실험적으로 결정하려면 force system을 지속적으로 그리고 계측 가능하게 변화시켜야 하는 것이 필요하다<sup>56)</sup>.

동물실험<sup>(65-67,82)</sup>의 경우 오묘하고 복잡한 생체에서의 조직 반응등을 직접 육안으로 확인할 수 있는 이점이 있으나 인간의 신체와 같은 조건을 만든다는 것은 거의 불가능하기 때문에 그 결과가 인체에서도 항상 같은 결과가 나온다고 생각할 수 없으며, 힘이 전달되는 과정이나 그 힘에 의한 응력의 분포 양상, 변위등을 정량화 할 수는 없다.

수학-기계적인 방법<sup>81,83)</sup>인 경우에는 기계학적인 공식에 적합하도록 생체구조의 형태를 아주 이상적으로 만들어 주어야 한다.

광탄성 분석<sup>98,108,117)</sup>의 경우는 응력강도, 응력 집중도를 조사하여 물체의 약점 및 잠재적인 파절 부분등을 발견할 목적으로 공학분야에서 사용되어 오던 것으로 실험 대상물이 균일하다는 가정하에 모형을 제작하고 fringe에 의해 응력을 분석하는 것으로서 복잡한 조직이나 복잡한 하

중 조건에서도 응력을 측정할 수 있으며 model 전체에 퍼지는 응력을 관찰하여 응력이 집중되는 부분의 위치 및 양을 결정하기가 쉽다. 그러나 응력의 크기 보다는 인접 부위와의 상대적 응력 차이만이 관찰되고 응력을 가한 전후 상태를 동시에 관찰 할 수 없으며, 변위와 응력의 동시 계측이 불가능하고, 또한 모형제작 및 실험조건이 쉽지 않다는 단점이 있다.

Strain-gauge를 이용한 연구<sup>(60,61,104)</sup>에서는 생체나 model 어느 곳이나 장력측정기를 부착하면 부착된 표면의 한 부위에 대한 응력과 변위를 동시에 가장 정확히 계측 할 수 있으나 장치가 부착되지 않은 부위의 응력 분석은 불가능 할 뿐 아니라, 장치의 크기 때문에 미세한 부분에는 부착이 곤란하고 장치 부착부이외의 부분 즉 경계 부위의 측정이 어려워서 연속적인 세부계측이 불가능하며 표면에서만 계측이 가능하므로 내부 응력 측정이 불가능하며 실험 조치가 복잡 하다.

Laser holography를 이용한 연구<sup>73,95,103,106)</sup>는 단색광이면서 같은 방향의 고주파수 광원의 간섭 현상을 이용하는 것으로서 미세한 움직임도 알 수 있는 장점이 있지만 실험조건이 까다롭고 오로지 물체의 표면에서 만의 응력을 분석할 수 있기 때문에 그 한계가 있다고 할 수 있다.

어떠한 물체에 하중이 가해지면 그 물체에는 변형이 일어나게 되며 이 변형에 의해서 이 물체에는 가해진 외력과 평형을 이루는 내부응력이 발생한다. 이와 같이 외력에 대한 물체의 변형과 응력 분포를 구하는 것을 일반적으로 구조해석이라고 하며, 이러한 구조해석의 궁극적인 목적은 공학적으로 최적의 설계를 구하기 위한 것이다<sup>96,112,118)</sup>.

이러한 구조해석을 위해 개발된 유한 요소 분석은 분석하고자 하는 물체를 물리적 혹은 편의 상으로 나눈 유한요소 위에 특정성질의 기저 함수를 정의한 후 적분형 원리를 적용하여 연속체 문제를 유한 차원 문제로 수식화 하는 근사적인 방법이다. 다시 설명하면 분석하고자 하는 물리적 모형을 유한개의 요소로 분할,구성한 다음 각 요소에서의 현상은 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개 요소에서의 현상을 계측하여 이

것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 것으로 다른 응력 분석과는 달리 복합 재료에서도 적용이 가능하며, 복잡한 형태의 경계에도 적용할 수 있고, 대상하는 요소의 크기를 변화시킬 수 있으며, 불연속인 표면하중과 같은 경계조건에서도 적용이 가능하기 때문에 복잡한 현상을 지니고 균일 하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라 각부분에서 3차원의 X,Y,Z축 중에서 어느 것에 의한 것인지를 구분할 수 있고, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다. 특히 결과를 해석하는 post-processing 과정에서 명암처리, 단면처리, 색상에 의한 표현, 활동영상처리(animation)등 다양한 기법을 사용하여 일목요연하게 가시적으로 관찰 할 수 있다(96,112,118)

이러한 이유로 유한요소법은 의학계에서는 외부 응력에 대한 골조직에서의 기계적인 반응을 검증하기 위해서 주로 정형외과분야<sup>32-35,39,48)</sup>에서 많이 활용되었으며, 또한 기계적인 힘에 대한 연조직과 골조직에 대한 반응을 검사하기 위한 일련의 연구도 있었다<sup>20,59,74)</sup>. 치의학 분야에서도 보철물에서의 응력 분포<sup>97,99,119,121,122)</sup>나 수복물의 구조해석 등에 많은 연구<sup>40)</sup>가 있었으며, 교정학에서는 성장연구<sup>16,27,36,54,55,120)</sup>, 정형력<sup>84-86,102,104,107-110,115,116)</sup>, 치아 이동<sup>21,31,45-47,50,53,57,88,92,93,100,111,114)</sup> 그리고 두경부의 여러 골에 대한 관한 연구<sup>30,51,52)</sup> 등 다수의 논문이 보고된 바 있다.

한편 유한요소법은 유한요소를 제작하는 기법 및 속도도, 비선형 문제에 있어서의 해석 방법 등에 따라서 오차가 발생되어 다양한 결과를 얻을 수 있으며, 기본적으로 물질 상수의 정확한 연구를 그 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않아도 근사 오차가 발생할 단점이 있다<sup>118)</sup>. 그리고 매우 간단한 문제를 해결하는 데도 수작업으로 행하는 것보다 계산양이 많기 때문에, 크고 복잡한 문제를 하기 위해서는 기억용량이 큰 컴퓨터가 필요로 한다. 모든 결과는 수학적 정량적으로 표시하여 주기 때문에 그 자료가 방대하고 이를 다시 임상적으로 재해석

해야는 번거로움이 있었다. 이것은 하루가 다르게 발전하고 있는 hardware와 software를 사용하여 어느 정도 해결 할 수 있는데, 본 연구에서는 활동영상처리 기법을 이용하여 결과를 보고 단면처리를 하여 수치 자료를 확인하였다.

본 연구에서는 정확한 유한 요소 모델을 제작하기 위해서 적절한 개수의 유한요소를 갖고 짧은 시간 동안에 다양한 해석을 하면서 비교적 정밀한 해석을 요하는 주요 부분은 요소의 수를 점차적으로 증가시켜 가도록 하였다. 치아의 유한 요소 모델 제작은 Wheeler<sup>91)</sup>의 자료와 발치된 치아의 단면을 이용하여 크기뿐 아니라 형태학적으로도 실물과 유사하도록 재현하였다. 이것은 torque가 치아의 형태 특히 치근의 형태에 영향을 많이 받기 때문이다. 치아의 협설 경사도와 근원심 치축 경사도는 Dempster 등<sup>24)</sup>, Dewel<sup>26)</sup>, Andrews<sup>41)</sup>의 연구를 참조하였는데, straight wire appliance에 부여된 협설 경사도와 근원심 치축 경사도는 over-correction 개념으로 다소 과장된 것도 있기 때문에 가급적이면 정상 상태와 가까운 위치로 재현하도록 하였다.

교정력에 의한 치아 이동은 치조골의 흡수와 첨가로 인한 조직 변화에 의해 일어난다. 아직까지 교정력과 골 remodelling과의 관계가 완전히 밝혀진 것은 아니지만 교정력에 대한 치근막에서의 stress와 strain의 변화가 치아 이동의 일차 요인이라고 할 수 있다<sup>3)</sup>. 치근막에서의 초기 치아 이동과 골침착과 흡수를 동반하는 생체 반응은 구별하여야 하지만 이 두가지 반응은 별개의 과정이 아니고 개개인의 생체 역학적 특성에 따라서 차이 나는 것이다. 따라서 치근막에서의 stress와 strain을 분석하는 것이 매우 중요하며 이것으로 궁극적인 골의 remodelling을 유추할 수 있다<sup>60,87)</sup>.

골조직을 modelling 하지 않은 가장 큰 이유는 치근막과 골조직은 stiffness의 차이가 크기 때문에, 가해진 응력에 대한 변화량이 치근막에 비해서 골에서는 상대적으로 아주 적어서 골에서의 변형을 무시할 수 있기 때문이다. 또한 골은 매우 복잡한 구조를 갖고 있기 때문에 유한요소 모형으로 전환하는 시점부터 부정확도를 피할

수 없을 뿐 아니라, 골 자체는 균일하지 않고 이 방향의 탄성체이므로 각 부위 마다 물질의 특성이 다르다<sup>104)</sup>. 즉 유한 요소 분석에서는 각기 다른 물성체 부위의 요소에 대하여 각각의 물질 상수를 부여하여 계산하여야 하는데 골조직에서는 그 경계를 정확히 나누기가 힘들기 때문에 근사 오차를 유발할 수 있으므로 유한 요소 모델 제작에서 제외하였다. 본 연구에 사용된 물질 상수의 값은 치아는 Tanne의 연구<sup>87,88)</sup>를 참조로 하였으며, 치근막의 경우에 있어서 연구결과는 방법에 따라서 차이가 많았으나 기계적 자극에 대한 치근막의 성질을 비교적 잘 표현한 Anderson등의 연구<sup>3)</sup>를 참조로 하였다. 또한 치아 및 치근막의 물리적 특성은 선형 탄성, 등방성 및 동질성인 것으로 가정하였는데 이는 200gm내외의 미약한 교정력을 사용하는 경우에 모든 구성 물질이 직선적 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문이었다. 그러나 물질 상수의 값이 연구에 따라서 각기 다르며<sup>47,87,88)</sup> 특히 재료 성질은 본질적으로 비선형 현상을 보인다는 점을 감안하면 유한요소 분석의 정확성을 기하기 위해서 앞으로 생체 구조물의 물리적 특성에 관한 연구를 필요로 한다.

대부분의 교정치료는 bracket slot 크기에 꼭 맞는 탄선을 사용하는 것이 아니고 크기가 약간 작은 것을 사용하게 되는데, 이것은 강철 탄선의 탄성과 비틀림의 범위가 한정되어 있기 때문에 실제적인 torque의 효과가 감소되는 것을 방지하고, 호선을 따라서 치아가 잘 미끄러질 수 있도록 하기 위한 것이다. 이렇게 bracket slot과 탄선의 크기 차이로 인하여 생긴 여유 공간을 "deviation angle" 또는 "play" 라고 하며, 호선에 torque를 부여할 때 그 효과는 이러한 deviation angle에 의해서 그 양이 감소된다<sup>23)</sup>. 따라서 각 상품화된 탄선과 bracket slot은 실제 크기와 표시된 크기에 차이가 있는데, 이것은 최적 치아 이동을 위한 여유분이 연구마다 달라서 제작 회사마다 그 여유분이 각기 다른데다가 제작에 따른 오차나 탄선을 정확하게 사각으로 만들 수 없다는 한계가 있기 때문이다. 따라서 본 실험에서는 크기 차이로 인한 혼동을 줄이기 위해서 탄선

과 bracket의 수치는 제작사의 사양 그대로 입력하였으며, deviation angle은 Dellinger<sup>23)</sup>의 자료를 참고로 하여 그 각도를 검증한 후 사용하였다.

일반적으로는 active torque를 부여하려면 deviation angle을 고려하여 그 양을 결정한다. 즉 .022"x.028" slot의 bracket에 10°의 active torque를 부여하려면, .021"x.025" 크기의 탄선을 사용하면 약 3°의 deviation angle을 감안하여 13°의 torque를 부여한다. 그러나 본 실험에서는 어느 부위에 active torque를 부여할 때 원하는 작용뿐 아니라 주위에는 반작용이 일어난다는 선학들의 연구<sup>10,75)</sup>를 검토한 후에, 반작용의 양을 정확히 예측하도록 하기 위하여 원하는 부위의 deviation angle뿐 아니라 반작용이 작용되는 부위의 deviation angle까지 감안하여 즉 deviation angle을 2배로 계산하여 active torque를 부여하였다. 예를 들면 .022"x.028" slot에 10°의 active torque를 부여하려면 탄선 .021"x.025"에서는 deviation angle을 2배로 계산하여 3° + 3° + 10° 즉 16°를 부여하였다.

치아에 대해 active torque를 5°와 10°부여한 것을 비교하기 위하여, 즉 전치 치관 순측 경사를 위해 탄선에 -11°와 -16°의 torque를 부여한 것을 비교하여 보면, 측절치의 치관 순측 경사도의 변화가 -11°에서 약  $260 \times 10^{-5}$  radian, -16°에서  $449 \times 10^{-5}$  radian로 약 73% 증가가 있었으며, 이때 치아와 bracket 사이에 가해진 힘이 -11°에서 약 78gmf, -16°에서 약 140gmf의 압축력이 발휘되어 약 79%의 증가가 있었고, moment는 -11°에서 1976 gmf.mm, -16°에서 약 3483 gmf.mm로 약 75%의 증가가 있었다(표 2와 표 3의 비교). 한편 중절치에서 힘과 moment를 비교하면 힘이 -11°에서 약 29gmf, -16°에서 약 53gmf의 인장력이 발휘되어 약 83%의 증가가 있었고, moment는 -11°에서 342gmf.mm, -16°에서 약 545gmf.mm로 약 59%의 증가가 있었다(표 2와 표 3의 비교). 반작용인 견치에서의 힘과 moment를 비교하면 힘이 -11°에서 약 71gmf, -16°에서 약 126gmf의 압축력이 발휘되어 약 77%의 증가가 있었고 moment는 -11°

에서 1599gmf.mm,  $-16^\circ$  에서 약 2982gmf.mm 로 약 86%의 증가가 있었다(표 2와 표 3의 비교). 이와 같이 deviation angle을 2배로 계산하여 active torque를 부여한 결과가 치아마다 각기 다르고 2배의 결과로 나오지 않은 것은, 부여한 torque의 힘이 발휘될 때 치아의 형태학적인 차이와 torque의 발생 부위에서의 거리나 작용 방향에 따른 차이로 생각된다. 만약  $11^\circ$  와  $16^\circ$  를 deviation angle을 한번 고려한 것으로 생각한다면  $11^\circ$  는  $3^\circ + 8^\circ$  로,  $16^\circ$  는  $3^\circ + 13^\circ$  로 되는데 이것은 약 62%의 힘이 증가되는 것으로 본 실험결과 보다 작다. 이것은 torque를 부여시 deviation angle을 2배로 계산하는 것이 응력의 크기를 예상하는데 도움을 줄 수 있다는 것을 의미한다. 그러나 임상적 적용을 위해서는 각 치아의 위치에 따른 차이나 치아에서 힘의 증가율의 감소등의 문제에 대한 좀더 깊이 있는 연구가 필요한 것으로 사료된다.

Torque는 교합, 치아의 순면의 형태, 크기 및 위치, 치근과 치관의 상호관계 등의 형태해부학적인 요인과 bracket의 위치, bracket과 탄선의 재질, deviation angle, 치료역학 등의 물리적인 요인에 의해서도 영향을 받을 수 있다. 이중 치료역학에 의한 요인은 구강외 장치, II급 또는 III급 치료, loop의 사용, second order bend, ideal archwire내에서 인접치아에 가해진 torque, 압하나 정출 등 다양하다. 그러나 이러한 교정력에 의한 각 치아에서의 반응은 잘 알려져 있지 않다. 즉 치료기간중에 불필요한 치아 이동에 대한 연구는 그렇게 많지 않다.

Burstone 등<sup>13,38)</sup>은 ideal archwire에서 발휘되는 force system에 대하여 수학적 방법을 통해서 연구를 한바 있지만 이것은 기계적인 특성만을 연구한 것으로 생체내에서의 반응까지 예상할 수는 없었다.

Brodie<sup>10)</sup>는 torque에 대한 2가지 원칙을 정한 바 있는데, 첫째 torque의 힘은 직선을 따라서 발생하며, 둘째 작용과 반작용은 양이 같고 반대라고 기술하였다. 따라서 구치부에 torque를 부여하면 전치부에서는 압하나 정출의 효과가 생기고, 제 2 소구치는 반작용의 양이 같고 방향은 반

대가 될 것이라고 하였다.

Schrody<sup>75)</sup>는 탄선을 이용한 기계적 실험에서 전치 치근 설측 경사를 목적으로 torque를 부여하면, counter-torque, 협설 방향의 변위, 상하 방향의 변위 등 복잡한 반응과 구치부에서는 압하가 일어난다고 하였다. 또한 모든 탄선에서 전치부에는 contractile force가 발생하였고, .021" x.025" 탄선을 사용하였을 때 소구치와 구치부에 expansion이 생긴 반면 .0215" x.028" 탄선을 사용하면 구치부에서만 expansion이 일어났다고 하였다. 이것을 전치 치관 순측 경사를 위해 active torque를 부여한 본 실험에서의 결과(표 2A, 3A)와 비교하면, 반작용으로 견치와 제 1 소구치의 치관 설측 경사와 측절치의 정출, 견치의 압하가 일어나는 것과 견치부에서의 압축력(표 2B : 70gmf, 3B : 126gmf ; 탄선과 치아사이에 tensile strength로서 치아쪽에서 보면 압축력이 됨)이 생기는 현상은 같지만, 측절치의 근심회전과 견치의 원심회전 일어나는 것과 구치부에서의 압하가 거의 일어나지 않았다는 것이 다르다. 이것은 Schrody의 연구<sup>75)</sup>가 탄선만을 이용하였기에 torque 힘에 대한 반작용이 상하 방향으로 많이 변화가 된 반면, 본 연구에서는 치아 및 치근막의 생체 역학적 특성을 고려하여 실험하였기에 회전등의 반응이 컸던 것으로 사료된다. 즉 측절치의 근심회전은 치근단의 위치가 약간 원심 쪽으로 치우쳐 있으므로 협설 방향으로 가해진 힘이 순수하게 협설 방향으로만 가해지지 않고 3차원의 다른 방향으로도 나누어져 나타난 것으로 생각된다.

구치부에 치관 설측 경사를 얻기 위해서 active torque를 부여한 본 실험의 결과(표 6, 7)와 Brodie의 연구<sup>10)</sup>를 비교하면,  $-11^\circ$  부여시 목적했던 치관 설측 경사도의 변화는 상악 제 1 대구치에서 약  $101 \times 10^{-5}$  radian, 제 2 대구치에서  $15 \times 10^{-5}$  radian이 일어 난데 비해서, 반작용으로 제 2 소구치에서는  $41 \times 10^{-5}$  radian, 제 1 소구치에서는  $20 \times 10^{-5}$  radian이 일어 났으며, 전치부에 대한 반응은 작아 Brodie의 연구<sup>10)</sup>와 달랐다. 이것은 그의 2가지 원칙은 맞지만 치아에서 나타날 수 있는 움직임은 고려하지 않았기 때문이라고 사료

된다.

한편 임상적으로 finishing 단계에서 소구치 부위가 교합이 되지 않는 현상이 자주 관찰되곤 하는데 이것은 구치부에 치관 설측 경사를 얻기 위해서 active torque를 부여했을 때(표6, 7) 나타난 상악 제 1 소구치와 제 2 소구치에서의 치관 순측 경사가 이러한 현상의 원인 규명에 도움을 줄 수 있다고 생각된다.

전치 치관 순측 경사를 얻기 위해서 상악 측절치와 견치사이에  $-16^\circ$  의 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을 때(표3)와 했을 때(표4)를 비교하면, 목적했던 치관 순측 경사도의 변화가 측절치에서는  $449 \times 10^{-5}$ 에서  $412 \times 10^{-5}$  radian으로 중절치가  $169 \times 10^{-5}$ 에서  $120 \times 10^{-5}$  radian으로 줄었으며, 반작용인 견치와 제 1 소구치의 치관 설측 경사는  $113 \times 10^{-5}$ 에서  $138 \times 10^{-5}$  radian과  $43 \times 10^{-5}$ 에서  $63 \times 10^{-5}$  radian로 증가하는 등 전반적으로 목적했던 반응의 양은 줄었고 상대적으로 반작용의 양은 증가하였다. 또한 제 2 대구치에서의 변화가 차이가 많았었는데 cinch-back을 한 경우  $27 \times 10^{-5}$  radian의 근심 회전과  $47 \times 10^{-5}$  radian 근심 경사가 관찰되었지만 cinch-back을 하지 않은 경우 근심 회전과 근심 경사는 거의 일어나지 않았다. 이것은 호선에 가해진 응력이 치근의 경사 이동보다는 치관의 경사 이동에 더 많이 작용하는데 전치부의 경우 치관이 순측 방향으로 나갈려는 힘(표 3B : 측절치는 140gmf, 중절치는 53gmf)이 크기 때문에 cinch-back을 하였을 때는 이것을 방해하므로 이 힘이 전치부를 제외한 다른 부위로 전달되어 반작용의 양이 증가한 것으로 생각된다. 따라서 임상적으로 아주 정확한 cinch back을 하거나 전치부에 힘이 가해지지 않게 tie-back을 한다는 것이 아주 어렵기는 하지만 cinch-back이나 tie-back을 했을 때 전치부에 가해진 torque로 인해서 최후방 치아에는 약간의 영향을 줄 수 있다고 생각되며, 이것은 기능적 교합으로 유도하기 위한 교정치료의 마지막 단계에서 제 2 대구치의 조절에 다소나마 도움을 줄 수 있을 것이다.

반면에 구치 치관 설측 경사를 위해 active torque를 부여하고 cinch-back을 하지 않았을

때(표7)와 했을 때(표8)를 비교하면, 상악 제 1 대구치와 상악 제 2 대구치의 치관 설측 경사도의 변화와 반작용인 제 2 소구치와 제 1 소구치에서의 치관 순측 경사와 제 2 소구치에서의 근심 방향의 회전의 양이 거의 같았고, 반작용인 측절치와 중절치에서 치관 설측 경사가  $5 \times 10^{-5}$ 에서  $10 \times 10^{-5}$  radian,  $2 \times 10^{-5}$ 에서  $8 \times 10^{-5}$  radian으로 약간 증가하였다. 이것은 양이 적기 때문에 의미는 작다고 할 수 있다. 이렇게 변화의 양이 적은 것은 구치부의 torque에 의한 힘의 방향과 cinch-back에 의해 고정된 호선의 방향이 평행하기 때문이다.

한편 본 실험에서 치근의 경사 이동보다는 치관의 경사 이동의 양이 많았으며 이것은 치근의 약 1/3 부위에 있는 치아 중심점과 고정식 교정 장치의 중심점이 일치하지 않으므로 moment가 발생하기 때문이다. 따라서 ideal archwire만으로는 진정한 치근 경사 이동이 일어나지는 않으므로 부가적인 장치를 필요로 한다.

치의학의 영역에서 생리학적인 연구를 위해서 실험 모델을 제작한 많은 연구가 있었다. 이러한 실험에서 가장 고려해야 할 것은 대상 모델의 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. 실제로 본 실험도 이론적으로는 타당성이 있는 실험의 일종이지만 골조직과 bracket slot의 변형에 따른 오차를 고려하지 않았고, 호선과 bracket사이의 힘의 전달에 관한 접촉은 비선형 해석을 하였지만 치아와 치근막의 상관 관계는 선형 해석을 하였던 바 다소의 오차가 있으리라고 생각된다. 그러나 조직학적 실험에 의한 검증은 거치고 앞으로 컴퓨터의 hardware와 software의 발달로 조금 더 발전된 해석 방법 등을 이용한다면 위와 같은 실험을 통하여 실제 임상에서 활용 가능한 정보를 더 많이 얻게 되리라고 사료된다.

## V. 결 론

Ideal archwire의 전치부나 구치부에 active torque를 부여하였을 때, 교정력을 직접 받은 치아에서의 반응과 인접 치아에서의 반작용을 알아보고자, 상악 치아 및 치근막의 3차원 유한 요소 모델을 제작하고, ideal archwire는 beam 요소를, 고정식 교정 장치와 탄선 사이는 gap 요소를 이용하여 전체 유한 요소 모형을 완성한 후, 3차원 유한 요소법에 의하여 정량적, 가시적으로 그 결과를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전치부나 구치부에 active torque 부여시, 해당 치아와 그 인접 치아 부위에서 협설 방향의 경사 뿐 아니라 근원심 방향의 경사, 치아의 정출이나 압하, 회전 등 다양하고 복잡한 반응이 나타났다.
2. 상악 4전치에 치관 순측 torque 부여시, 치관 순측 경사도의 변화는 측절치, 중절치의 순으로 나타났다, 그 반작용으로 견치와 제 1 소구치의 치관 설측 경사, 측절치의 근심 회전과 정출, 견치의 원심 회전과 압하가 일어났다. cinch-back을 했을 때 측절치와 중절치의 치관 순측 경사도의 변화는 감소하는 반면, 견치와 제 1 소구치에서 반작용의 양은 증가하였고, 제 2 대구치에서 근심 방향의 회전과 근심 방향의 경사가 약간 일어났다.
3. 상악 구치부에 치관 설측 torque를 부여시, 치관 경사도의 변화는 제 1 대구치에서 치관 설측 경사가 가장 많았으며, 그 다음은 반작용으로 생긴 제 2 소구치와 제 1 소구치의 치관 순측 경사이었고, 상악 제 2 대구치의 치관 설측 경사는 상대적으로 적게 나타났다. 상악 제 2 소구치에서는 근심 방향의 회전이 나타났다. cinch-back을 했을 때 전치부에서 상악 전치 치관의 설측 경사의 양이 약간 증가하기는 하지만 거의 같은 양상의 반응을 보였다.

## REFERENCES

1. Alexander, R. G.: The Alexander disciplines contemporary concepts & philosophies, Ormco Corporation, 1986.
2. Andersen K. L., Pedersen E.H., Melsen B.: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament, Am.J.Orthod. Dentofac. Orthop., 99:427-40, 1991.
3. Andrews, L.F.: JCO interview on the straight wire appliance, J.Clin. Orthod., 26:493-508, 19-90.
4. Andrews, L.F.: The six keys to normal occlusion, Am. J. Orthod., 62:296-309, 1972.
5. Andrews, L.F.: The straight wire appliance, explained and compared, J. Clin. Orthod., 10: 174-195, 1976.
6. Andrews L.F.: Lecture : straight-wire course, Detroit, Michigan: straight-wire technique manual, 1982.
7. Angle, E.H.: The latest and best in orthodontic mechanism, Dental cosmos., 70:1143-1158, 19-28.
8. Augthun M., Beckers L., Kreutzer H., Sahn P. R., Schafer W., Schädlich-Stubenrauch J.: Untersuchungen zur rechnerischen Simulation des Abkühlungs- und Erstarrungsvorganges an Vollgusskronen, Dtsch.Zahnärztl.Z., 44: 849-51, 1989.
9. Balut,N., Klapper,L., Sandrik,J., Bowman, D.: Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance., Am.J. Orthod. Dentofac. Orthop., 102:62-67, 1992.
10. Brodie, A.G.: A discussion of torque force. Angle Orthod., 3:263-265, 1933.
11. Bryant, R.M., Sadosky,P.L., Dent,M., Hazerlrig, J.B.:Variability in three morphologic features of the permanent maxillary central incisor, Am.J. Orthod., 86:25-32, 1984.
12. Bjørndal, A.M., Henderson,W.G., Skidmore, A. E., Keller,F.H.: Anatomic measurement of human teeth extracted from males between the ages of 17 and 21 years, Oral surgery., 38: 791-803, 1974.
13. Burstone, C.J., Koenig, H.A.: Force system from an ideal arch, Am.J. Orthod., 65:270-289,



- 1974.
14. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J.: Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, *Am.J. Orthod.*, 77:396-409, 1980.
  15. Burstone, C.J.: Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain B F, eds. *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1985: 193-228.
  16. 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.
  17. Choi, L.K. et al.: Load deformation test of metal bracket: A comparative study, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 100:195, 1991.
  18. Coolidge, E.D.: The thickness of the human periodontal membrane, *J. Am. Dent. Assoc.*, 24: 1260-70, 1937.
  19. Creekmore, T.D.: On torque, *J. Clin. Orthod.*, 13: 305-312, 1979.
  20. Dale P.J., Matthews F.L., Schroter R.C.: Finite element analysis of lung alveolus. *J. Biomech.*, 13:865-874, 1980.
  21. Davidian, E.J.: Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor, *Am.J. Orthod.*, 59: 581-588, 1971.
  22. Delivans, H.P. Kufnec, M.M.: Variation in morphology of the maxillary central incisors found in Class II, division 2 malocclusion, *Am. J. Orthod.*, 78:438-444, 1980.
  23. Dellinger, E.L.: A scientific assessment of the straight wire appliance, *Am. J. Orthod.*, 73: 290-299, 1978.
  24. Dempster W.T., Adams W.J., Duddles R.A.: Arrangement in the jaws of the roots of the teeth, *J. Am. Dent. Assoc.*, 67:779-797, 1963.
  25. Derand T.: Stress analysis of cemented or resinbonded loaded porcelain inlays, *Dent-Mater*, 7: 21-4, 1991.
  26. Dewel B.F.: Clinical observations on the axial inclination of teeth, *Am. J. Orthod.*, 35:98-115, 1949.
  27. Diewert V.M., Lozanoff S., Ciriani D.: Craniofacial growth in embryonic mice analyzed with finite element methods, *J. Dent. Research*, 66: 166, 1987.
  28. Ferguson, J.W. : Lower incisor torque: The effects of rectangular archwires with a reverse curve of spee, *Br. J. Orthod.*, 17:311-315, 1990.
  29. Germane, N., Bently, B.E., Isaacson, R.J.: Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances, *Am. J. Orthod.*, 96:312-319, 1989.
  30. Haskell, B.S., Day, M., Tetz, J.: Computer-aided modelling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns, *Am. J. Orthod.*, 89:363-382, 1986.
  31. Haskell B.S., Spencer W.A., Day M.: Auxiliary springs in continuous arch treatment: Part I: An analytical study employing the finite-element method, *Am. J. Orthod.*, 98:387-397, 1990.
  32. Haskin, N.S., King, A.L.: A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification, *J. Biomech.*, 12:277-292, 1979.
  33. Hayes, W.C., Swenson, L.W., Schurman, D.J.: Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau, *J. Bioch.*, 11:21-34, 1978.
  34. Huiskes, R., Chao, E.Y.S., Crippen, T.E. : Parametric analysis of pinbone stresses in external fracture fixation devices, *J. Orthop. Res.*, 3:341-9, 1985.
  35. Huiskes, R., Boeklagen, R.: Mathematical shape optimization of hip prosthesis design., *J. Biomech*, 22:793-804, 1989.
  36. Inoue, K., et al.: A study of the application of the FEM to cranial growth analysis, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 46:345-359, 1987.
  37. Jarabak, J.: *Technique and treatment with light wire appliance*, ed 2, St. Louis, 1972, The C.V. Mosby Co.
  38. Koenig, H.A., Burstone, C.J.: Force systems from an ideal arch-large deflection considerations, *Angle Orthod.*, 59:11-16, 1989.
  39. Khalil, T.B., Hubbard, R.P.: Parametric study

- of head response by finite element modelling., *J. Biomech*, 10:119-32, 1977.
40. Khera S.C., Goel V.K., Chen R.C., Gurusami S. A.: Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study Part II, *Oper-Dent.*, 16:42-54, 1991.
  41. Lang, R.L., Sandrik, J.L., Klapper, L.: Rotation of rectangular wire in rectangular molar tubes part II, *Am. J. Orthod.*, 81:22-131, 1982.
  42. Liao Y.S., Chen P.S.: Stress analysis of distal free-end removable partial denture, *Chang Keng I Hsueh*, 13: 304-13, 1990.
  43. Lum L.B.: A biomechanical rationale for the use of short implants, *J. Oral Implantol.*, 17: 126-131, 1991.
  44. Matsushita Y., Kitoh M., Mizuta K., Ikeda H., Suetsugu T.: Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution, *J.Oral Implantol.*, 16: 6-11, 1990.
  45. Matsuura, T.: Mechanical study on initial changes during canine retraction, *J. Jpn. Orthod. Soc.* 43:33-52, 1984.
  46. McGuinness, N.J.P., Wilson, A.N., Jones, M.L., Middleton, J.: A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings, *Eur.J.Orthod.*, 13:65-74, 1991.
  47. McGuinness, N.J.P., Wilson, A.N., Jones, M.L., Middleton, J., Robertson, N.R.: Stress induced by edgewise appliance in the periodontal ligament- a finite element study, *Angle Orthod.*, 62:22, 1992.
  48. McPherson, G.K., Kriewell, T.J.: Fetal head molding: An investigation utilizing a finite element model of the fetal parietal bone, *J. Biomech.*, 13:17-26, 1980.
  49. Meyer, M., Nelsen, G.: Preadjusted edgewise appliance: Theory and practice, *Am. J. Orthod.*, 73:485-498, 1978.
  50. Miyakawa O., Shiokawa N., Matsuura T., Hanada K.: A new method for finite-element stimulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system, *J. Biomech.*, 18: 277-84, 1985.
  51. Miyasaka J, Tanne K, Tsutsumi S, Sakuda M.: Finite element analysis for the biomechanical effects of orthopedic forces on the craniofacial skeleton: construction of the three-dimensional finite element model of the craniofacial skeleton. *J Osaka Univ.Dent.Coc.*, 31:393-402, 1986.
  52. Miyasaka, J., Tanne, K., et al.: Finite element analysis for biomechanical effects on craniofacial skeleton, *J. Dent. Res.*, 66:323, 1987.
  53. Moon Y.: A dynamic study on the tooth movement by the finite element method, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 45:411-430, 1986.
  54. Moss M.L., Skalak R., Patel H., Sen K., Moss-Salentijn L., Shinozuka M., Vilmann H.: Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am J Orthod*, 87:453-472, 1985.
  55. Motoyoshi, M., et al.: A study on the application of the FEM to craniofacial growth analysis, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 46:360-369, 1987.
  56. Na gerl, H. et al.: Basic biomechanical principles of tooth movement, *Mechanical and biological basis in orthodontic therapy*, edited by Ho sl, E. and Baldauf, A., Heidelberg, Hu thig, 31-49, 1991.
  57. Nikolai, R.J.: On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am.J. Orthod.*, 68:290-302, 1975.
  58. Omura Y., Oono K., Uehara K., Mizukawa K., Murata Y., Toyoshima N.: Studies on stress analysis of laminate veneers, *Nichidai-Koko-Kagaku.*, 16:354-60, 1990.
  59. Pao, Y.C., Chevalier, P.A., Rodarte, J.R., Harris L.D. : Finite-element analysis of the strain variations in excised lobe of canine lung., *J. Biomech.*, 11:91-100., 1978.
  60. Pederson, E., Andersen, K., Mesen, B.: Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique, *Eur.J.Orthod.*, 13: 65-74, 1991.
  61. Pederson, E., Andersen, K., Gjessing, P.E.: Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems, *Eur. J. Orthod.*, 12: 272-280, 1990.
  62. Proffit, W.R.: Chapter 10. Mechanical principles in Orthodontic force control, *Contemporary Orthodontics*, The C.V. Mosby Co., 1986.

63. Raphael, E., Sandrik, J.L., Klapper, L.: Rotation of rectangular wire in rectangular molar tubes part I, *Am. J. Orthod.*, 80:136-144, 1981.
64. Rauch, E.D.: Torque and its application to orthodontics, *Am.J. Orthod.*, 45:817-830, 1956
65. Reitan, K.: Tissue behavior during orthodontic tooth movement., *Am. J. Orthod.*, 46:881-900, 1960.
66. Reitan, K., Kvam, E.: Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement, *Angle Orthod.*, 41:1-14, 1971.
67. Reitan, K.: Biomechanical principles and reaction. In: Graber T.M., Swain B.F., eds. *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Louis: The CV Mosby Company. 1985:101-92.
68. Ricketts, R.M. et al.: Bioprogressive therapy, *Rock-Mountain orthodontics*, 305-321, 1979.
69. Root, T.L.: The level anchorage system for correction of orthodontic malocclusion, *Am, J. Orthod.*, 80:395-409, 1981.
70. Roth, R.H.: *Technique and treatment with light wire appliance*, ed 2, St. Louis, 1972, The C.V. Mosby Co., 1160-1224.
71. Roth, R.H.: The maintenance system and occlusal dynamics, *Dent. Clin. North Am.*, 20:761-788, 1976.
72. Roth, R.H. : Five year clinical evaluation of the Andrews S.W.A., *J. Clin. Orthod.*, 10:836-850, 1976.
73. Ryden, H.: The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement, *J. Periodontol.*, 45:283-287, 1974.
74. Savvidis, F., Loer, F., Gruters, H., Wiesener, C.: Analysis of stress on the proximal femur in various kinds of loading using the finite element method, *Z. Orthop.*, 129:268-277, 1991
75. Schrody, D.W.: A mechanical evaluation of buccal segment reaction to edgewise torque, *Angle Orthod.*, 44:120-129, 1974.
76. Schwaninger, B.: Evaluation of the straight wire concept, *Am. J. Orthod.*, 74:188-195, 1978
77. Sebanc, J., Branatley, W.A., Pinsack, J.J., Conover, J.P.: Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires, *Am. J. Orthod.*, 86: 43-51, 1984.
78. Smith, R.J., Burstone, C.J.: Mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 85: 294-307, 1984
79. Strang, R.H.W.: *Textbook of orthodontia*, 4th. ed., Lea and Febiger, Philadelphia, Pa, 484, 1958.
80. Steiner, C.C.: Force control in orthodontia, *Angle Orthod.*, 2:252-259, 1932.
81. Steyn, C.L., Verwood, W.S., van der Merwe, E. J., Fourie, O.L.: Calculation of the position the axis of rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped, *Br. J. Orthod.*, 5:153-156, 1978.
82. Storey, E.: The nature of tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 63:292-314, 1973.
83. Sutcliffe, W.J., Atherton, J.D.: The mechanics of tooth mobility, *Br. J. Orthod.*, 7:171-178, 1980.
84. Tanne K., Miyasaka J., Yamagata Y., Sakuda M., Burstone C.J.: Biomechanical changes in the craniofacial skeleton by the rapid expansion appliance, *J. Osaka Univ. Dent. Soc.*, 30:345- 56: 1985.
85. 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.
86. Tanne K., Hiraga J., Kakiuchi K., Yamagata Y., 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.
87. Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C.J.: Three-dimensional analysis finite element for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.*, 92:499-505, 1987.
88. Tanne, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J.: Moment to force ratios and the center of rotation, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*, 94:426-31, 1988.
89. Thurow, R.C.: *Edgewise orthodontics*, St. Louis, 4th. ed. 1982, The C.V. Mosby Co., 39, 327
90. Vardimon, A.D., Lambertz, W.: Statistical evaluation of torque angle in reference to the straight wire appliance (SWA) theory, *Am. J. Orthod.*, 89:56-66, 1986.
91. Wheeler RC. *A textbook of dental anatomy and physiology*. 4th ed. Philadelphia: WB Sa-

- unders, 125-144, 1965.
92. Williams K.R., Edmundson J.T.: Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method, *Biomaterials*, 5:347-351, 1984.
  93. Wilson A.N., Middleton J.: A finite element study of canine retraction with a palatal spring, *Br. J. Orthod.*, 18:211-218, 1991.
  94. Yang, H.S., Thompson V.P.: A two dimensional stress analysis comparing fixed prosthetic approaches to the tilted molar abutment, *대한치과보철학회지*, 29:1-11, 1991.
  95. 강홍석, 유영규: 상악 전방 견인시 악안면 골의 초기 반응에 관한 Laser Holography 연구, *대한치과교정학회지*, 18:367-386, 1988.
  96. 권택진: 응용 유한 요소 분석, 회성출판사., 1987
  97. 고현주, 정재현: 골 유착성 임플란트 보철수복시 자연치대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력 분석, *대한치과보철학회지*, 29:147-160, 1991.
  98. 김광호, 손병화, 박영철: 각종 Headgear를 사용한 정형력이 두개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구, *대한치과교정학회지*, 16:71-84, 1986.
  99. 김동원, 김영수: 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소법적 연구, *대한치과보철학회지*, 29:67-207, 1991.
  100. 김영원, 손병화: 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 18:25-53, 1988.
  101. 김종성, 진근호, 홍성준: 한국인 정상교합자의 치관경사도에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 22:715-733, 1992.
  102. 김주영, 손병화: Reverse head gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15:7-22, 1985.
  103. 김충배, 양원식: Laser Holography를 이용한 상악 Headgear 견인에 따른 안면 두개골의 초기반응에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 16:31-41, 1986.
  104. 김현순, 남동석: 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 17:185-198, 1-987.
  105. 박영철 : 한국인의 Straight Wire Bracket의 형태에 대한 연구, *대한치과교정학회지*, 21:481-493, 1991.
  106. 박준상, 양원식: 상악골 확장이 안면골에 미치는 영향에 관한 Laser Holography 연구, *대한치과교정학회지*, 16:43-51, 1986.
  107. 안의영, 정규립: 유한요소법에 의한 하악 제1대구치의 Cervical traction 효과에 관한 역학적 연구, *대한치과교정학회지*, 19:45-60, 1989.
  108. 염정배, 이병태: Multiloop Edgewise Arch Wire가 야기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, *대한치과교정학회지*, 20:357-372, 1990.
  109. 이동수 : Oriental bracket, *대한치과교정학회지* 21:495-499, 1991.
  110. 이인수, 손병화: Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15:211-227, 1985.
  111. 장재완, 손병화: 상악 중절치 후방 이동시 이동양상에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 21:617-633, 1991.
  112. 임상원, 광명만, 이주성 공저, 유한요소법 입문, 동명사, 1987.
  113. 이선복, 이동수: 한국인의 bracket 위치에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 16:107-114, 1986.
  114. 전경민, 남동석: Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, *대한치과교정학회지*, 21:31-50, 1991.
  115. 조봉제, 손병화: 상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 15:43-54, 1985.
  116. 조호구, 이기수: 정형력에 대한 하악골내의 응력 분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과교정학회지*, 14:75-90, 1984.
  117. 최진휴, 김종철: Molar uprighting spring에 의해 발생하는 치조골내의 응력 분포에 관한 광탄성학적 연구, *대한치과교정학회지*, 21:353-364, 1991.
  118. 최양근, 유한요소 해석, 집문당, 1992.
  119. 최수호, 정재현: 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석, *대한치과보철학회지*, 29:233-247, 1991.
  120. 탁선근, 박영철: 한국 아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과교정학회지*, 18:343, 1988.
  121. 하주태, 최부병: 유한요소법에 의한 cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, *대한치과보철학회지*, 22:41-57, 1983.
  122. 한무현, 최부병: 유한요소법에 의한 telescopic

crowns과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에

관한 연구, 경희 치대 논문집, 4:241-258, 1982.

- ABSTRACT -

### THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON RECIPROCAL ACTION BY TORQUE APPLICATION IN MAXILLARY ARCHWIRE

Chee-Il Hwang, D.D.S., M.S.D., Cheong-Hoon Suhr, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

This study was designed to investigate the reciprocal movement which was derived from application of active torque in ideal archwire by computer-aided three-dimensional finite element analysis of maxillary teeth and surrounding periodontal ligament composed of 2617 elements and 3725 nodes. Ideal archwire model was also made using the beam elements and the contact between the wire and the bracket slot was made using the gap element. In this study non-linear elastic behaviors of contact between the wire and the bracket slot were considered on. We put the active torque between the lateral and central incisor and between the second premolar and the first molar with/without cinch-back. The results were expressed by quantitative and visible ways.

The findings of this study were as follows:

1. Reciprocal actions to active torque were complex system consisting of a combination of counter-torque, bucco-lingual linear displacement and tipping, rotation of the teeth, occluso-gingival linear displacement.
2. When active anterior crown labial torque was applied, crown labial tippings of the lateral were the greatest, and those of the central incisor was the next. Crown lingual tippings of the canine and the first premolar, mesial rotations and extrusion of the lateral and distal rotations and intrusion of the canine occurred. When anterior torque with the cinch-back was applied, amount of crown labial tippings of the lateral and central incisor were reduced. Amount of crown lingual tipping of the canine and the first premolar were increased. Mesial tippings and mesial rotations of the second molar occurred.
3. When active posterior crown lingual torque was applied, crown lingual tippings of the first molar were the greatest, and crown labial tippings of the second premolar and the first premolar were the next, the crown lingual tipping of the second molar were a little. Mesial rotations of the second premolar occurred but those of the first premolar didn't occurred.

KOREA J. ORTHOD 1994 ; 24(2) : 479-508.

**Key Words** : Torque, Finite Element Analysis, Ideal Archwire, Reciprocal Action