대치교정지 2005;35(2):137-47

상악 절치부-토크에 의한 치아 이동과 응력 분포에 관한 유한요소법적 연구

윤현주[a] · 임용규[b] · 이동렬[c] · 조영수[d]

본 연구는 상악 절치부에 active 토크가 가해졌을 경우, 교정력을 직접 받은 치아와 인접 치아의 반응을 알아보고자, 상악 치아 및 치조골의 유한요소 모델을 제작하고, stainless steel, NiTi, TMA 세 종류의 각형 호선을 육면체 요소로 모델링하여 유한요소 모델을 완성하였다. 호선이 브라켓에 삽입되었을 때 브라켓에 발생하는 반력과 모멘트를 구하였고, 이것을 유한 요소 모델에 적용하여 각 치아의 변위와 응력 분포를 측정하였다. 브라켓에 발생하는 반력은 근원심 방향과, 협설 방향으로의 힘은 0에 가까우며, 중절치, 측절치, 견치의 브라켓 근심측에서는 정출력이 원심측에서는 압하력이 발생하였다. 힘과 모멘트의 크기는 측절치에서 최대였고, 중절치, 견치 순으로 감소하였고, 소구치 부위와 대구치 부위에서는 급격히 감소하였다. 중절치와 측절치는 치관 협측, 원심 경사 이동과 압하를 보였으며, 견치는 치관 설측 원심 경사와 정출을 보였고, 제1소구치는 치관 설측 경사이동을 보였다. .019 x .025 SS을 사용하여 상악 절치부에 토크를 부여하는 경우에는 측절치에 과도한 힘이 집중되므로, 임상에서 토크를 조절할 경우에는 NiTi나 TMA 호선을 사용하는 것이 바람직하리라고 생각된다.

(**주요 단어**: 토크, 상악 전치부, 유한요소법)

서 론

교정 치료의 목표는 기능적인 교합의 달성과 적절한 심미성을 얻는 것으로, 이를 달성하기 위해서는 치아의 위치를 근원심, 상하, 협설 방향의 3차원적으로 정확하게 조절할 수 있어야 한다. 계획된 치료 결과를 얻기 위해서는 치아와 주변 조직에 대한 생물학적인 이해와 함께 정확한 역학 체계를 이해하는 것이 필수적이다. 즉, 정확한 생물학적 반응을 얻기 위해서는 기계적으로 또는 기타의 방법으로 정확한 자극을 가해야 하며, 치료시 모르는 요소를 최소화함으로써 일관된 반응을 얻을 수 있다.[1]

교정 치료시 적절한 순설측 치관 경사도는 기능교합과 심미성의 확보 및 재발방지를 위해 매우 중요한데, 이는 호선에 적절한 토크를 부여함으로써 얻을 수 있다.[2,3]

최근의 straight wire appliance에서는 브라켓 내에 각 치아에 필요한 tip, in-out, 토크가 내장됨으로써 호선을 비틀어서 순설측 경사를 조절해야 하는 필요성이 현저히 감소하였으나,[4] 치료 말기에 상하악 전치부의 inclination을 조절하는 것이 필요하며, 특히 발치 증례에 있어서 수평피개를 감소시키는 동안 전치부의 inclination이 소실되는 경향이 있으므로 각형호선에 부가적인 토크를 부여하는 것이 필요하다.[5,6]

[a] 대학원생, [b] 부교수, [c] 교수, 고려대학교 임상치의학대학원 교정과, [d] 연구교수, 한양대학교 기계공학과.
교신저자: 임용규
서울시 성북구 안암동
고려대학교 임상치의학대학원 교정과 / 02-920-5597
yklim@kumc.or.kr
원고접수일: 2004년 6월 3일 / 원고최종수정일: 2004년 9월 20일 / 원고채택일: 2004년 9월 22일

브라켓과 호선의 재질과 종류, 개개 치아의 형태, 브라켓의 부착 위치, 호선과 브라켓 사이의 play, 브라켓간 거리 등은 토크에 영향을 주며,[7] 토크가 부여된 치아의 인접치에는 양은 같고, 방향은 반대인 힘이 작용하게 되므로, 인접치아의 원하지 않는 치아 이동도 일어난다.[2,8,9] 또한, 여러 제조 회사의 각형 선재들은 모서리의 반지름이 다양하기 때문에 각기 다른 torsional play가 발생하므로,[10,11] 이상적인 torsional moment를 정확히 부여하는 것은 어려우며 active 토크 부여 시 해당 치아와 인접 치아 부위에서 협설 방향의 경사 뿐 아니라 근원심 방향, 정출, 압하, 회전 등의 다양하고 복잡한 치아 이동이 나타난다.[8,12,13]

교정력이 치아 이동에 미치는 영향에 대한 연구방법에는, 광탄성법, laser holography, strain gauge를 이용한 연구방법, 유한요소법 등이 있다.[14-16] 그 중 유한요소법은, 외부 영향에 지배 받는 물리계의 응답을 예상하기 위해 근사적 수치 값을 얻기 위한 컴퓨터를 이용한 수학적 기법으로 정의할 수 있다.[17] 유한요소법은, 균일하지 않고 불규칙한 형태의 물체에 적용할 수 있으므로 치아 구조를 평가하는데 적합하고, 치아 치조 복합체 내에서 일어나는 물리적 반응에 대한 정량적 data를 제공할 뿐만 아니라[18] 개개 조직의 반응과 주위 조직간의 상호 작용에 대한 보다 정확한 정보를 제공해 준다.[19-21] 또한, 실험재료에 제한이 없고 반복 실험이 가능하며 결과를 수치와 그림으로 나타낼 수 있고 동물 실험, 기계 실험 등에 비해 시간과 비용을 줄일 수 있다는 장점이 있기 때문에 유한요소법을 이용한 다수의 의학 및 치의학 논문[12,14,21-24]이 보고된 바 있다.

저자는 임상적으로 전치부 토크를 주기 위하여 이용되는 방법의 하나인, 각형 호선으로 형성된 상악 ideal arch의 전치부에 active 토크가 가해졌을 경우에 해당치아에 발생하는 모멘트를 정량적으로 평가하고, 교정력을 직접 받은 치아와 인접치아의 이동양상과 치아 및 치조골에 발생하는 응력의 분포를 유한요소법을 이용하여 알아보고자 하였다.

연구재료 및 방법

연구재료

자연 치아 배열과 CT 촬영

상악 좌측 중절치에서 제2대구치까지의 치아의 유

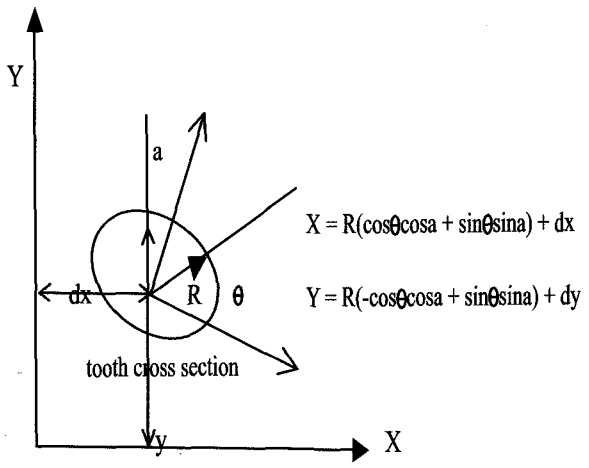


Fig 1. Global system and local system.

한요소 모형을 제작하기 위해 Wheeler[25]의 수치와 모형을 참조하여 그와 유사한 자연치아를 3차원적으로 배열하였다. 각 치아의 치관 순면 최대 풍융부[26]에 .022 x .028 (inch) slot의 스테인레스 스틸 Roth type 브라켓 (Tomy, Japan) 을 부착하고 .022 x .028 Tru-arch form의 기성 스테인레스 스틸 호선 (G&H, Germany)과 결찰하여 치축의 배열 상태를 보정하였다.

완성된 치아 배열을 인상 채득용 고무 탄성재에 고정시킨 뒤, 브라켓을 제거하고, 1 mm 간격으로 CT를 촬영하였다.

CT 데이터의 입력

고무 탄성재에 인위적으로 배열한 실제 치아를 CT 촬영을 통해 단면 영상을 구한 후 촬영한 CT로부터 치아 모형의 좌표를 구하였다.

국소 좌표는 다음과 같은 식으로부터 간단하게 전체 좌표계로 표현된다 (Fig 1); $X = R (\cos\theta \cos\alpha + \sin\theta \sin\alpha) + dx$, $Y = R (-\cos\theta \sin\alpha + \sin\theta \cos\alpha) + dy$.

유한요소 분할을 위한 형상 모델링

본 연구에서 사용한 요소의 형태는 8절점 6면체 (8 noded hexahedron) 이며, 절점 당 3개의 자유도 (degree of freedom) 를 가진다. 본 연구에 사용된 치아 모형의 요소의 수는 치아 3024개 (1개의 치아당 384개), 치주인대 1552개, 망상골 5808개, 치밀골 1176개로 구성되었다 (Table 1).

치아와 치근막은 등방 (isoparametric), 등질(homo-

Table 1. Elastic modulus and Poisson's ratio

	Elastic modulus (KN/mm^2)	*Poisson's ratio*
Tooth	27.10	0.30
Periodontal ligament	0.05	0.49
Cortical bone	14.60	0.30
Cancellous bone	1.46	0.30
Stainless steel	200.00	0.30
NiTi	83.00	0.30
TMA	110.00	0.30

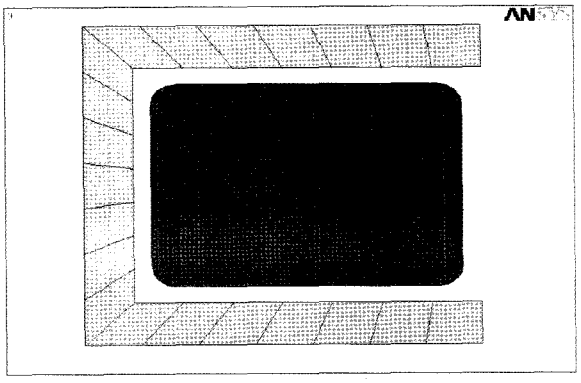


Fig 2. Finite element model for bracket and wire.

genous) 의 선형 탄성체라고 가정하였고, 치근막의 두께는 0.25 mm[27,28]로, 치밀골의 두께는 2 mm로 하였고, 치조골의 넓이는 중절치부터 제1소구치까지는 치경부 11 mm, 치근부 8 mm로 하고 제2대구치 부위는 치경부 치근부 모두 12.5 mm로 하였으며, 그 중간은 비례적으로 변하게 하였다.

탄선과 브라켓

호선은 단면을 유지하는 3차원 입체 형상으로 표현하고, 호선의 표면은 4차원 면대면 접촉 요소로 모델링하여, 호선 단면의 비틀림을 고려할 수 있도록 하였고, 브라켓과의 면접촉에 대한 고려도 가능하도록 하였고 (Fig 2), 브라켓도 단면을 유지하는 3차원 입체 형상으로 표현하고, 브라켓의 표면은 3차원 면대면 접촉 대상요소로 모델링하여 탄선의 변형과 브라켓에 가해지는 하중을 비선형 해석을 통하여 구하였다. 사용한 호선은 .019 x .025 SS, .021 x .025 NiTi와 TMA였으며, 호선의 모서리는 반지름 0.068 mm인 둥근 모서리로 표현하였다.[14,17] 브라켓의 요소의 수는 56개, 호선의 요소의 수는 10080개 (solid element) 로 구성되었다.

브라켓과 와이어의 모서리가 접촉할 때 발생하는 마찰계수는 0.2로 하였다.[29]

구속 조건 (boundary condition) 의 설정

치아에 힘을 가할 경우, 치근막과 이에 근접한 치조골에서는 변형이 일어나지만 치근막에서 먼 부위의 치조골에서는 거의 변형이 일어나지 않기 때문에, 본 연구에서는 경계 구속 조건으로 구개 평면에 해당하는 치근의 상단부를 X, Y, Z 방향으로 고정하여 이 지점에서 모델 전체가 지지되는 것으로 하였다.

연구방법

브라켓과 호선간의 Clearance 고려

Meling 등[13]은 브라켓 내에서 각형 선재가 회전하면서 호선의 대각선 두 꼭지점이 접촉할 때 호선과 브라켓이 이루는 각인 deviation angle 즉 clearance를 구하는 공식을 γ = asin(H-2r/d) - asin(h-2r/d) 이라고 하였다. 이 공식에 따라 구한 브라켓의 clearance는 .019 x .025 SS는 9.31°, .021 x. 025 NiTi와 TMA는 2.98°였다.

Deviation angle에 active 토크 2°, 5°, 10°를 합한 임상적 토크 양만큼 절치부 브라켓을 브라켓의 중심을 회전중심으로 치관 설측 방향으로 각각 회전시킨 후, .019 x .025 SS wire, .021 x .025 Ni Ti, .021 x .025 TMA wire를 각각 삽입하였다.

좌표계의 설정

응력 분포와 변위에 관한 3차원적 분석을 위한 좌표로는 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 하고, X축을 근원심 방향 (근심 -, 원심 +), Y축을 순설 방향 (설측 -, 순측 +), Z축을 상하 방향 (하 -, 상 +)으로 설정 하였다.

치아 변위 분석방법

근원심 방향에서의 치아 변위는 각 치아의 중심축을 정하고 이 축에 존재하는 점들을 선정하여 치아에 힘이 가해졌을 때 각 치아에서 이들 점들의 방향과 이동량을 측정하여 그래프로 도식화 하였고, 상하 방향에서의 치아 변위는 Y축에서 브라켓 중심이 지나는 선을 선정하여 이 선에서 5점을 선정하여 이 점들의 상하 방향으로의 변위량과 이동 방향을 측정하여

그래프로 도식화하였다.

응력분포 분석방법

유한요소법에서는 응력을 최대 주응력, 최소 주응력, 절점에서 X, Y, Z축 방향의 응력으로 분석할 수 있다. 본 연구에서는 압축력과 인장력이 치근면의 어느 곳에 주로 분포하는지를 주응력에 대한 contouring plot으로 관찰하였고, 최대 주응력이 (+) 값으로 가장 크게 나타나는 곳을 최대 인장력이 작용하는 부위로, 최소 주응력이 (-) 값으로 가장 작게 나타나는 곳을 최대 압축력이 작용하는 부위로 해석하였다.

유한요소 프로그램은 미국 Swanson Analysis System사의 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS (Ver 5.4) 를 사용하였다.

연구결과

Active 토크에 대한 브라켓의 반력 (Table 2,3)

.019 x .025 SS

X축과 Y축 방향의 힘은 0에 가까우며, Z축 방향의 힘은 절치와 견치의 브라켓 근심에서는 extrusion force가 원심에서는 intrusion force가 발생하였다. Z축 방향의 힘의 크기는 측절치에서 최대를 보이고, 중절치, 견치 순으로 감소하였다.

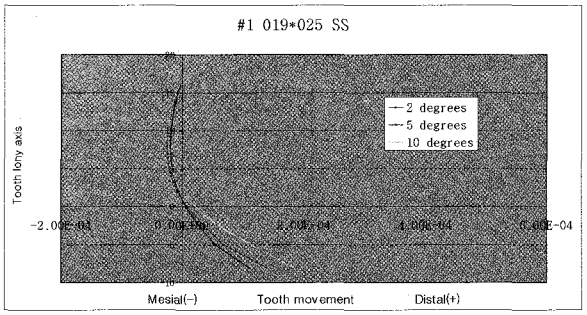
X, Y, Z 축을 중심으로 회전하는 모멘트의 크기는 측절치에서 최대이고, 중절치 견치 순으로 감소하였으며 소구치 부위에서 급격히 감소하였다. 중절치, 측절치의 경우는 브라켓의 원심측의 모멘트가 근심측의 모멘트보다 약간 컸으며, 견치, 소구치, 대구치의 경우는 근심측의 모멘트가 원심측 모멘트 보다 컸다.

.021 x .025 NiTi

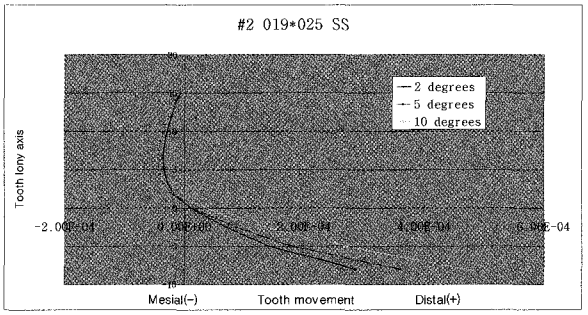
브라켓에 발생한 모멘트의 양은 중절치는 .019 x .025 SS의 27%, 측절치 근심 부위는 46%, 원심 부위는 51%이며, 견치의 근심 부위는 65%, 원심 부위는 57%였다.

.021 x .025 TMA

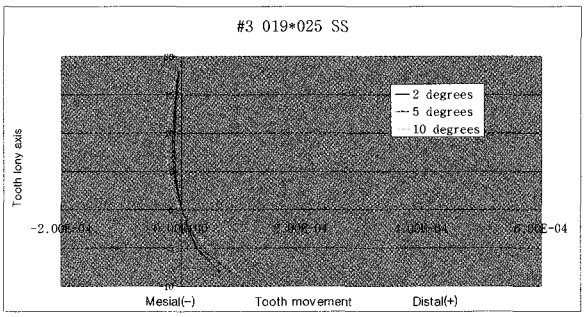
브라켓에 발생한 모멘트의 양은 중절치는 .019 x .025 SS의 36%, 측절치의 근심 부위는 54%, 원심 부위는 59%, 견치의 근심 부위는 72%, 원심 부위는 65%였다.



Central incisor



Lateral incisor



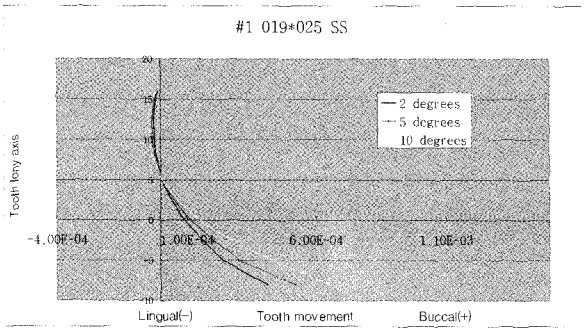
Canine

Fig 3. Displacement of teeth in the mesiodistal direction.

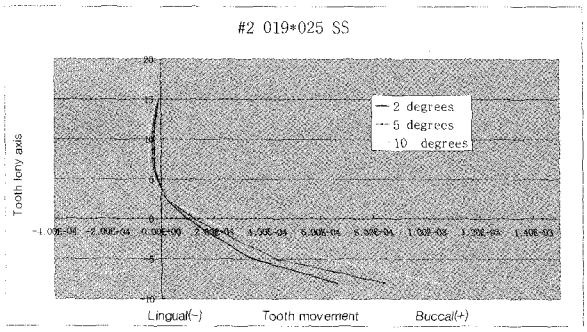
치아이동 (Fig 3-5)

근원심 치아이동 분석

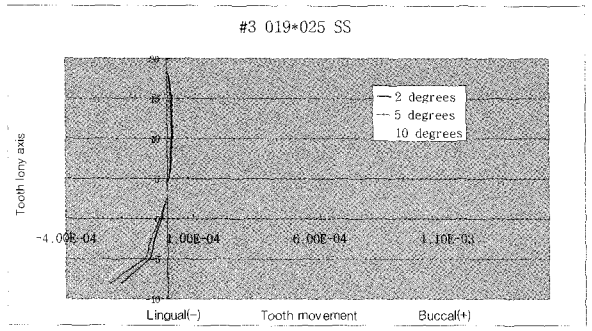
절치와 견치 모두 치관은 원심측으로 치근은 근심측으로 경사이동되었고, 치관의 이동량이 치근의 이동량보다 컸다. 이동량은 측절치, 중절치, 견치의 순으로 감소하였으며, 구치부의 이동량은 무시할만한 수준이었다.



Central incisor

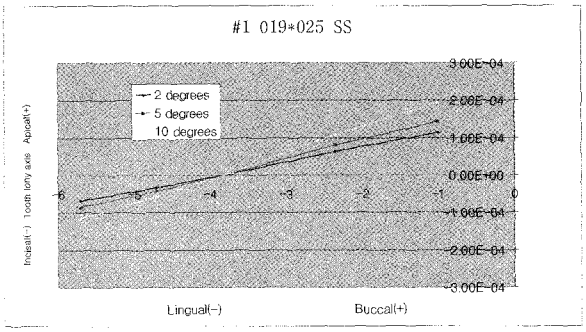


Lateral incisor

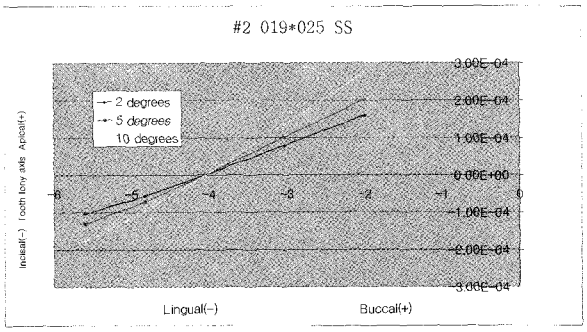


Canine

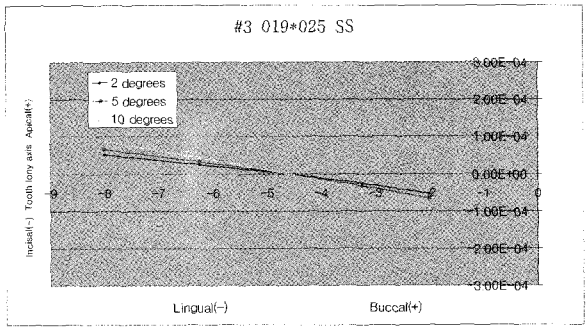
Fig 4. Displacement of teeth in the buccolingual direction.



Central incisor



Lateral incisor



Canine

Fig 5. Displacement of teeth in the vertical direction.

협설측 치아이동 분석

중절치와 측절치의 치관은 협측으로 치근은 설측으로 이동하였다. 치관의 이동량이 치근의 이동량보다 컸으며, 측절치의 이동량이 중절치의 이동량보다 컸다. 견치와 제1소구치의 치관은 설측으로 이동하였고, 치근의 이동은 무시할만한 수준이었다. 제2소구치와 대구치의 이동량은 거의 0에 가까웠다.

상하 치아이동 분석

중절치와 측절치는 치관 협측 경사이동에 의해 치관 협면은 상방향으로 이동, 치관의 설면은 하방향으로 이동하였다. 견치는 치관 설측 경사에 의해 치관 협면은 하방향으로, 치관 설면은 상방향으로 이동하였다. 제1소구치는 치관의 설면이 약간 상방이동하였다.

Table 2. Reaction force and moments on bracket (Mx) .019 x .025 SS- active torque 2 degrees (g, mm)

Tooth No	Coordinate	Bracket Position	Forces			Moments		
			Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
1	Global	Mesial	-0.00428	-0.03136	-56.26077	310.10976	-86.99216	0.00004
		Distal	-0.00922	-0.05519	50.10787	317.28318	-89.00337	0.00015
	Local	Mesial	0.00435	-0.03135	-56.26077	322.07906	-0.00020	0.00004
		Distal	0.00603	-0.05563	50.10878	329.52798	-0.00008	0.00015
2	Global	Mesial	-0.01528	-0.00304	-119.90720	278.71206	-236.12056	-0.00025
		Distal	-0.01959	0.00222	91.09009	297.27313	-251.83472	-0.00011
	Local	Mesial	-0.00969	-0.01219	-119.90720	365.28279	0.00001	-0.00025
		Distal	-0.01638	-0.01097	91.09909	389.60913	-0.00025	-0.00011
3	Global	Mesial	0.00000	0.00000	-42.88537	-130.01937	205.12081	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	55.32405	-115.53989	182.28426	0.00000
	Local	Mesial	0.00000	0.00000	-42.88537	-242.85520	0.00000	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	55.32405	-215.82480	0.00000	0.00000
4	Global	Mesial	0.00000	0.00000	4.75435	-28.299773	87.66256	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	12.08358	-25.08653	77.71264	0.00000
	Local	Mesial	0.00000	0.00000	4.75435	-92.11661	0.00000	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	12.08358	-81.66159	0.00000	0.00000
5	Global	Mesial	0.00000	0.00000	-1.35264	-4.26476	37.37929	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	3.25130	-3.77711	33.10484	0.00000
	Local	Mesial	0.00000	0.00000	-1.35264	-37.62113	0.00000	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	3.25130	-33.32014	0.00000	0.00000
6	Global	Mesial	0.00000	0.00000	5.38526	-1.68448	19.76821	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	-1014233	-1.43764	16.87129	0.00000
	Local	Mesial	0.00000	0.00000	5.38526	-19.83964	0.00000	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	-2.24233	-16.93252	0.00000	0.00000
7	Global	Mesial	0.00000	0.00000	1.23377	-0.73767	8.40942	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	-0.53840	-067845	7.73433	0.00000
	Local	Mesial	0.00000	0.00000	1.23377	-8.44177	0.00000	0.00000
		Distal	0.00000	0.00000	-0.53840	-7.76412	0.00000	0.00000

Table 3. Reaction force and moments on bracket (My, Mz)

Tooth No	Coordinate	Moments	
		My	Mz
1	Local	-212.73911	-0.04856
2	Local	-316.49594	0.00183
3	Local	-147.31413	0.00000
4	Local	-10.99384	0.00000
5	Local	-6.99384	0.00000
6	Local	11.44139	0.00000
7	Local	2.65825	0.00000

Fig 6. .019 x .025 SS 2° maximum principal stress.

Fig 7. .019 x .025 SS 2° minimum principal stress.

응력분포

.019 x .025 SS (Fig 6, 7)

Active 토크 2, 5, 10° 부여시, 중절치 치관 절단연 부위에 각각 45 g/mm^2, 57 g/mm^2, 77 g/mm^2 의 인장력 집중이 나타났다.

또, 측절치 치관 절단연 부위에는 각각 82 g/mm^2, 104 g/mm^2, 140 g/mm^{2}의 인장력 집중이 나타났으며, 측절치의 브라켓 부착 부위에는 각각 81 g/mm^2, 103 g/mm^2, 139 g/mm^{2}의 압축력이 작용하였다.

.021 x .025 NiTi

Active 토크 2, 5, 10° 부여시, 중절치 치관 절단연 부위에 각각 23 g/mm^2, 36 g/mm^2, 59 g/mm^2 의 인장력 집중이 나타났다.

또, 측절치 치관 절단연 부위에는 각각 41 g/mm^2, 65 g/mm^2, 107 g/mm^{2}의 인장력 집중이 나타났으며, 측절치의 브라켓 부착 부위에는 각각 40 g/mm^2, 64 g/mm^2, 105 g/mm^{2}의 압축력이 작용하였다.

.021 x .025 TMA

Active 토크 2, 5, 10° 부여시, 중절치 치관 절단연 부위에 각각 26 g/mm^2, 42 g/mm^2, 69 g/mm^2 의 인장력 집중이 나타났다.

또, 측절치 치관 절단연 부위에는 각각 47 g/mm^2, 76 g/mm^2, 124 g/mm^{2}의 인장력 집중이 나타났으며, 측절치의 브라켓 부착 부위에는 각각 47 g/mm^2, 76 g/ mm^2, 124 g/mm^{2}의 압축력이 작용하였다.

총괄 및 고찰

Brodie[30]에 따르면, 다른 모든 형태의 힘과 마찬가지로, 토크도 두가지 일반적인 법칙을 따른다. 첫째, 힘이 직선을 따라서 발생하고, 둘째, 힘의 크기는 같으며 방향이 반대인 작용과 반작용이 존재한다. 그러므로, 전치부에 토크를 가하면 전치부가 곡선이기 때문에 정출이나 압하 등의 치아 이동이 일어나게 된다. Schrody[31] 는 상악 4전치에 설측 치근 토크를 가했을 때, 견치와 구치에서 일어나는 반응을 알아보기 위해 기계장치를 이용하여 실험한 결과, 구치부에서는 counter 토크, 협설측으로의 힘, 상하 방향으로의 힘 등을 조합한 복잡한 반응이 일어난다고 하였다. 또, counter 토크, 협설측으로의 힘, 상하 방향으로의 힘들은 견치 부위에서 구치 부위로 갈수록 모두 작아진다고 보고하였다.

황과 서[12]는 토크 효과의 유한요소법적 연구에서 전치부나 구치부에 active 토크 부여 시, 해당 치아와 그 인접 치아 부위에서 협설 방향의 경사, 정출, 압하 뿐 아니라 근원심 방향의 경사, 회전 등의 다양하고 복잡한 반응이 나타남을 보고하였다. 상악 ideal arch 의 측절치와 견치 사이의 각형 호선을 비틀음으로써 4전치에 치관 순측 토크를 부여하는 경우, 치관 순측 경사도의 변화는 측절치, 중절치 순으로 나타났고, 그 반작용으로 견치와 제1소구치의 치관 설측 경사, 측절치의 근심 회전과 정출, 견치의 원심 회전과 압하가 일어난다고 하였다.

본 연구는 상악 중절치와 측절치가 설측 경사 되어

있는 경우, ideal arch 형태의 각형 호선을 삽입하여 active 토크가 가해질 때의 현상을 연구한 것이었으며, 이때의 치아 이동은 호선에 직접 토크를 부여한 이전 실험들과는 약간 다른 양상을 나타내었다. 절치와 견치 모두 치관 원심 경사를 보였으며, 중절치와 측절치에는 치관 협측 경사와 압하가, 견치와 소구치에는 반작용에 의해 치관 설측 경사와 정출이 일어났다. 중절치, 측절치의 경우는 브라켓의 원심측의 모멘트가 근심측의 모멘트보다 약간 크고, 견치, 소구치의 경우는 근심측의 모멘트가 원심측 모멘트보다 크므로 브라켓의 경사이동 및, 회전 등의 다양한 이동 양상을 보였다. .021 x .025 NiTi와 .021 x .025 TMA 호선을 사용하였을 때의 모멘트는 .019 x .025 SS의 경우보다 감소하였다.

Active 토크가 증가함에 따라 브라켓에 발생하는 모멘트는 정비례 관계로 증가하였으며, 이때의 모멘트 증가율인 torsional stiffness는 측절치, 중절치, 견치, 소구치, 대구치 순으로 감소하였다. Meling 등[13]은 기계를 이용한 실험에서 다양한 제조 회사의 여러 재질과 굵기를 가지는 각형 선재를 이용하여, 브라켓간 거리가 4 mm일 때 active 토크 1° 증가 시 모멘트의 변화량을 제시하였다. 본 연구 결과, 측절치와 견치 사이에 토크를 부여하였을 때, active 토크 1° 증가시 모멘트의 변화량은 토크가 부여된 부위에서 멀어질수록 작아지는 경향을 보였고, 가장 근접 부위인 측절치와 견치 브라켓 부위의 moment 변화량도 Meling 등[13]이 제시한 값의 약 10% 정도로 나타났다. 본 실험의 경우는 기계 실험과는 달리 토크가 부여된 부위가 측절치와 견치 사이 한 부위이고, 기계 실험 보다 브라켓간 거리가 크기 때문인 것으로 생각된다.

치아 및 치조골에 발생하는 응력은, 측절치 절단연 부위에 가장 큰 인장력의 집중이 나타났고, 중절치 절단연 부위에도 인장력이 발생하였으나 측절치 보다는 힘의 집중이 작았고 응력이 비교적 고르게 분포하였다. 반면 측절치의 브라켓 부착 부위에는 가장 큰 압축력이 발생하였다.

이전의 대부분 유한요소 연구에 있어서는 wire를 beam 요소로 표현했는데, 이 beam 요소는 호선의 굽힘 및 길이 방향으로의 인장, 압축을 주로 표현하며, beam의 비틀림에 관해서는 정확한 계산을 수행하지 못한다. 호선을 beam 요소로 모델링하지 않고 육면체 요소로 모델링하는 경우, 호선의 단면에 따른 torsion의 특성을 보다 정확하게 계산할 수 있고, 호선의 단면이 하중으로 인해 형상 왜곡이 생기는 것을 보다 정확하게 계산할 수 있기 때문에 본 연구에 있어서는 호선을 volume이 존재하는 6면체 요소로 모델링하였다. 이렇게 호선을 6면체 요소로 모델링하는 경우, 큰 비선형성을 가지므로 해의 수렴이 보장되지 않으며, 반복계산에 의해 해를 구하기 때문에 시간이 오래 소요되는 난점을 가진다. 또 해의 수렴을 보장하기 위해 제반 수치적 인자들을 보정하며 결과를 검토해야 하는 어려움을 가지기 때문에 이전 연구에 있어서는 많은 시도가 없었으나, 현재 computer 환경과 수치 해석 프로그램이 우수해져서 본 연구에서는 이를 시행하였다.

본 연구에서는 브라켓과 호선의 모서리가 접촉할 때의 마찰계수를 0.2로 하였다. 일반적인 금속의 마찰계수는 0.1 - 0.4의 범위를 가지는데, 구강내 환경은 타액에 의해 젖은 상태이므로 마찰계수의 범위에서 0.2로 임의로 정하여 실험하였다.[29] 마찰계수 0.1 - 0.4 범위내에서 다양하게 실험하여 보아도 결과가 크게 달리 나타나지 않았으므로, 본 실험에서 마찰계수에 의한 오차는 그리 크지 않으리라고 생각된다.

일반적으로 교정치료에 있어서는, 치아가 호선을 따라서 잘 미끄러질 수 있도록 하기 위해서 bracket slot의 크기보다 약간 작은 호선을 사용하게 된다. 이렇게 브라켓 내에서 각형 선재가 회전 하면서 호선의 대각선의 두 꼭지점이 접촉할 때 호선과 브라켓 슬롯과 이루는 각을 clearance라고 하는데, Meling 등[13]의 연구에서 이 clearance를 구하는 공식을 제시하였다. Meling과 Ødegaard[10]는 5개 제조 회사의 40 종류의 다양한 각형 호선의 torsion을 연구한 결과, 각 호선의 단면의 크기와 모서리 반경이 다양하므로 각 호선마다 다양한 clearance를 가진다고 하였고, 각 wire의 굵기와 모서리 반경, torsional stiffness, clearance를 제시하였다. 본 연구에서는 wire의 크기는 수치 그대로 입력하였고, 모서리의 반경은 Meling 등[13]이 제시한 호선들의 평균값인 0.068 mm를 사용하였으며, 이를 Meling 등[13]의 공식에 대입하여 .019 x .025 호선의 경우에는 9.31° 의 clearance를 .021 x .025 호선의 경우에는 2.98° 의 clearance를 적용하였다.

효과적이고 생물학적으로 안전한 교정치료를 위해서는 예측 가능한 교정력을 치아에 적절히 적용하여야 하고, 치아 이동을 위한 힘 체계에 대한 정확한 이해가 필요하다. 교정력에 의한 치아 이동 시 생체 반응을 연구하는 방법으로는 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, strain gauge법, laser holography를 이용

한 연구, 유한요소법 등이 있어 왔으나 어떠한 방법도 나름의 한계를 지니고 있다. 치의학 영역에서 생역학적 연구는 대상 모형이 실제와 같은 경우에만 실제와 같은 결과를 얻을 수 있으나, 환자 개개인마다 치아의 크기와 형태, 치조골 및 치주인대의 조직학적 특성, 교정력을 가했을 때의 생체 반응들이 모두 다르기 때문에 평균적인 크기와 형태로 실험을 한다고 해도 실제 임상과 똑같은 결과가 나온다고 볼 수는 없다.

유한요소법은 복잡한 형태라도 모델 설정이 자유롭고 어떠한 외력도 취급할 수 있으며, 전반적인 응력 분포의 측정이 가능하고, 변위 전후 상태를 동시에 비교할 수 있는 등의 장점이 있고, 결과를 해석하는 후처리 과정에서 명암 처리, 단면처리, 색상에 의한 표현, 활동 영상 처리 등의 기법으로 결과를 일목 요연하게 가시적으로 관찰할 수 있다. 이렇게 유한요소법은 대상이 되는 물체의 형태와 역학적 특성의 재현이 가능하지만, 이론적 해석에만 치우칠 가능성이 크고, 유한 요소를 제작하는 기법과 숙련도, 비선형 문제에 있어서의 해석방법 등에 따라서 오차가 발생할 가능성이 있다. 또 해당 물질의 정확한 물질 상수 값이 필요한데, 치주 인대는 그 탄성계수에 대한 보고가 다양하게 나타나고 있고, 금속재료의 경우에도 합금 조성에 따라 물질 상수 값이 다양하게 나타나는 한계도 지니고 있다. 또, 치아 이동 동안 치주 조직들은 non-linear elastic, plastic, viscoelastic 현상을 나타내므로 앞으로의 연구에 있어서는 이에 대한 부가적인 모델링이 필요하리라 생각된다.

본 연구에서는 교정력을 가했을 때 나타나는 초기 현상을 해석한 것이며, 연속적인 장기적인 반응은 포함되지 않았다. 초기 반응의 결과로 이차적인 반응은 어느 정도 예측할 수 있으나, 장기적인 치아 변위에 대한 추가적인 연구도 필요하리라 생각된다. 본 연구는 계산 효율을 증가시키기 위해 대칭적인 구조물에 대하여 편측만을 해석하는 공학적인 개념에 근거하여 치열궁의 편측만을 모델링하였으며, 치근막은 실제로는 균일한 두께를 가지고 있지 않은데 이것을 균일한 두께로 가정하였고, 치아와 치조골을 등방, 등질의 선형 탄성체로 가정한 점, 그리고 치근의 형태를 단순화 시킨 점 등의 한계를 지니고 있다. 앞으로 유한 요소 모델 제작시 이러한 점들을 더 보완한다면 좀 더 정확한 결과를 얻을 수 있으리라 생각된다.

결 론

본 연구는 상악 전치부에 토크가 가해졌을 때 교정력을 직접 받은 치아와 인접치아의 반응을 알아 보기 위하여, 유한요소법을 이용하여, 브라켓에 발생하는 반력과 모멘트를 구하고, 치아의 변위와 치근막과 치조골에서의 응력 분포를 측정하였다.

1. 브라켓에 발생하는 반력은 근원심 방향과, 협설 방향으로의 힘은 0에 가까우며, 중절치, 측절치, 견치의 브라켓 근심측에서는 정출력이 원심측에서는 압하력이 발생하였다.
2. .021 x .025 NiTi와 .021 x .025 TMA는 .019 x .025 SS보다 브라켓에 발생하는 반력과 모멘트의 크기가 작았다.
3. 중절치와 측절치는 치관 순측과 원심 경사 이동과 압하를 보였으며, 견치는 치관 설측과 원심 경사와 정출을 보였다.
4. 치아에 작용하는 응력 분석에서 측절치의 절단연에 가장 큰 인장력이 집중되었고 측절치의 브라켓 부착 부위에는 가장 큰 압축력의 집중이 있었다.
5. .019 x .025 SS를 사용하여 토크를 부여하는 경우에는 측절치에 과도한 힘이 집중되므로, 임상에서 토크를 조절할 경우에는 NiTi나 TMA 호선을 사용하는 것이 바람직하리라고 생각된다.

참 고 문 헌

1. Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. Philadelphia: Saunders 1997.
2. Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. Am J Orthod 1959;817-30.
3. Mackley RJ. An evaluation of smiles before and after orthodontic treatment. Angle Orthod 1993;63:183-9.
4. Andreasen GF, Amborn RM. Alinging, leveling and torque control-pilot study. Angle Orthod 1989;59:51-60.
5. Bennett JC. Finishing and detailing with a preadjusted appliance system. J Clin Orhod 1991;25:251-64.
6. Kelly WC. Simultaneous en masse retraction of maxillary incisors with lingual root torque. J Clin Orthod 1971;4:200-12.
7. Proffit WR. Contemporary orthodontics. 3rd edition, St Louis: CV Mosby; 2000;328-9.
8. Parkhouse RC. Rectangular wire and third-order torque: a new perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;113:421-30.
9. Creekmore TD. On torque. J Clin Orthod 1979;13:305-12.
10. Meling TR, Ødegaard J. On the variability of cross sectional dimensions and torsional properties of rectangular Ni-Ti arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;113:546-57.
11. Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending and torsion. Am J Orthod

1982;82:206-10.
12. 황치일, 서정훈. 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1994;24:479-508.
13. Meling E, Ødegaard J, Meling TR. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. In vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994;105:392-400.
14. 하도원, 김영석, 성재현. 교정용 각형선재에 부여된 torque가 브라켓에 발생시키는 모멘트에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 2001;31:335-46.
15. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res 1955;34:831-8.
16. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;99:427-40.
17. 구남서 외 공역. 알기 쉬운 유한 요소 해석. 피어슨 에듀케이션 코리아 2001.
18. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:155-62.
19. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod 2001;71:247-56.
20. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.
21. McGuinness N, Willson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study. Angle Orthod 1992;62:15-22.
22. 이혜경, 정규림. 상악 6전치부의 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 2001;31:425-38.
23. 강정원, 차경석, 이진우. Intrusion arch wire activation시 상악 견치에 가해진 초기응력의 유한요소법을 통한 고찰. 대치교정지 1998;28:391-8.
24. 민상홍, 윤영주, 김광원. Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구. 대치교정지 1995;25:143-52.
25. Wheeler RC. Dental anatomy, physiology and occlusion. 5th ed, Philadelphia: Saunders; 1974.
26. Andrew LF. JCO interview on the straight wire appliance. J Clin Orthod 1990;26:493-508.
27. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1937;24:1260-70.
28. Lindhe J, Karring T. Clinical periodontology. Copenhagen: Munksgaard, 1989;19-69.
29. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990;98:117-26.
30. Brodie AG. A discussion of torque force. Angle Orthod 1933;3:263-5.
31. Schrody DW. A mechanical evaluation of buccal segment reaction to edgewise torque. Angle Orthod 1974;44:120-9.

- ORIGINAL ARTICLE -

Three-dimensional finite element analysis on the effect of maxillary incisor torque

Hyun-Joo Yoon, DDS, MSD,[a] Yong-Kyu Lim, DDS, MSD, PhD,[b]
Dong-Yul Lee, DDS, MSD, PhD,[c] Yung-Soo Jo, MS, PhD[d]

The purpose of this study was to investigate the stress distribution in the periodontal tissue and the displacement of teeth when active torque was applied to the maxillary incisors by three-dimensional finite element analysis. A three-dimensional finite element model consisted of the maxillary teeth and surrounding periodontal membrane, .022 x .028 Roth prescription bracket and stainless steel, NiTi and TMA rectangular ideal arch wires which were modeled by hexahedron elements. Applied active torques were 2, 5 and 10 degrees. The findings of this study showed that the reaction force acting on the bracket was the extrusion force on the mesial side of the incisors and canine and the intrusion force on the distal side of the incisors and canine. The amount of force and moment was greatest at the lateral incisor. When active anterior labial crown torque was applied, labial crown and distal tipping and intrusion of the incisors took place, and lingual crown distal tipping and extrusion of the canine occured. An excessive force was concentrated on the lateral incisor, when the stainless steel wire was used. NiTi or TMA wire is desirable for torque control.

Korean J Orthod 2005;35(2):137-47

※ Key words: Torque, Maxillary incisor, Finite element analysis

[a] Graduate Student, [b] Associate Professor, [c] Professor, Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University
[d] Research Professor, Department of Mechanical Engineering, Hanyang University
Reprint requests: Yong-Kyu Lim
Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University, Anam-Dong, Sungbuk-Gu, Seoul, Korea
+82 2 920 5597
yklim@kumc.or.kr
Received June 3, 2004; Last Revision September 20, 2004; Accepted September 22, 2004