

# 교정용 각형선재에 부여된 torque가 브라켓에 발생시키는 모멘트에 관한 유한요소법적 분석

하 도 원<sup>1)</sup> · 김 영 석<sup>2)</sup> · 성 재 현<sup>3)</sup>

본 연구의 목적은 교정치료의 마무리 단계에서 바람직하지 못한 순설측 경사를 가진 한 개 치아의 이동을 원할 때 브라켓 슬롯의 크기와 각형선재의 종류, 크기에 따라 부여하여야 할 적절한 임상적 torque(SWA의 각형선재에서 나머지 편평한 부분과 이동을 위해 변형시킨 부분의 단면이 이루는 각도만큼의 torque)의 양을 구하고자 하는 것이다. 임상적 torque는 play와 active torque(브라켓에 모멘트를 전달할 수 있는 torque)의 합으로 구성되는데, play는 수학적 공식을 이용하여 계산하였고 active torque는 컴퓨터를 이용한 삼차원 유한요소법으로 구하였다. 유한요소모델은 일렬로 배열된 세 개의 브라켓과 여기에 삽입된 stainless steel, TMA, NiTi 이렇게 3가지 종류의 교정용 각형선재로 구성된다. 양쪽의 브라켓을 일정한 각도로 비틀어서 가운데 브라켓에 발생하는 모멘트를 계산하였다.

선재의 크기는 많이 사용되는 각형선재인 .016" X .022", .017" X .022", .017" X .025", .018" X .025", .019" X .025", .020" X .025", .021" X .025"의 7개로 디자인하였다. .018" 브라켓에는 .016" X .022", .017" X .022", .017" X .025" 선재를 삽입하여 실험하였고 .022" 브라켓에는 .016" X .022" 선재를 제외한 나머지 선재를 삽입하여 실험하였다. 실험으로 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 삽입된 브라켓 슬롯의 크기에 상관없이 같은 크기와 재질의 교정용 각형선재에 같은 active torque를 가하면 동일한 모멘트가 발생하였다.
2. 선재의 크기가 증가될 수록 동일한 active torque에 의해 발생하는 모멘트의 양은 증가하였다. 실험에 사용한 가장 굵은 선재인 .021" X .025" 선재는 동일한 재질의 가장 가는 .016" X .022" 선재에 비해 약 1.75배 더 큰 torsional stiffness를 가졌다.
3. 선재의 재질에 따라서는 stainless steel, TMA, NiTi순으로 torsional stiffness가 감소하였는데 stainless steel에 비해 TMA는 0.35배, NiTi는 0.16배였다.
4. 브라켓간 거리의 증가와 발생하는 torsional stiffness는 반비례하였다. 브라켓간 거리의 증가에 의해 감소되는 torsional stiffness의 비율은 선재의 재질과 상관이 있었고 크기에 따라서는 큰 차이가 없었다.
5. 교정치료의 마무리 단계에서 이상적인 순설측 경사이동을 일으키는 임상적 torque의 공식과 값을 구하였다.

( 주요 단어 : 임상적 토오크, 액티브 토오크, 모멘트, 유한요소법 )

## I. 서 론

교정적 치아이동은 교정장치를 통해 형성된 물리학적 역학 체계와 그것에 반응하는 치아와 치주조직의 생물학적 반응에 의하여 일어난다. 생물학적 반응을 일으키는 치주조직의 세포들은 교정장치의 종류

<sup>1)</sup> 경북 경산시 외촌면 보건지소, 치과 공중보건.

<sup>2)</sup> 경북대학교 공과대학 기계공학과, 교수.

<sup>3)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 교수.

교신저자 : 하도원

경북 경산시 외촌면

보건지소 치과 / 053-853-1144

hadorth@hanmail.net

와는 상관없이 단지 그 상황에서 결과적으로 발생하는 힘과 모멘트에 대해서만 반응한다. 그러므로 일관된 치료 결과를 얻기 위하여서는 정확한 역학 체계를 주어야 하며 힘과 모멘트에 대한 역학적 원칙을 아는 것은 교정치과의사에게 필수적이다.<sup>1)</sup> 그러나 실제임상에서 교정치과의사는 치아이동을 위하여 교정장치를 조정할 때, 정확한 힘과 모멘트의 측정을 통한 치료보다는 경험에 의하거나 시행착오의 반복을 통해 치료하고 있는 것이 일반적인데 특히 third order bend, 즉 치아의 순설측 경사를 조정하기 위하여 선재에 부여하는 torque에 관하여는 더욱 더 그러하다.

교정치료시 torque에 관해서 황과 서<sup>2)</sup>는 유한요소 상악 모델에서 선재의 전치부와 구치부에 active torque 부여시, 해당치아와 인접 치아 부위에 다양하고 복잡한 반응이 나타난다고 하였고 Burstone과 Groves<sup>3)</sup>는 상악 중절치에서 치관 협면의 증앙을 회전축으로 하는 설측 치근 이동에 가장 이상적인 모멘트 값을 2000gmm라고 하였다. Wainwright<sup>4)</sup>는 원숭이의 제2소구치에 치근 설측 torque를 가하여 치밀골판을 통과하여 이동시키고 그 후 치근 순측 torque를 가하여 원상태로 이동시키는 실험에서 후자의 이동이 전자에 비해 50% 빠르다는 것을 밝혔다. Steyn<sup>5)</sup>은 기계를 통한 실험에서 설측치근이동시 치아의 근첨과 선재의 중앙부위에서의 힘은 치근단에 가해지는 힘의 두 배라고 하였고 축절치가 중절치보다 많은 힘을 받고 힘이 가해지는 치아의 수가 작을수록 더 큰 힘을 받는다고 하였다. Meling과 Ødegaard등<sup>6,7)</sup>은 특수하게 고안된 기계를 이용하여 교정용 선재에 부여된 임상적 torque로부터 play와 torsional stiffness를 구하였다.

브라켓내에서 각형선재가 회전하면서 대각선의 두 꼭지점이 접촉할 때 브라켓 슬롯과 이루는 각인 clearance, 즉 deviation angle에 대해서는 Dellinger<sup>8)</sup>, Creekmore<sup>9)</sup>, Meling 등<sup>7)</sup>, 천 등<sup>10)</sup>이 결과를 제시하였다. Meling 등은 각형선재의 모서리까지 고려한 비교적 정확한 공식을 사용하였는데 clearance를  $\gamma$ , 브라켓 슬롯을 H, 선재의 높이를 h, 선재의 나비를 w, 선재 모서리의 곡선반경을 r,  $d = \sqrt{(w-2r)^2 + (h-2r)^2}$  이라고 하였을 clearance를 구하는 공식을 
$$\gamma = \text{asin}\left[\frac{H-2r}{d}\right] - \text{asin}\left[\frac{h-2r}{d}\right]$$
 라고 하였다(Fig. 1).

이에 교정치료중 치아의 이상적인 순설측 이동에 요구되는 모멘트를 발생시킬 수 있는 적절한 임상적 torque의 양을 알 수 있다면 임상에 좋은 지침이 될

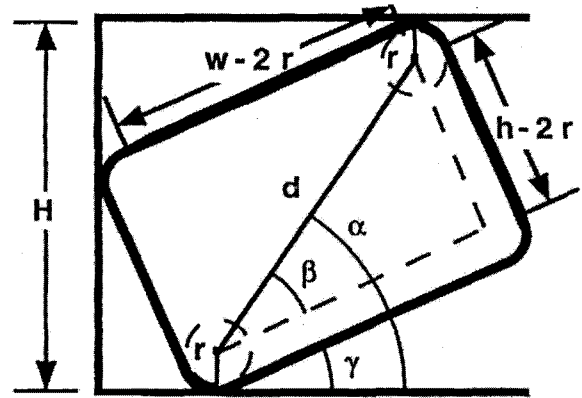


Fig. 1. Position of twisted round rectangular wires within bracket slot H : bracket slot height, h : wire height, w : wire width, r : radius of wire rounding (edge bevel)

수 있을 것으로 생각되어, 우선 한 개 치아의 torque 조절을 위한 유한요소 모델을 만들어 실험하였다.

유한요소법은, 외부영향에 지배받는 물리계의 응답을 예상하기 위해 근사적 수치해를 얻기 위한 컴퓨터를 이용한 수학적 기법<sup>11)</sup> 또는 연속체 문제를 유한차원 문제로 수식화하는 근사적인 방법<sup>12)</sup>으로 정의할 수 있다. 근대적인 개념의 유한요소법은 1956년 Turner 등<sup>13)</sup>이 항공기의 구조해석에 이용한 이후 본격적으로 시작되었다고 할 수 있으며 1960년 Clough<sup>14)</sup>에 의해 유한요소라는 용어가 처음 사용되었다. 유한요소법은 실험재료의 형상, 하중 및 경계조건 등에 제한이 없고 반복실험이 가능하며 결과를 마음대로 수치와 그림으로 나타낼 수 있고 동물실험, 기계실험 등에 비해 시간과 비용을 줄일 수 있다는 장점 때문에 공학 뿐 아니라 의학과 치의학 분야<sup>15)-22)</sup>에서도 활발하게 이용되고 있다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 유한요소 모델의 제작

#### 1. 브라켓

각각 .018" X .025"와 .022" X .028"의 슬롯크기를 가지는 두 종류의 하악전치부 브라켓(Mini-Diamond<sup>TM</sup>, Ormco, USA)을 모델로 하였다. 브라켓의 폭경은 .090", 치면 접촉부에서 슬롯이 시작되는 부위까지의 총 베이스 두께는 .047"로 유한요소 프로그램상에서

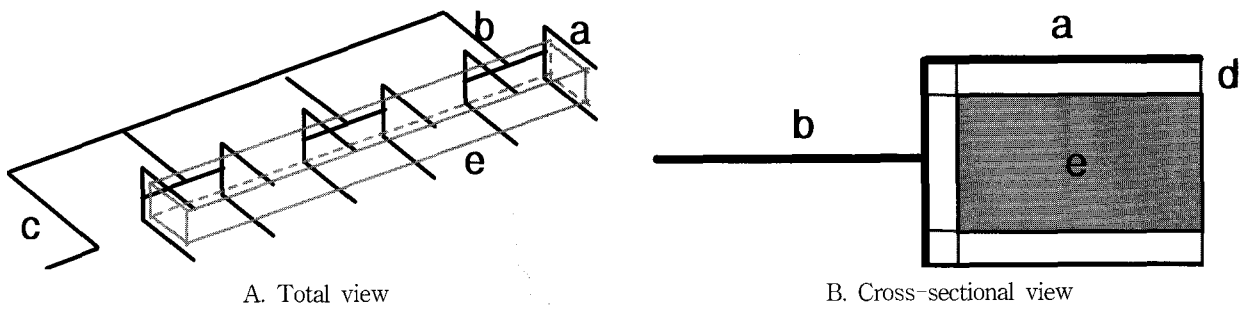


Fig. 2. Schematic diagram of brackets, a. bracket slot, b. bracket base, c. connecting beam element, d. gap element, e. wire

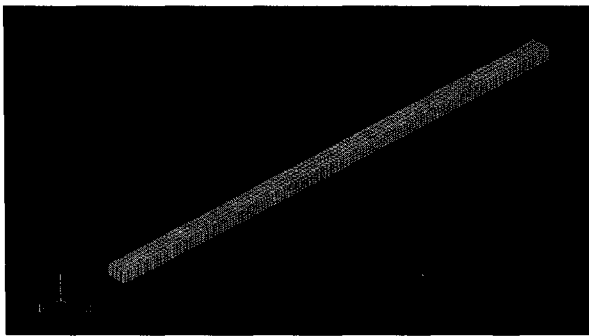


Fig. 3. Three dimensional finite element model. (total view)

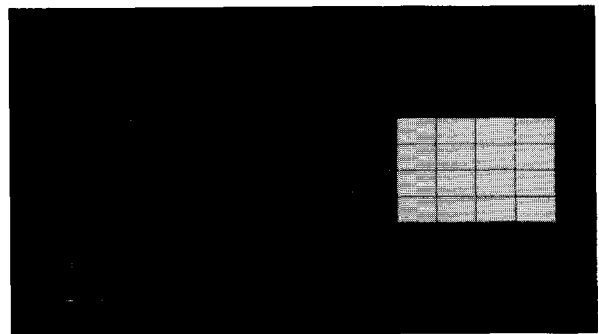


Fig. 4. Three dimensional finite element model. (cross-sectional view)

변형되지 않는 강체 beam요소를 이용하여 모델링하였다. 한 개의 브라켓은 2개의 ㄷ자형 beam요소를 브라켓 폭경 만큼의 간격을 두고 위치시키고 ㄷ자의 후벽면 중앙을 .090" 길이의 beam으로 연결하고 다시 그것의 중앙에서 .047" 길이의 beam을 연결시켰다 (Fig. 2A). 브라켓의 각 ㄷ자형 beam내에는 6개의 gap요소를 두었으므로 브라켓 하나당 12개의 gap요소가 선재에서 생긴 응력을 브라켓으로 전달하는 기능을 하게 하였다(Fig. 2B). 이렇게 만들어진 세 개의 브라켓은 각각 4mm, 6mm, 8mm의 브라켓간 거리를 두고 나란히 배열하였다. 이 중 양끝의 브라켓은 변형되지 않는 강체 beam으로 베이스 끝, 즉 치아와 연결되는 부위의 절점을 연결하고 한쪽으로 연장하여 선재의 장축과 일치되게 회전축을 형성하였다. 가운데 브라켓은 이 연결 beam과는 떨어지게 모델링하여 베이스 끝의 절점을 고정시켰다(Fig. 2, 3, 4).

## 2. 선재

선재의 크기는 임상에서 많이 사용되는 각형선재인 .016" X .022", .017" X .022", .017" X .025", .018"

X .025", .019" X .025", .020" X .025", .021" X .025"의 7개로 디자인하였으며 .018" 브라켓에는 .016" X .022", .017" X .022", .017" X .025" 선재를 삽입하여 실험하였고 .022" 브라켓에는 .016" X .022" 선재를 제외한 나머지 선재를 삽입하여 실험하였다.

선재의 종류는 교정치료에서 마무리 선재로 사용되고 있는 stainless steel, TMA (beta-titanium alloy or titanium-molybdenum alloy), NiTi (Nitinol or M-NiTi)를 사용하였는데 유한요소 프로그램에 입력된 재료의 물성은 Table 1<sup>23)</sup>과 같다.

## 3. 요소와 절점수

브라켓의 요소수는 브라켓 한 개당, gap요소 12개를 포함한 31개였으며 세 개의 브라켓에는 93개의 요소가 포함되고 여기에 양쪽 브라켓을 연결하는 beam 4개를 합하여 모두 97개였고 사용된 절점수는 63개였다.

선재의 요소는 단면을 가로와 세로 각각 4개씩 모두 16개의 요소로 나누었으며 4mm, 6mm, 8mm의 브라켓간 거리에 따라 사용된 요소수는 각각 2240개,

Table 1. Elastic moduli & Poisson ratios of materials

	SS	TMA	M-NiTi
Elastic modulus ( N/mm <sup>2</sup> )	$2.10 \times 10^5$	$7.22 \times 10^4$	$3.30 \times 10^4$
Poisson ratio	0.3	0.3	0.3

2560개, 3200개였다. 그에 따른 절점수는 각각 3535개, 4025개, 5025개였다.

따라서, 실험에 사용된 유한요소 모델의 총 요소수는 브라켓간 거리에 따라 2337개, 2657개, 3297개였으며 총 절점수는 3598개, 4088개, 5088개였다.

## 2. 실험방법

### 1. Clearance의 계산

교정치료시 치아에 원하는 모멘트를 주기 위하여 각형선재에 부여하여야 하는 torque를 임상적 torque, 브라켓에 모멘트를 발생하는 torque를 active torque라 하면, 임상적 torque는 active torque와 play의 합으로 이루어진다. 본 논문에서는 clearance의 각도는 Meling등<sup>7)</sup>의 수학적 공식을 이용하여 계산하였고 active torque에 의해 발생하는 모멘트는 유한요소법을 이용하여 구하였다.

Play는 브라켓 슬롯 내에서 각형선재가 장축으로 회전하여 대각선의 양 꼭지점이 접촉될 때 각형선재와 브라켓 슬롯이 이루는 각인 clearance를 두 배한 값으로 선재에 play 각도만큼의 임상적 torque가 부여되면 torque를 부여하고자 하는 브라켓의 슬롯 내와 양쪽의 인접 브라켓 슬롯 내에서는 선재가 서로 다른 방향으로 회전하여 접촉되어 있는 상태가 된다. 따라서, play 각도까지는 선재에 임상적 torque를 가하여도 브라켓에 모멘트를 발생시키지 못하며 이 각도 이상 초과로 부여된 임상적 torque가 브라켓에 직접적인 모멘트를 발생시키는 active torque가 된다.

### 2. 선재의 크기와 종류에 따른 모멘트

유한요소 프로그램 상에서 브라켓간 거리를 4mm로 하여 세 개의 브라켓을 일렬로 배열하고 각 크기와 종류의 선재를 삽입하였다. 브라켓과 선재는 변형이 없는 gap요소로 접촉되어 있으므로 양끝의 브라켓

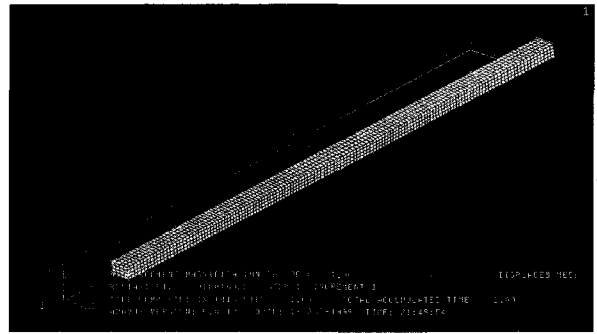


Fig. 5. The displacement photo at the 10° active torque of the .016" X .022" stainless steel wire in the .018" bracket (total view)

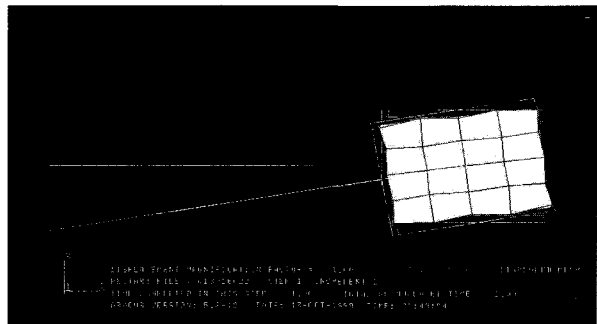


Fig. 6. The displacement photo at the 10° active torque of the .016" X .022" stainless steel wire in the .018" bracket (cross-sectional view)

을 연결한 beam의 회전축을 일정한 각도로 회전시켜 그 각도만큼의 active torque가 가운데 브라켓에 가해지게 하였다(Fig. 5, 6). 각각의 경우에서 회전축을 회전시켜 1°, 2°, 3°, 10°의 active torque를 가하였을 때 고정된 가운데 브라켓의 베이스 끝인 치면 접촉부의 절점(Fig. 2의 b에서 브라켓 슬롯 반대쪽 끝)에 발생하는 모멘트를 계산하였다.

### 3. 브라켓간 거리에 따른 모멘트

브라켓간 거리가 달라질 때의 모멘트 변화를 알아보기 위해 브라켓간 거리를 4mm, 6mm, 8mm로 변화시켜 실험하였다. 교정치료 말기의 상황인, .018" 브라켓에 .017" X .025" 선재를 삽입하는 경우와 .022" 브라켓에 .020" X .025" 선재를 삽입하는 경우에 대해서만 실험을 하였고 선재의 재질은 stainless steel과 TMA, NiTi 세 가지로 실험하여 torsional stiffness를 구하였다.

Table 2. The clearance, considering the radius of the wire rounding (unit : ° )

wire	.016"	.017"	.017"	.018"	.019"	.020"	.021"
bracket	.022"	.022"	.025"	.025"	.025"	.025"	.025"
.018"	7.11	3.52	2.92				
.022"	24.81	20.05	16.14	12.66	9.31	6.08	2.98

Table 3. Torsional stiffness, 4mm interbracket distance  
(unit : Nmm/° )

size	.016"	.017"	.017"	.018"	.019"	.020"	.021"
material	.022"	.022"	.025"	.025"	.025"	.025"	.025"
SS	2.53	2.72	3.53	3.76	3.99	4.21	4.42
TMA	0.87	0.94	1.22	1.30	1.38	1.45	1.52
NiTi	0.40	0.43	0.56	0.59	0.63	0.66	0.70

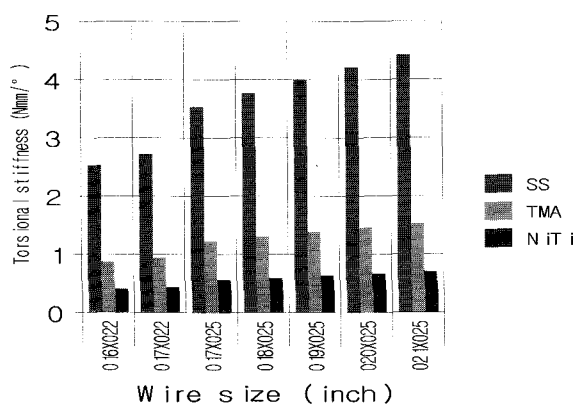


Fig. 7. Graph of the torsional stiffness, 4mm interbracket distance

#### 4. 처리방법

본 실험은 hardware로 SDT-820 (Sun system Co., U.S.A.) 컴퓨터를 사용하였고 software로는 유한요소 모델링에는 Hypermesh 2.00e를, 해석에는 범용 유한 요소 프로그램인 ABAQUS/STANDARD 5.4를 사용하였다.

### III. 결 과

#### 1. Clearance의 계산

본 논문에서는 clearance를 계산하는데 삼각함수를 이용한 Meling 등<sup>7)</sup>의 공식을 사용하였다. 실제 각형 선재의 모서리는 마찰력 감소와 환자의 편안함을 위해 둥글게 처리되어 있다. 그런데, 본 실험에서는 미

제한 크기의 곡면을 유한요소법으로 모델링하기가 어려웠으므로 유한요소모델 제작시에는 둥근 모서리를 고려하지 않았고 공식을 이용하여 clearance를 구할 때는 이 것에 의해 clearance가 큰 차이가 나므로 각형선재의 둥근 모서리를 고려하여 계산하였다(Table 2). 둥근 모서리의 반경은 Meling 등<sup>7)</sup>의 논문을 참조하여 0.068mm로 하였다.

예를 들어 .018" bracket에 .017" X .025" 호선으로 5°의 active torque를 주기 위해서는 Table 2에서 구한 2.92°의 clearance를 두 배 한 값에 5°를 더한 10.84°의 임상적 torque를 선재에 부여하여야 한다.

#### 2. 선재의 크기와 종류에 따른 모멘트

각각의 경우에서 가운데 브라켓에 active torque를 주었을 때 발생하는 모멘트를 표와 그래프로 나타내었다(Table 3, Fig. 7).

선재에 1°, 2°, 3°, 10°의 active torque를 가하여 실험한 결과 유한요소법의 특성상 active torque와 발생하는 모멘트는 정확하게 비례의 관계를 보였다. 따라서 1° active torque시의 발생하는 모멘트, 즉 torsional stiffness 값을 표로 나타내었다.

4mm의 브라켓간 거리에서 stainless steel 선재에 1°의 active torque를 가하였을 때 발생하는 모멘트, 즉 torsional stiffness는 선재의 크기에 따라 증가하였고 브라켓 슬롯과는 무관하였다. 가장 가는 .016" X .022" 선재는 2.53Nmm, 가장 굵은 .021" X .025"는 4.42Nmm로 약 1.75배였다(Table 3). 4mm의 브라켓간 거리에서 torsional stiffness는 stainless steel이 가장 컸고 그 다음이 TMA, NiTi 순이었다(Table 3).

Table 4. The torsional stiffness, interbracket distance : 4mm, 6mm, 8mm (unit : Nmm)

	material	4mm	6mm	8mm
.017" × .025"	SS	3.53	2.85	2.34
	TMA	1.22	0.98	0.81
	NiTi	0.56	0.45	0.37
.020" × .025"	SS	4.21	3.54	2.98
	TMA	1.45	1.22	1.03
	NiTi	0.66	0.56	0.47

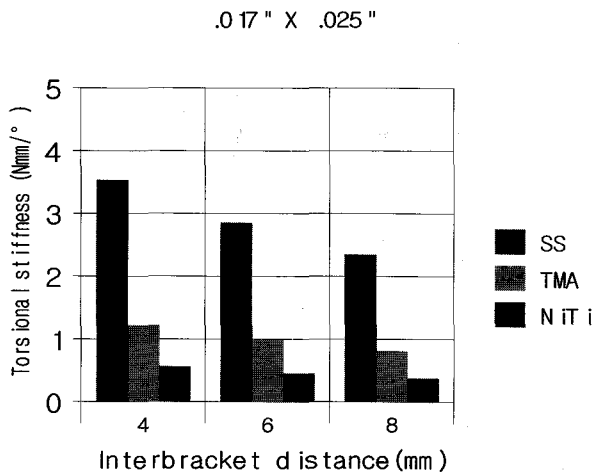


Fig. 8. Graph of the moments generated on the .017" X .025" wires at the different interbracket distance

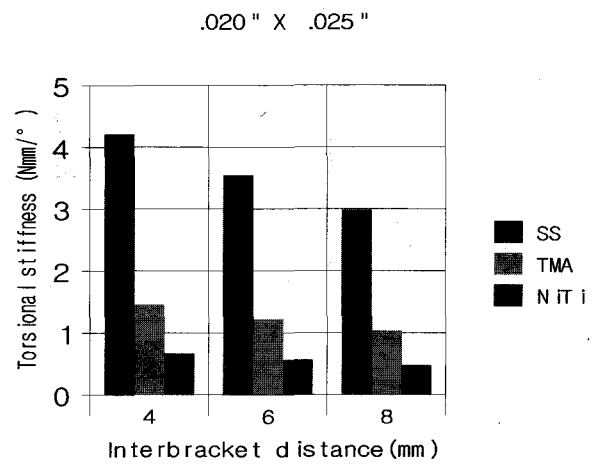


Fig. 9. Graph of the moments generated on the .020" X .025" wires at the different interbracket distance

### 3. 브라켓간 거리에 따른 모멘트

브라켓간 거리가 4mm, 6mm, 8mm로 증가됨에 따라 1°의 active torque에 의해 발생하는 모멘트 즉, torsional stiffness는 .017" X .025" 선재인 경우 stainless steel은 3.53Nmm, 2.85Nmm, 2.34Nmm였고 TMA는 1.22Nmm, 0.98Nmm, 0.81Nmm, NiTi는 0.56Nmm, 0.45Nmm, 0.37Nmm이었다. .020" X .025" 선재인 경우 stainless steel은 4.21Nmm, 3.54Nmm, 2.98Nmm이고 TMA는 1.45Nmm, 1.22Nmm, 1.03Nmm, NiTi는 0.66Nmm, 0.56Nmm, 0.47Nmm이었다 (Table 4, Fig. 8, 9).

이상에서 얻은 결과를 실제 임상에 적용하기 위하여서는 각 치아의 순설측 이동에 필요한 이상적인 모멘트의 양과 브라켓간 거리를 알아야만 한다.

이상에서 얻은 결과를 실제 임상에 적용하기 위하여서는 각 치아의 순설측 이동에 필요한 이상적인

모멘트의 양과 브라켓간 거리를 알아야만 한다.

Burstone과 Groves<sup>3)</sup>는 상악중절치를 치관의 협면 중앙을 회전중심으로 치근설측이동시키는 가장 이상적인 모멘트 양을 2000gmm라고 하였다. 이것을 각 치아의 순설측 이동의 이상적인 모멘트를 찾는 기준으로 삼았다. Wainwright<sup>4)</sup>는 치근의 측면을 포물선으로 가정하고 치관과 치근 길이, 치경부에서의 근원 폭경 등을 변수로 한 공식에 상악중절치의 이상적인 모멘트, 2000gmm를 대입하여 원숭이의 소구치에 이상적인 모멘트를 구하였다. 본 논문에서는 같은 방식으로 Wheeler<sup>24)</sup>의 연구를 참조하여 상하악 치아들의 치관과 치근 길이, 치경부에서의 근원 폭경값을 공식에 대입하여 각 치아의 이상적인 순설측 모멘트의 양을 공식을 이용하여 구하였다 (Table 5).

그리고 브라켓간 거리를 산출하기 위해서, Wheeler<sup>24)</sup>의 연구에 의한 치관의 근원심 폭경과 브라켓 (Mini-Diamond<sup>TM</sup>, Ormco, USA) 폭경을 고려하여

Table 5. The individualized ideal moments and the interbracket distances of the teeth (unit : Nmm, mm)

Maxilla tooth	Ideal moment	Interbracket distance	Mandible tooth	Ideal moment	Interbracket distance
1	19.60	4.53	1	8.46	2.85
2	12.78	4.10	2	11.72	3.25
3	22.00	4.00	3	21.20	3.65
4	13.79	3.93	4	13.79	3.80
5	13.79	4.48	5	14.09	4.78
6	17.48	6.00	6	23.31	6.93
7	13.05	6.85	7	17.91	8.10

Table 6. Linear regression equation (  $y = ax + b$ ,  $y$  : torsional stiffness,  $x$  : interbracket distance )

	.017" × .025"			.020" × .025"		
	SS	TMA	NiTi	SS	TMA	NiTi
a	- 0.30	- 0.10	- 0.05	- 0.31	- 0.11	- 0.05
b	4.69	1.62	0.75	5.42	1.86	0.85

Table 7. The torsional stiffness at the individual interbracket distance (unit : Nmm<sup>2</sup> )

	tooth	.017" × .025"			.020" × .025"		
		SS	TMA	NiTi	SS	TMA	NiTi
M a x i l l a	1	3.33	1.17	0.52	4.02	1.36	0.62
	2	3.46	1.21	0.55	4.15	1.41	0.65
	3	3.49	1.22	0.55	4.18	1.42	0.65
	4	3.51	1.23	0.55	4.20	1.43	0.65
	5	3.35	1.17	0.53	4.03	1.37	0.63
	6	2.89	1.02	0.45	3.56	1.20	0.55
	7	2.64	0.94	0.41	3.30	1.11	0.51
M a n d i b l e	1	3.84	1.34	0.61	4.54	1.55	0.71
	2	3.72	1.30	0.59	4.41	1.50	0.69
	3	3.60	1.26	0.57	4.29	1.46	0.67
	4	3.55	1.24	0.56	4.24	1.44	0.66
	5	3.26	1.14	0.51	3.94	1.33	0.61
	6	2.61	0.93	0.40	3.27	1.10	0.50
	7	2.26	0.81	0.35	2.91	0.97	0.45

해당치아의 좌우 브라켓간 거리의 평균을 구하였다(Table 5).

.017" X .025" 선재와 .020" X .025" 선재의 경우 브라켓간 거리가 4mm, 6mm, 8mm일 때의 torsional stiffness값(Table 4)을 이용하여 브라켓간 거리를 x

축, torsional stiffness를 y축으로 하는  $y = ax + b$ 의 선형회귀방정식을 작성하고(Table 6) 이 방정식에 각 치아의 브라켓간 거리를 대입하여 torsional stiffness를 구하였다(Table 7).

Table 8. The clinical torque of the individual teeth (unit : ° )

tooth	.017" × .025"			.020" × .025"			
	SS	TMA	NiTi	SS	TMA	NiTi	
M a x i l l a	1	11.72	22.64	43.28	17.04	26.55	43.60
	2	9.53	16.40	29.29	15.24	21.23	31.97
	3	12.14	23.87	45.84	17.42	27.65	46.01
	4	9.77	17.08	30.75	15.44	21.82	33.26
	5	9.96	17.61	32.06	15.58	22.25	34.19
	6	11.89	22.98	44.68	17.07	26.73	43.94
	7	15.73	33.61	69.50	20.07	35.67	63.34
M a n d i b l e	1	8.05	12.18	19.77	14.02	17.63	24.12
	2	8.99	14.89	25.79	14.82	19.96	29.21
	3	11.74	22.73	43.20	17.10	26.70	43.92
	4	9.72	16.96	30.47	15.41	21.72	33.05
	5	10.17	18.18	33.41	15.74	22.72	35.22
	6	14.77	30.99	63.61	19.28	33.40	58.46
	7	21.69	50.06	108.18	24.47	49.09	91.76

Table 9. The clinical torque table (unit : ° )

tooth	.017" × .025"		.020" × .025"		
	SS	TMA	SS	TMA	
M a x i l l a	1	12	23	17	27
	2	10	16	15	21
	3	12	24	17	28
	4	10	17	15	22
	5	10	18	16	22
	6	12	23	17	27
	7	16	34	20	36
M a n d i b l e	1	8	12	14	18
	2	9	15	15	20
	3	12	23	17	27
	4	10	17	15	22
	5	10	18	16	23
	6	15	31	19	33
	7	22	50	24	49



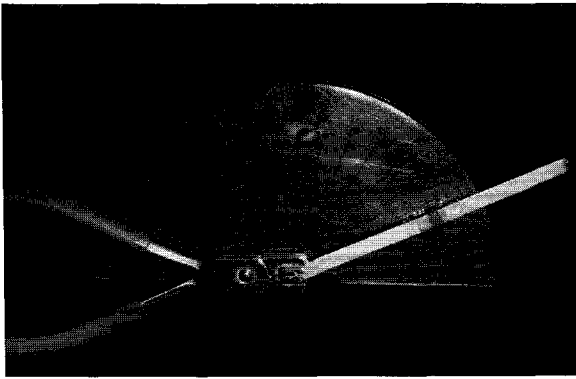


Fig. 10. Torquing plier

각 치아의 순설측 이동을 위한 이상적인 모멘트 (Table 5)를 Table 7의 torsional stiffness로 나누면 active torque양이 된다. .017" X .025" 선재는 .018" 브라켓에, .020" X .025" 선재는 .022" 브라켓에 삽입되어 play는 각각 5.84°, 12.16°가 되므로, 여기에 active torque값을 더해 임상적 torque를 구하였다 (Table 8).

그런데 제2대구치가 교정치료에 포함된 최후방치 아일 경우에는, 다른 치아가 양쪽 브라켓에 의해 모멘트가 발생하는 상황과는 달리 이 부위에서는 cantilever로 모멘트가 전달되기 때문에 같은 active torque에 의해 발생하는 모멘트는 절반이 되므로 이것을 고려하여 계산하였다. 이렇게 얻은 임상적인 torque를 선재에 부여하기 위해서는 torque를 낮고자 하는 부위를 Torquing plier (Rose third order bender-torque™, American Orthodontics, USA)로 잡고 key로 원하는 각도로 비틀면 된다 (Fig. 10). 그러나 실제로 torque를 줄 수 있는 선재는 stainless steel과 TMA 선재이며 임상적으로 소숫점 이하의 값은 의미가 없으므로 소숫점 첫째 자리에서 반올림한 값을 Table 9에 나타내어 실제 임상에 적용할 수 있게 하였다.

각 치아에서 이상적인 순설측 이동을 얻고자 할 때 Table 9을 이용하면, 사용선재가 stainless steel과 TMA일 때 적절한 임상적 torque를 부여할 수 있을 것이다.

#### IV. 총괄 및 고찰

stainless steel, TMA, NiTi 세 가지의 선재 중 torque를 부여하기 위해 구부릴 수 있는 재료는 stainle-

ss steel과 TMA 두 가지이다. 따라서 이 실험의 결과를 적용할 수 있는 재료는 이 두가지 재료이며 NiTi를 실험에 포함시킨 것은 나머지 두 재료와의 비교를 위해서이며 임상에 직접 응용되지는 못한다.

그리고, TMA 선재는 stainless steel 선재에서와 동일한 모멘트를 얻기 위해 더 많은 active torque를 포함한 임상적 torque를 부여해야 하지만 torsional stiffness가 stainless steel의 0.35배 정도이므로 실수로 더 많거나 적은 active torque를 부여하더라도 비교적 안정적이다. 따라서 잘못된 순설경사를 갖는 치아의 치료시 stainless steel보다 적당한 재료라고 할 수 있겠다.

이상의 결과로 임상적으로 교정치료의 마무리 단계에서 한 개 치아의 잘못된 순설측 경사를 수정할 때 도표와 공식을 이용하여 임상적 torque를 부여하면 효과적으로 치아이동을 시킬 수 있을 것이다 (Table 9).

본 실험은 실제의 상황을 유한요소 프로그램 상에서 재구성한 이상적인 상황이므로 다소의 차이와 한계점이 존재하리라고 생각된다. 예를 들어 선재에 1°, 2°, 3°, 10°의 active torque를 가하였을 때 모멘트는 그에 비례해서 직선적인 증가를 보였다. 이것은 유한요소법의 특성상 한 가지 재질에는 하나의 탄성계수와 Poisson ratio가 입력되므로 stress strain curve에서 비례구간만을 설명하기 때문이다. Meling 등<sup>7)</sup>은 stainless steel에 20Nmm이상의 모멘트를 가하게 되면 선재가 영구 변형된다고 하였는데 본 실험의 결과를 이용하면 .016" X .022" stainless steel 선재는 7.9°, .021" X .025" stainless steel 선재는 4.5° 이상의 active torque를 가하게 되면 선재는 항복점을 지나 소성변형을 하게 됨을 알 수 있다. 이런 유한요소법의 한계점 때문에 비교적 작은 active torque에 대해서는 발생하는 모멘트 값이 정확하나 active torque가 증가하여 비례한계를 넘어서게 되면 발생하는 모멘트는 실험에서 구한 값보다 작아지게 되며, active torque가 증가할수록 이런 현상은 더 심해질 것이다. 그러나 다행히도 상하악 치아에서 순설측 이동에 필요한 이상적인 모멘트는 대부분이 20Nmm보다 작으며 상악견치가 22.00Nmm, 하악견치가 21.20Nmm, 하악 제1대구치가 23.31Nmm로 20Nmm보다 약간 크므로 대부분의 치료는 선재의 비례구간내에서 일어난다고 할 수 있다. 또 본 실험에서의 모멘트가 loading시 생긴 것임에 비해 실제 발생하는 모멘트는 unloading시 생긴 것이므로 다소의 차이가 있으며, 이

과정 중에 과도한 변위가 가해지면 선재는 소성변형을 하여 active torque가 줄어들게 되므로 발생되는 모멘트 역시 줄어들 것으로 예상된다. 그러나 이것 역시 stainless steel 선재로 치아에 이상적인 모멘트를 발생시키는 경우는 대부분이 비례구간내의 상황이므로 loading과 unloading에 큰 차이가 없으며 TMA와 NiTi 선재 역시 45° 의 임상적 torque까지는 hysteresis가 일어나지 않는다는 Meling등<sup>25)</sup>의 연구를 생각해 볼 때 대부분의 임상적 torque가 loading과 unloading시에 발생하는 모멘트에 큰 차이를 보이지 않으리라고 예상된다.

이 모델은 교정치료의 마무리 단계에서 단일 치아에 순설측 이동을 설명할 때는 적용되나 단일 치아가 아닌 악궁의 전치부와 같은 경우에는 여러 브라켓들이 포함되어 있고 삽입된 선재가 곡선으로 bending되어 있으므로 브라켓마다 모멘트가 다를 것이며 모멘트와 더불어 상하, 전후 그리고 회전력이 동시에 발생될 것이다. 그러므로 전치부의 연구를 위해서는 본 논문과 같은 단순한 모델로는 실험이 불가능하며 브라켓과 선재 외에 치아와 치근막, 그리고 치조골을 포함한 완전한 유한요소모델이 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

브라켓 슬롯 크기와 브라켓간 거리, 선재의 종류와 크기를 변화시켜, 선재에 active torque를 가했을 때 발생하는 모멘트의 양상을 삼차원 유한요소법을 이용하여 분석하였다.

실험결과 얻은 torsional stiffness는 기계를 이용한 Meling등<sup>7)</sup>의 수치와 유사하게 나타났다. Meling등은 0.16" X .022", .017" X .022", .017" X .025", .018" X .025" stainless steel 선재의 torsional stiffness는 2.52 Nmm, 2.75Nmm, 3.44Nmm, 3.92Nmm라고 하였는데 본 실험의 결과인 2.53Nmm, 2.72Nmm, 3.53Nmm, 3.76Nmm와 유사하였다.

실험결과 동일한 재질과 크기의 선재에 일정한 active torque를 가하여 생긴 모멘트는 브라켓 슬롯크기에 상관없이 동일하였다. 예를 들어 .017" X .025" stainless steel 선재에 1° active torque를 가했을 때 발생하는 모멘트는 그것이 삽입되어 있는 브라켓이 .018"이거나 .022"임에 상관없이 동일하게 3.53Nmm였다. 다만 .017" X .025" 선재는 .018" 브라켓에서 5.84° , .022" 브라켓에서는 32.28° 의 play를 가지므로 1° active torque를 얻기 위해서는 .018" 브라켓에

서는 6.84° , .022" 브라켓에서는 훨씬 더 큰(약 5배) 33.28° 의 임상적 torque를 부여하여야만 한다(Table 2).

모멘트의 크기는 선재의 크기에 비례하였다. 실험에 사용한 선재 중 제일 굵은 .021" X .025" 선재는 가장 가는 .016" X .022" 선재에 비해, 동일한 active torque에 대한 모멘트가 stainless steel이 1.75배, TMA와 NiTi가 1.74 배로 유사하게 크기에 비례함을 알 수 있었다.

재질에 따라서는 stainless steel, TMA, NiTi 순으로 동일한 변형에 의해 생성되는 모멘트는 점차 줄어들었다. 예를 들어 브라켓간 거리가 4mm이고 .016" X .022" 선재로 실험한 경우 선재에 1° 의 active torque를 주어 발생하는 모멘트는 stainless steel이 2.53 Nmm, TMA는 0.87Nmm, NiTi는 0.40Nmm였고 .021" X .025" 선재로 실험한 경우 stainless steel이 4.42Nmm, TMA는 1.52Nmm, NiTi는 0.70Nmm로 stainless steel에 비해 TMA는 0.35배, NiTi는 0.16배였다.

브라켓간 거리를 증가시켰을 때는 동일한 active torque에 의해 생성되는 모멘트는 감소하였다. .017" X .025" 선재에서 브라켓간 거리가 4mm와 8mm일 때의 모멘트의 차이는 stainless steel이 1.18Nmm, TMA는 0.41Nmm, NiTi는 0.19Nmm였으며, .020" X .025" 선재일 경우 stainless steel이 1.23Nmm, TMA는 0.42Nmm, NiTi는 0.19Nmm로 생성되는 모멘트가 브라켓간 거리에 가장 영향을 많이 받는 재질은 stainless steel이었고 그 다음이 TMA, NiTi 순이었다. 그러나 동일한 재질에 대해서는 감소되는 양상이 선재의 크기와는 거의 무관하였다. Nikolai<sup>26)</sup>는 각형선재에서 torsional stiffness의 공식을

$$\frac{T}{\phi} = \frac{\beta bc^3 G}{L}$$

(T : 생성되는 모멘트,  $\phi$  : active torque,  $\beta$  : b와 c의 비에 의해 정해지는 계수, b : 각형선재 단면의 긴 변, c : 각형선재 단면의 짧은 변, G : 전단 응력-변형곡선의 기울기, L : 선재의 장축길이)로 정의하였으며 여기서 선재의 길이와 torsional stiffness는 반비례함을 알 수 있는데 실험결과와 일치하였다.

실험 결과 얻은 다양한 브라켓간 거리, 크기와 종류의 선재의 torsional stiffness를 이용하여, 치아이동시 원하는 모멘트를 얻기 위해 부여해야 하는 임상적 torque의 양을 구하는 다음과 같은 공식을 유도하였다.

실험 결과 얻은 다양한 브라켓간 거리, 크기와 종류의 선재의 torsional stiffness를 이용하여, 치아이동시 원하는 모멘트를 얻기 위해 부여해야 하는 임상적 torque의 양을 구하는 다음과 같은 공식을 유도하였다.

$$T = \text{active torque} + \text{play}$$

$$= \frac{M}{a} + C \times 2$$

T : 임상적으로 선재에 부여하는 torque 양

M : 교정치료시 얻고자 하는 모멘트 양

a : 1° 의 active torque에 의해 발생하는  
모멘트 양 (torsional stiffness)

C : clearance

그리고 교정치료의 마무리 단계에서 비교적 많이 사용하는 조합인 .018" 브라켓에 stainless steel과 TMA .017" X .025" 각형선재가 삽입된 경우와 .022" 브라켓에 .020" X .025" stainless steel과 TMA 각형선재가 삽입된 경우에 있어서 잘못된 한 개 치아의 순설 경사를 수정하는 데 필요한 임상적 torque의 양을 구하였다.

참 고 문 헌

1. 박영철, 황현식, 최광철 공역. 임상교정생리학, 서울 : 나래출판사, 1997 : 1.
2. 황치일, 서정훈 : 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1994 : 24 : 479-508.
3. Burstone CJ, Groves MH : Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. J Dent Res 1960 : 39 : 695 (Abstr).
4. Wainwright WM : Faciolingual tooth movement : Its influence on the root and cortical plate. Am J Orthod 1973 : 64 : 278-302.
5. Steyn CL : Measurement of edgewise torque force in vitro. Am J Orthod 1977 : 71 : 565-73.
6. Ødegaard J, Meling EØ, Meling TR : An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 : 105 : 392-400.
7. Meling TR, Ødegaard J, Meling EØ : On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997 : 111 : 310-20.

8. Dellinger EL : A scientific assessment of the straight wire appliance. Am J Orthod 1978 : 73 : 290-99.
9. Creekmore TD : JCO interviews on Torque. J Clin Orthod 1979 : 13 : 305-10.
10. 천옥진, 김태우, 서정훈 : 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1995 : 25 : 525-41.
11. Burnet DS : Finite element analysis. ADDISON WESLEY 1987.
12. 임상전 : 유한요소법 입문, 서울 : 동명사, 1985.
13. Tunner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ : Stiffness and deflection analysis of complex structures. Journal of Aero Science 1956 : 23.
14. Clough RW : The finite element method in plane stress analysis, proceedings, American Society of Civil Engineers, 2nd Conference on Electronic Computation, Pittsburg, Pa., 1960.
15. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ : Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988 : 94 : 426-31.
16. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda Mamoru : Biomechanical effect of anteroily directed extraoral forces on the cranio-facial complex : A study using the finite element method. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989 : 95 : 200-07.
17. 장재완, 손병화 : 상악 중절치 후방 이동시의 이동양상에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1991 : 21 : 617-33.
18. 민상홍, 윤영주, 김광원 : Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구. 대치교정지 1995 : 25 : 143-52.
19. Tanne K, Matsubara S : Association between the direction of orthodontic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. Angle Orthod 1996 : 66 : 125-30.
20. 박춘근, 양원식 : 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1997 : 27 : 259-72.
21. 신수정, 장영일 : 상악 치열의 치근 후방이동에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1998 : 28 : 563-80.
22. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K : Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model Am J Orthod Dentofac Orthop 1999 : 115 : 267-74.
23. 서울대학교 연세대학교 치과대학 교정학교실 공역. 최신치과교정학, 서울 : 지성출판사, 1993 : 307.
24. Ash MM : Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 6th ed. SAUNDERS 1984.
25. Meling TR, Ødegaard J : On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998 : 113 : 546-57.
26. Nikolai RJ : Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. LEA & FEBIGER, 1985.

- ABSTRACT -

The moment generated by the torque of the orthodontic rectangular wire  
: Three-dimensional finite element analysis

Do-Won Ha<sup>1)</sup>, Young-Suk Kim<sup>2)</sup>, Jae-Hyun Sung<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Kyung Book National University*

<sup>2)</sup>*Department of Mechanical Engineering, College of Engineering, Kyung Book National University*

The purpose of this study was to investigate the ideal clinical torque(In the SWA rectangular wire, the torque by the angle between the plane part and twisted part to move the tooth) of the orthodontic rectangular wire which produce the proper labiolingual movement of the single tooth during finishing stage of the orthodontic treatment.

The clinical torque is the sum of the play and the active torque which generates the moment at the bracket. The play is calculated by the formula and the active torque is calculated by the computer aided three-dimensional finite element method.

The finite element model was consist of the three brackets which formed a row and 3 kinds of orthodontic rectangular wire(stainless steel, TMA, NiTi) which inserted in brackets. Both sides of the model were twisted and the moment generated in the center bracket was calculated.

The sizes of seven wires which were used commonly were .016" X .022", .017" X .022", .017" X .025", .018" X .025", .019" X .025", .020" X .025", .021" X .025". In 018" bracket, 016" X .022", .017" X .022", .017" X .025" wires were inserted and in 022" bracket, all the sizes of wires except .016" X .022" were inserted and tested.

The following conclusions could be drawn from this study.

1. The moments generated on the same size of the wires by the same active torque were equal regardless of the bracket slot size.
2. The moments were increased with the size of the wires. The moment generated on the .021" X .025" wire was about 1.75 times as large as that on the .016" X .022" wire regardless of the material.
3. The moments were increased in the order of the NiTi, TMA, stainless steel. The moment of the TMA wire was 0.35 times as small as that of the stainless steel wire and the moment of the NiTi was 0.16 times as small as that of the stainless steel wire.
4. The moment was decreased as the interbracket distance was increased.
5. To get a desired moment with the specific size and material of the wire on the specific bracket slot, the formula and the results were displayed.

KOREA. J. ORTHOD. 2001 : 31(3) : 335-46

※ Key words : Clinical torque, Active torque, Moment, Finite element method