

구치의 경사도와 회전정도가 발치공간 폐쇄시 치근막의 응력분포와 치아의 초기이동에 미치는 영향에 대한 3차원 유한요소법적 연구

권대우¹⁾ · 손우성²⁾ · 양훈철³⁾

본 연구는 상악 제1대구치에 발치공간 폐쇄를 위한 근심력 적용시, 대구치의 근원심 경사도와 회전정도의 변화가 치근막의 응력분포와 치근막 내에서의 초기 치아이동에 어떤 변화를 야기하는지를 살펴보기 위하여 시행되었다.

상악 제1대구치와 치근막의 3차원 유한요소모델을 제작하여 20°의 근심경사와 원심경사를 설정하고, 20°의 근심회전과 원심회전을 설정하였다. 각각의 상황에서 치아이동을 유도하는 근심력을 가하기 위해 협면에 rigid element를 부착하고 200g의 근심력과 9:1의 countertipping 모멘트, 5:1의 counterrotation 모멘트를 부여하였다. 각각의 응력분포 및 초기이동 양상을 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

상악 제1대구치의 경사도 변화나 회전 변화를 통해 근심력 적용시 구치의 근심이동에 대한 저항의 증가를 얻을 수 없었다.

20°의 근심경사와 20°의 원심회전이 매우 유사한 응력분포 및 변위를 나타내었다. 20°의 원심경사와 20°의 근심회전도 마찬가지로 유사성을 보였다.

20° 근심경사 및 20° 원심회전된 경우 치근이 협측 이동하고 치관이 설측 이동하는 관상면 상에서의 회전경향이 발생하였다.

20° 원심경사 및 20° 근심회전된 경우 치근이 설측 이동하고, 치관이 협측 이동하는 관상면 상에서의 회전경향이 발생하였다.

경사되거나 회전된 치아에 근심력을 가해야 할 경우, 관상면상에서의 회전을 방지하기 위한 추가적인 토크 조절이 필요하다.

(주요 단어 : 유한요소법, 회전, 경사, 고정원)

서 론

Graber¹⁾는 교정학에서의 고정원을 효율적인 치아이동을 위해 해부학적 단위에 의해 제공되는 변위(displacement)에 대한 저항의 성질(nature)과 정도(degree)라고 정의하였다. 발치를 계획한 경우 전치와 구치의 상대적인 이동량에 따라 고정원을 적절히 계획하여 치아이동을 삼차원적으로 세밀하게 조절하

¹⁾ 부산대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생.

²⁾ 부산대학교 치과대학 교정학교실, 교수.

³⁾ 포항공대 기계공학과, 대학원생.

교신저자 : 권대우

부산광역시 서구 아미동 1가 10

부산대학교 치과대학 교정학교실 / 051-240-7447

ddkwon@korea.com

원고접수일 : 2003년 10월 9일 / 원고최종수정일 : 2003년 12월 27

일 / 원고채택일 : 2004년 1월 16일

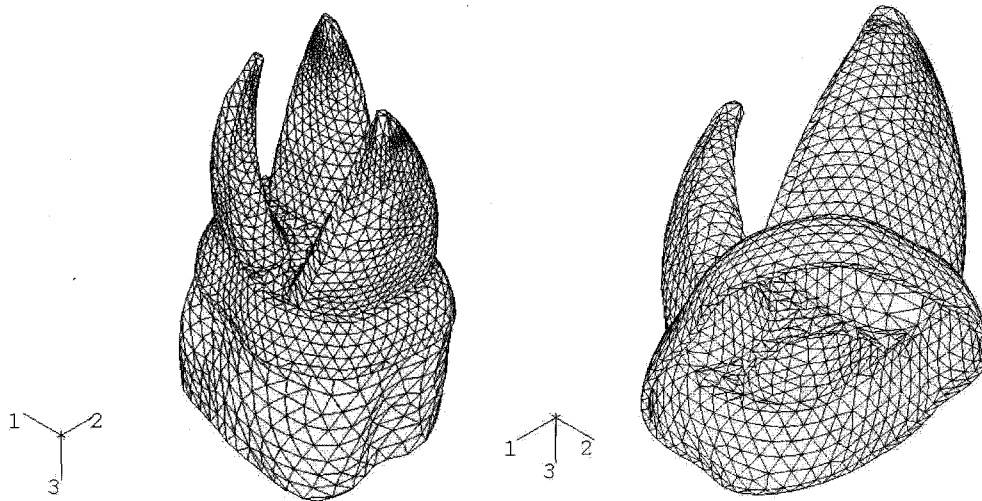


Fig 1. Finite element model of the maxillary first molar and its periodontal ligament.

는 것이 치료목표를 달성하는 데 매우 중요하다.

최대고정원이 요구되는 경우 고정원 조절이 치료의 성패를 좌우하는 중요한 요소가 되며 고정원 소실은 전후방적 부조화의 개선에 어려움을 야기한다.

많은 교정의들이 공간 폐쇄시 고정원을 강화하기 위해, 전통적으로 고정원이 되는 치아의 수를 늘리고, 구외력,²⁾ 약간고무줄, 설측호선, lip bumper 등의 보조적인 장치를 사용해 왔고, preadjusted appliance 가 사용되면서 치료초기에 발생하는 예기치 못한 고정원 소실을 예방하기 위한 방법에도 관심을 기울여 왔다.³⁾ 최근에는 골내 매식체를 이용하는 방법까지 소개되었다.⁴⁾

하지만 고정원 치아의 수를 증가시켜도 고정원의 소실이 야기되는 경우가 가끔 발생하는데, 이는 공간 폐쇄시 치근면적이 넓은 구치부에는 단위 면적당 가해지는 힘이 작아져 보다 치아이동에 생리적인 힘이 되고 전치부는 단위면적당 많은 힘이 가해져 초자화가 일어나 오히려 치아이동이 억제된다는 최적 교정력의 개념으로 설명되기도 한다.⁵⁾ 또한 고정원 보강을 위한 보조적 장치가 사용될 때 불편감이 증가되어 협조도가 문제가 되고, 약간고무줄에서 원치 않는 치아의 수직적 이동이 생기는 것과 같은 부작용이 초래될 수가 있으며, 매식체를 이용하는 방법도 부가적인 수술의 필요성과 치은과 점막에 자극을 야기하는 문제점이 있다. 이와 같이 고정원 강화를 위해 사용되는 전통적인 방법은 여러 가지 변수에 의해 예측에 한계가 있었고 따라서 교정의들은 치아이동을 조절하기

위한 생역학적인 측면에 관심을 가지기 시작하였다. 많은 연구들에서 차등적인 치아이동에 대한 생역학을 이해함으로써 보다 예측가능하고 치료목표에 부합하는 치아이동을 얻을 수 있음을 보고하였다.⁶⁾

차등적인 치아이동을 위해 임상가들이 사용하는 방법은 첫째, 공간폐쇄시 구치부에 더 많은 근심치근 모멘트와 전치부에서 보다 적은 원심치근 모멘트가 발생하도록 호선을 조절하는 방법과, 둘째 공간폐쇄를 시행하기 전에 구치부를 원심경사시키고 회전조절을 하는 방법이 있다.

대개의 치아이동에 대한 생역학적 연구는 전자에 초점을 맞추어 이루어졌다. 공간폐쇄 전에 고정원 준비를 하는 방법도 임상적으로 매우 유용하고 효과적인 것으로 알려져 있지만 이러한 임상적인 지침들에 대한 과학적인 근거가 다소 부족한 것으로 여겨진다.

이에 저자는 공간을 폐쇄하기 전에 구치를 원심으로 경사시키고 회전조절을 하는 것이 발치공간 폐쇄를 위한 힘 적용시, 치근막의 응력분포와 치아의 초기 이동에 어떤 영향을 미치는지 알아보려고 본 연구를 시행하였다.

연구대상 및 연구방법

유한요소 모델의 제작

상악 우측 제1대구치와 치근막의 유한요소모델을 제작하였다(Fig 1). 치아의 크기와 형태는 치아모형,

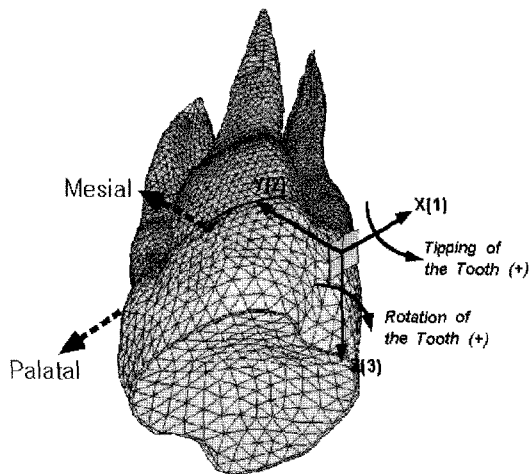


Fig 2. X, Y, Z coordinate system.

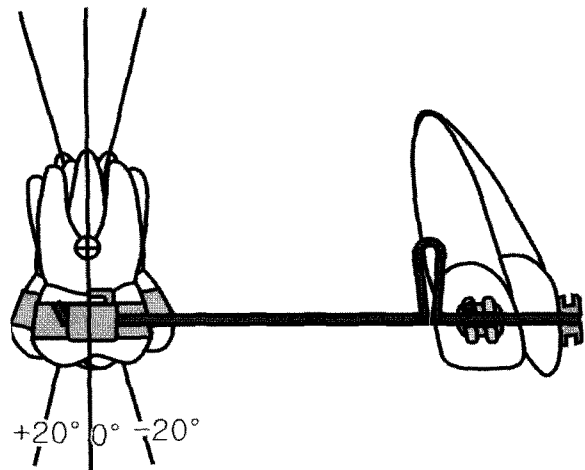


Fig 3. Simulated situations with molar angulation at 0°, 20° and -20°, respectively.

정상교합자의 CT사진, Kraus의 수치⁷⁾를 참고로 하였다. 유한요소 모델의 구성성분은 등방, 등질의 선형 탄성체로 가정하였다. 구성성분의 물성치는 Tanne 등⁸⁾의 연구를 참고하였다. 삼차원 유한요소모델 제작에는 CAD/CAM 프로그램인 I-DEAS (version 9.0, SDRC KOREA)⁹⁾를 사용하였고, 응력의 해석은 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS (version 6.3, Hibbit, Karlsson & Sorensen Inc.)¹⁰⁾를 사용하였다. 사용된 요소는 25238개의 C3 D4 (4 node linear tetrahedron)의 요소정보를 갖는 응력/변위 요소였고, 절점의 수는 5471개였다. 실험에 사용된 컴퓨터 환경은 workstation HP J5600이었다.

좌표계의 설정 및 구속조건

상악 제1대구치 삼차원 유한요소 모델의 협설측 방향을 X축(1), 근원심 방향을 Y축(2), 그리고 교합면 방향을 Z축(3)으로 한 삼차원 좌표계를 설정하였다 (Fig 2).

구속조건은 치근막의 외면이 고정된 것으로 설정하였다. 교정력이 가해질 때 치근막 내에서 일어나는 치아이동과 함께 치조골의 변형에 의한 치아이동도 고려 해야 하지만, 본 연구에서는 치근막에 가해지는 초기 응력과 치근막내에서 일어나는 초기 변위를 살펴보기 위한 것으로 편의상 치근막의 외면이 고정된 것으로 가정하고 여러 조건들을 비교 평가하였다.

하중조건 및 조사내용

구치의 근원심 경사도에 따른 응력분포차이의 비교 한국 성인 정상교합자의 악궁형태, angulation, inclination¹¹⁾을 참고로 하여 상악 제 1대구치의 위치를 설정하고 이 때의 제 1대구치 angulation을 기준으로 각각 20°의 근심경사와 20°의 원심경사를 설정하였다 (Fig 3). 원심경사를 양의 값, 근심경사를 음의 값으로 정의하였다.

근심력을 가할 때 치체이동에 가까운 역학을 적용하기 위해서 Jeon 등¹²⁾이 추천한 9:1의 countertipping moment와 5:1의 counterrotation moment가 발생되도록 하기 위해 협면의 힘 적용점에 외력에 대해 변형이 발생하지 않는 rigid element를 설계하여 추가하였다. 2×2 mm의 rigid element의 중심에서 근심으로 200g의 힘을 적용하였고 이 점의 교합면쪽과 치은쪽으로 1mm 떨어진 지점에 각각 900g의 짝힘을 부여하여 경사이동에 대응하는 1,800gm-mm의 모멘트가 발생되도록 하였다. 근심력을 적용하는 지점으로부터 구개측과 협측으로 1mm떨어진 지점에 500g의 짝힘을 각각 부여하여 회전력에 대응하는 1,000gm-mm의 모멘트가 나타나도록 하였다(Fig 4).

치아의 경사도 변화는 결국 적용되는 근심력의 방향변화로 나타나게 된다. 따라서 치아의 경사도변화에 의한 근심력의 적용방향 변화를 계산한 후, 치아의 치축방향 변화를 그에 상응하는 힘의 방향 변화로 대체하여 실험하였다.

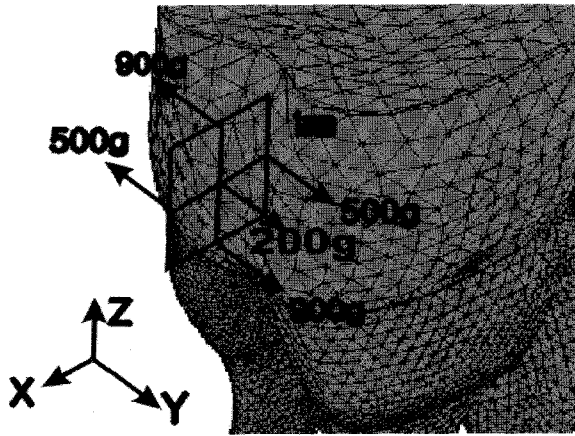


Fig 4. Rigid element for application of force and moments.

근심력을 적용한 후 치아의 초기 변위를 관찰하기 위하여 5개의 점, 즉 교합면의 기하학적 중심점(A1), 치관과 치근 경계부의 기하학적 중심점(A2), 구개측 치근의 근첨(A31), 근심협측 치근의 근첨(A32), 그리고 원심협측 치근의 근첨(A33)의 이동을 X, Y, 그리고 Z축 방향으로 각각 살펴보았다.

절치의 견인시 구치의 회전정도에 따른 응력분포차이의 비교

앞서 언급한 제1대구치의 근원심 경사가 0°로 설정된 상악치열의 배열상태에서 각각 20°의 근심회전(mesial-in rotation)과 원심회전을 설정하였다(Fig 5). 원심회전을 양의 값, 근심회전을 음의 값으로 정의하였다. 공간폐쇄시 편측당 200g의 힘과 1,800gm-mm의 countertipping moment와 1,000gm-mm의 counterrotation moment를 적용했을 때 3가지 상황에서의 응력분포를 측정하여 비교하였다. 치아의 회전 정도는 결국 공간폐쇄시의 힘의 방향변화로 나타날 것이므로 각각의 회전한 구치모델에서 힘의 방향변화를 계산하여 실험하였다.

치아의 초기변위를 보기 위해서 앞서 설명한 5개 점의 이동을 3차원적으로 관찰하였다.

연구성적

구치의 근원심 경사도에 따른 치근막 초기 응력분포의 비교

교정력 적용시 구치의 근원심경사도 변화에 따른

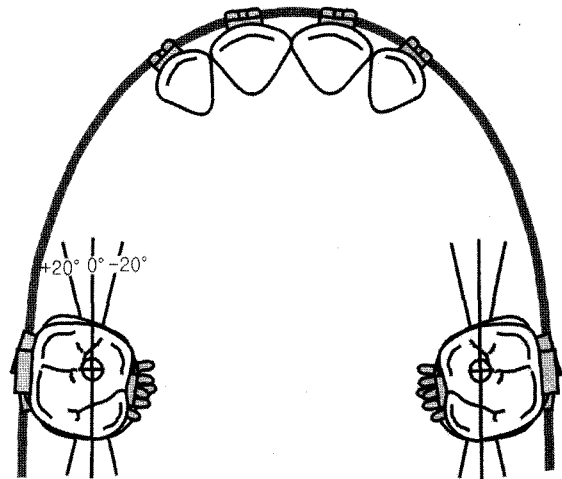


Fig 5. Simulated situations with molar rotation at 0°, 20° and -20°, respectively.

치근막의 응력분포를 minimum principal stress(kg/mm²)로 Fig 6에서 Fig 8까지 나타내었다.

직립된(0°) 치아(Fig 6)

3개의 치근 근심면에 압축력이 그리고 원심면에 인장력이 관찰되었다. 구개측 치근의 근심면 치근단에 압축력이 다소 집중되었다. 치경부의 협면과 원심면에는 압축력이 근심면과 구개면에는 인장력이 관찰되었다.

근심 경사 20°(-20°)의 치아(Fig 7)

근심협측 치근의 근심협측 line angle 부위와 구개측 치근의 근심협측 line angle 부위의 치근단 1/3쪽에 높은 압축력이 나타났다. 0°의 경사도에서는 구개측 치근의 협면에서 인장력이 관찰되다가 -20°의 경사도에서는 압축력으로 바뀌었고, 구개측 치근의 구개면은 0°에서 압축력이 관찰되다가 -20°에서 인장력으로 바뀌었다. 치경부에서는 근심면과 원심면은 0°에서와 큰 차이 없이 각각 인장력과 압축력이 관찰되었지만, 협면은 0°에서 압축력을 보이던 것이 인장력으로 변화하였고, 구개면은 인장력을 보이던 것이 압축력을 보였다.

원심 경사 20°(+20°)의 치아(Fig 8)

원심협측 치근의 근심면과 구개측 치근의 근심면에 높은 압축력이 나타났다. 구개측 치근의 구개면에서는 0°에 비해 증가된 압축력이 나타났다. 치경부쪽에서는 원심면과 협면쪽에서 0°에 비해 압축력이 증가되었다.

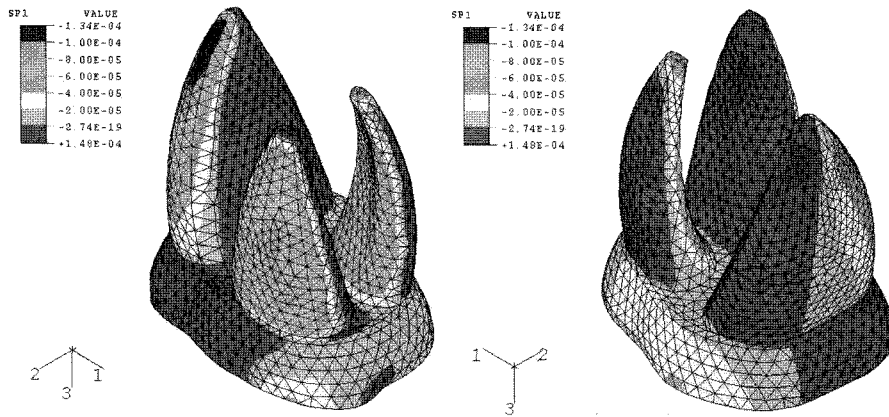


Fig 6. Stress distribution at the PDL when angulation and rotation of the tooth are 0.

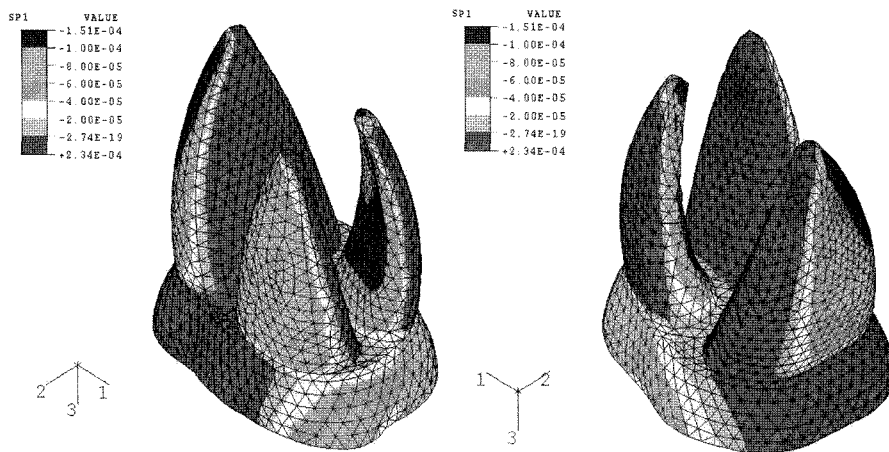


Fig 7. Stress distribution at the PDL when angulation of the tooth is -20°.

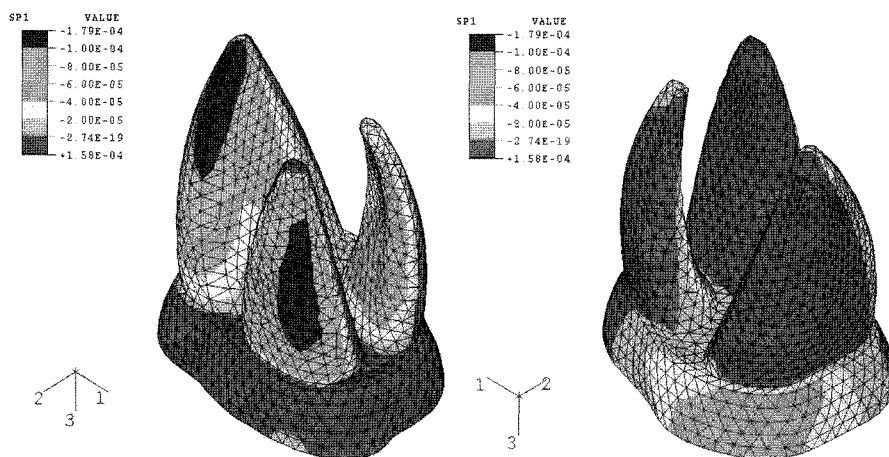


Fig 8. Stress distribution at the PDL when angulation of the tooth is +20°.

Table 1. Tooth movements when forces were applied under various angulations

Angulation	Position	Δx , mm	Δy , mm	Δz , mm
0°	A1	1.3426E-05	-5.7274E-05	4.2412E-06
	A2	3.1745E-06	-1.7279E-06	-2.5092E-07
	A31	-5.5129E-06	3.4228E-05	5.3168E-06
	A32	5.0614E-06	1.3171E-05	1.3049E-05
	A33	-5.5007E-06	2.1625E-06	-1.3501E-05
-20°	A1	-1.9529E-05	-5.8896E-05	8.9025E-06
	A2	-3.8800E-06	-2.1535E-06	-9.6518E-08
	A31	1.0879E-05	3.4325E-05	-7.4833E-06
	A32	1.7885E-05	1.7579E-05	1.9449E-05
	A33	4.4647E-06	3.1919E-06	-6.3958E-06
+20°	A1	4.9673E-05	-6.9472E-05	6.2475E-07
	A2	1.0797E-05	-4.6741E-06	-2.2258E-07
	A31	-2.2497E-05	4.2607E-05	1.8864E-05
	A32	-5.4555E-06	1.1959E-05	9.6535E-06
	A33	-1.7550E-05	1.6065E-06	-2.3379E-05

구치의 근원심 경사도에 따른 치아의 초기이동양상 비교(Table 1)

1. 근원심방향(Δy , +:근심 이동, -:원심 이동): 0°, 20°, 그리고 -20° 사이에 큰 차이가 발견되지 않았다.
2. 협측 방향(Δx , +:협측 이동, -:구개측 이동): -20° 인 경우 치근쪽 점들(A31, A32, A33)이 협측으로 변위되었고, 치관쪽 점들(A1, A2)들은 구개측으로 변위되었다. 그러나 경사도가 20°인 경우에서는 반대로 치근쪽 점들이 구개측으로 변위되었고, 치관쪽 점들은 협측으로 변위되었다.
3. 교합면 방향(Δz , +:교합면쪽 이동, -:치근쪽 이동): 구개측 치근침(A31)은 -20°에서 치근쪽 변위를 보이다가 20°에서 교합면쪽 변위를 보였다. 근심협측 치근침(A32)은 -20°보다 20°에서 교합면쪽으로 이동되는 정도가 감소하였다. 원심협측 치근침(A33)은 -20°에서보다 +20°에서 치근쪽으로 이동되는 정도가 증가하였다.

구치의 회전정도에 따른 치근막 초기 응력분포의 비교

치아의 회전정도에 따른 초기 응력분포는 minimum principal stress(kg/mm²)로 Fig 6, Fig 9, Fig 10에 나타내었다.

1. 회전되지 않은(0°) 치아(Fig 6)
2. 근심(mesial-in) 회전 20°(-20°)의 치아(Fig 9): 0°에 비해서 원심협측 치근의 근심면과 구개측 치근 구개면 근심부에서 압축력의 증가가 관찰되었다. 치경부에서는 원심면과 협면에 증가된 압축력을 보였다.
3. 원심(distal-in) 회전 20°(+20°)의 치아(Fig 10): 0°일 때 구개측 치근의 협면에 인장력이 관찰되던 것이 +20°에서 압축력으로 변화되었고, 구개측 치근의 구개측 근심 1/2은 0°일 때 압축력을 보이다가 +20°에서 인장력으로 변화되었다. 치경부의 협

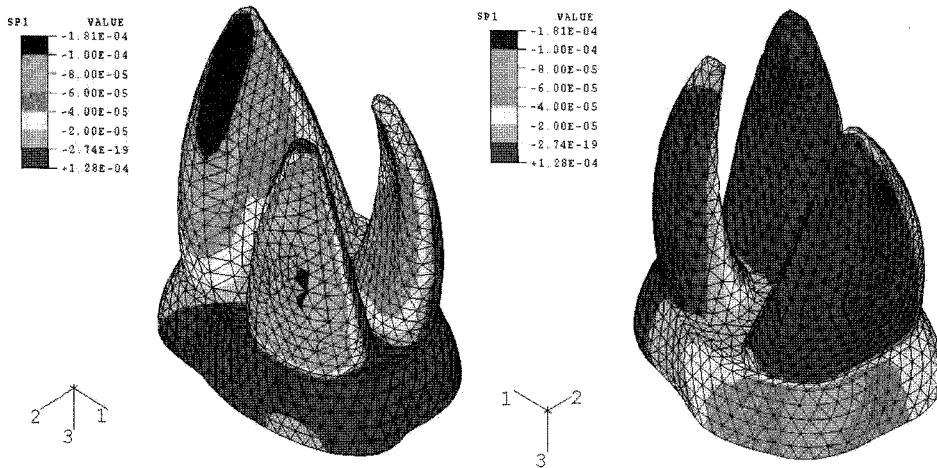


Fig 9. Stress distribution at the PDL when rotation of the tooth is -20° .

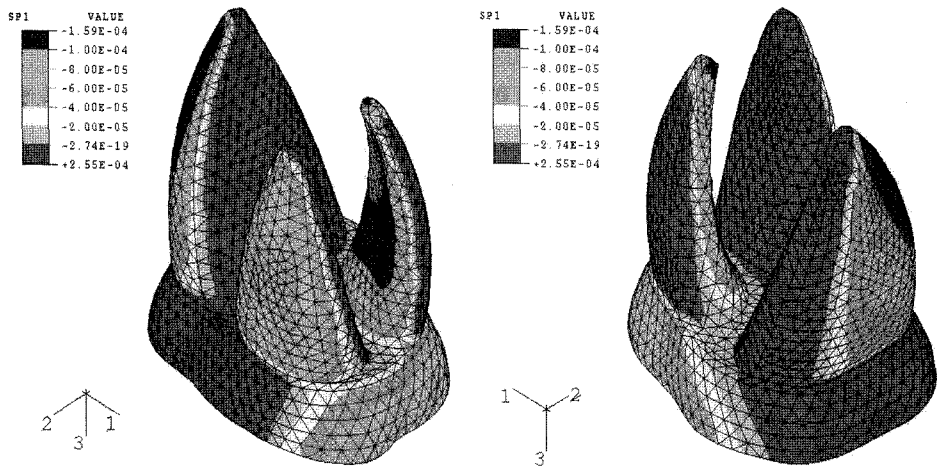


Fig 10. Stress distribution at the PDL when rotation of the tooth is $+20^\circ$.

면쪽은 0° 에서 압축력을 보이던 것이 $+20^\circ$ 에서 인장력으로 변화되었고, 치경부의 구개측은 0° 에서 인장력을 보이다가 $+20^\circ$ 에서 압축력으로 변화되었다.

구치의 회전 정도에 따른 치아의 초기이동양상 비교 (Table 2)

1. 근원심방향(Δy , +:근심 이동, -:원심 이동): -20° 와 $+20^\circ$ 사이에 별다른 차이가 없었다.
2. 협측 방향(Δx , +:협측 이동, -:구개측 이동): -20°

에서는 치관쪽 점들(A1, A2)이 협측으로 변위되고, 치근쪽 점들(A31, A32, A33)은 구개측으로 변위되었다. 그러나 $+20^\circ$ 에서는 반대로 A1, A2가 구개측으로 이동되고, A31, A32, A33는 협측으로 이동되었다.

3. 교합면 방향(Δz , +:교합면쪽 이동, -:치근쪽 이동): A31은 -20° 에서 교합면쪽으로 이동되다가, $+20^\circ$ 에서 치근쪽으로 이동되는 변화를 보였다. A33은 -20° 보다 $+20^\circ$ 에서 치근쪽으로 이동되는 정도가 감소하였다.

Table 2. Tooth movements when forces were applied under various rotations.

Rotation	Position	Δx , mm	Δy , mm	Δz , mm
0°	A1	1.3426E-05	-5.7274E-05	4.2412E-06
	A2	3.1745E-06	-1.7279E-06	-2.5092E-07
	A31	-5.5129E-06	3.4228E-05	5.3168E-06
	A32	5.0614E-06	1.3171E-05	1.3049E-05
	A33	-5.5007E-06	2.1625E-06	-1.3501E-05
-20°	A1	5.3312E-05	-7.2404E-05	3.6750E-06
	A2	1.5201E-05	-5.2565E-06	1.4632E-06
	A31	-2.4979E-05	4.5414E-05	2.1983E-05
	A32	-1.2277E-06	1.4297E-05	1.2908E-05
	A33	-1.5396E-05	1.9001E-06	-2.1833E-05
+20°	A1	-2.3168E-05	-5.5964E-05	5.8522E-06
	A2	-8.2843E-06	-1.5711E-06	-1.7823E-06
	A31	1.3361E-05	3.1519E-05	-1.0602E-05
	A32	1.3658E-05	1.5241E-05	1.6194E-05
	A33	2.3107E-06	2.8983E-06	-7.9427E-06

총괄 및 고안

구치부와 전치부에 차등적인 모멘트를 부여하는 방법으로 차등적인 치아이동을 얻을 수 있다. Mulligan¹³⁾은 차등적인 모멘트 역학의 개념을 주장하며 off-center V-bend를 고정원부에 가까이 위치시켜 고정원에서 보다 강한 근심치근 모멘트와, 이동부에서 보다 약한 원심치근 모멘트를 발생시키면 구치부에서 보다 치체이동이 요구되어 고정원을 증가시킬 수 있다고 하였고, Rajcich와 Sadowsky¹⁴⁾는 상악견치를 견인할 때 힘과 모멘트를 조절함으로써 보조적 장치 없이 최대고정원을 얻을 수 있음을 임상적으로 증명하였으며, Kuhlberg 등¹⁵⁾은 T-loop spring의 근원심 위치를 조절함으로써 차등적인 모멘트를 부여하여 고정원을 조절하는 것이 가능하다고 하였다.

이러한 차등적인 모멘트를 부여하는 기법 외에도 공간을 폐쇄하기 전에 고정원확보를 위해 구치의 위치를 조절하는 방법이 많은 교정치료기법에서 구사되고 있다. Hart 등⁵⁾은 구치의 근심경사를 원심경사로 바꾸어 줌으로써 근심력에 대한 저항을 증가시킬

수 있다고 하였고, 전통적인 Tweed technique에서 anchorage preparation을 위해 구치의 순차적인 원심경사를 도모했으며¹⁶⁾, Level anchorage system에서도 보다 많은 고정원이 요구되는 증례일수록 제2대구치에 원심경사도를 증가시킨 장치를 부착하였다.^{17,18)}

Jeon 등¹²⁾이 추천한 9:1의 countertipping moment와 5:1의 counterrotation moment를 적용한 본 실험에서, 근심면의 치조정 쪽에 인장력이 나타나고, 근단 쪽에 압축력이 나타나는 것으로 보아, 같은 모멘트를 부여했을 때, Jeon 등의 실험보다 약간의 치근이동이 더 일어나는 치아이동양상을 나타내었다. 아마도 실험한 모델이 달라서 나타나는 현상이라 생각되며, 본 실험 모델에서 보다 치체이동에 가깝게 하려면 countertipping moment를 조금 감소시키면 될 것 같다.

치아의 경사도와 회전의 변화가 전후방적인 치아이동에 미치는 영향을 관찰하려는 본 실험의 의도와는 달리, 경사도와 회전의 변화는 관상면상에서의 이동, 즉 협설축이나 상하방향의 치아이동양상 변화로 나타났다. 치아의 위치 변화에 의한 힘의 적용방향 변

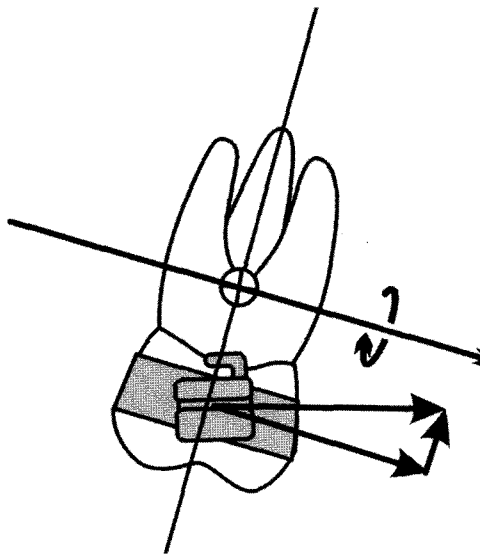


Fig 11. Moment generated by changed molar angulation.

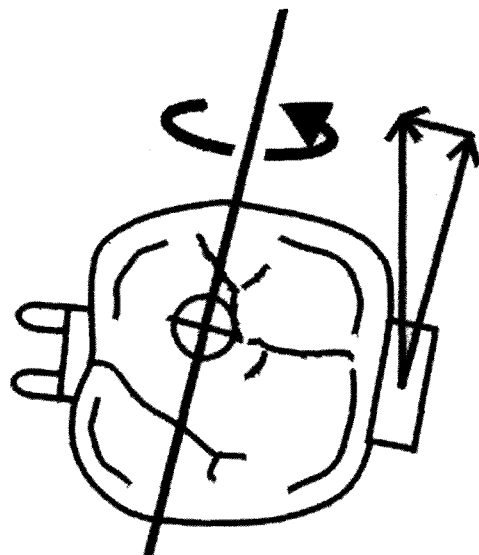


Fig 12. Moment generated by molar rotation.

화라는 역학적인 측면을 살펴보면 이러한 변화에 대한 이해를 구할 수 있다. 구치를 원심으로 경사시킨 경우에 근심력을 가하면 대구치에는 근심으로 당기는 힘 외에 힘의 적용각도에 의한 약간의 힘입력이 가해지게 된다. 이러한 힘은 치아의 저항중심보다 협측에서 가해지는 것이므로 치아의 관상면상에서의 회전을 일으켜 구개측교두가 정출되는 회전경향을 야기하는 것으로 해석된다(Fig 11). 이것은 임상적으로도 원심경사된 치아를 고정원으로 전치부를 견인할 때 자주 나타나는 현상이다. 따라서 이런 경우에 부가적인 협측 치근 토크를 부여하는 것이 합당한 것으로 생각된다. 마찬가지로 치아가 근심경사된 경우에는 약간의 정출력이 치아의 협측에서 가해지며 이것이 관상면상에서 협측교두가 정출되는 회전을 야기하는 것으로 해석된다.

생역학적인 치아이동에 관한 연구들은 주로 시상면상에서의 치아이동에 국한된 경우가 많다. 그러나 고정원 소실에 대한 임상적 관찰은 치아의 근심경사이동과 함께 근심회전이 나타나는 것이다. 이는 치아의 저항중심에 대해 일반적으로 교합면쪽과 협측에서 교정력이 가해지기 때문이다. Rhee 등¹⁹⁾은 새로운 형태의 tyodont를 이용한 실험에서 다른 형태의 치아이동이 일어나기 전에 치아의 회전이동이 일어났다고 하였으며 최대고정원 증례에서 회전이동을 방지하는 것이 중요하다고 하였다.

Rajcich 등¹⁴⁾도 구치의 회전조절이 잘 이루어질수

록 치아의 근심이동을 더욱 잘 방지할 수 있다고 하였다. Jeon 등¹²⁾은 회전을 방지하기 위한 모멘트와 힘의 비율이 5:1이 되어야 한다고 하였으며, 치아의 회전을 방지하기 위한 목적으로 설측호선으로 양측의 구치를 연결하거나, 호선상에 antirotation bend를 부여하는 방법, 또는 힘의 절반을 설측에서 적용하는 방법 등이 고안되었다.

본 실험에서 살펴본 바에 의하면, 회전정도의 변화 역시, 관상면상에서의 변화를 야기하는 것으로 보인다. 회전조절도 앞서 언급한 경사도 조절과 마찬가지로 힘의 적용각도 변화에 따라 약간의 협측 또는 설측 성분의 힘이 발생한다. 이러한 힘은 저항중심보다 치관쪽에서 가해지는 것이므로 치아의 관상면상에서의 회전을 야기한다(Fig 12). 따라서 구치를 경사조절할 때와 마찬가지로, 이러한 회전경향을 이해하는 것이 치아이동시 발생 가능한 부작용에 대한 이해와 대처에 도움이 될 것이라 생각된다.

한가지 흥미로운 것은 근심경사된 경우와 원심회전된 경우가 응력분포에 있어서 상당한 유사성을 보인다는 사실이다. 근심경사된 경우는 저항중심의 협측에서 정출력을 발생시키고, 원심회전된 경우는 저항중심의 교합면쪽에서 설측성분의 힘을 발생시키게 된다. 둘 다 관상면상에서 볼 때는, 동일한 방향으로의 회전을 야기하게 되는 것이다. 마찬가지로 원심경사된 경우와, 근심회전된 경우도 같은 이유로 유사한 응력분포양상을 나타내었다.

통상적인 생역학적 연구는 치아를 치주인대 및 골과는 독립된 자유물체로 가정하였고, 치아의 이동은 2차원적인 자유물체에 대한 도식적 설명을 이용한 것이 많았다. 하지만 물리학적 측면의 설명은 실제 생체와는 다소 차이가 있는 조건 때문에 교정력에 대한 복잡한 생역학적 반응을 설명하기 곤란한 점이 있다. 교정력을 가했을 때 치주조직에 발생하는 응력에 의해 골개조와 치아이동이 일어나므로 치아와 치주조직을 하나의 연속된 단위로 취급하여 치주조직의 응력과 변형을 양적으로 평가하는 것이 치아이동의 양상을 보다 정확히 파악하는 데 필요하다.

치아의 경사이동시에는 치조정부위에서 근심쪽으로 고도로 집중된 압축력이 나타나고 원심쪽에서는 인장력이 나타난다. Rudolph 등²⁰⁾은 치체이동시 경사이동에 비해서 치근면을 따라 응력이 비교적 균일하게 분포하지만 치조정부위에서 보다 응력이 높다고 하였다.

치아에 힘이 가해졌을 때 치주조직에 나타나는 응력을 분석하는 방법으로는 장력계측법, 광탄성법, holography법, 유한요소법 등이 있다. 본 연구에서는 다양한 구치의 위치설정을 위해 치아의 위치 설정이 비교적 용이한 유한요소법을 사용하였다.

유한요소법은 분석하고자 하는 물체의 구조에 대한 모델을 만들고 유한개의 요소로 분할한 후 외력이 가해질 때 각 요소에서의 현상을 계측하고 이것을 연속시켜서 물체의 변형과 응력분포를 파악하는 방법이다.²¹⁻²⁶⁾ 유한요소법은 복잡한 형태의 균일하지 않은 물체의 응력분석에 유용하며 응력과 변위를 3차원적으로 파악할 수 있고 결과처리를 다양하게 표현할 수 있는 장점이 있다. 하지만 교정학 영역에서 사용하기 위해 치아와 치주조직을 모델링할 때 복잡한 해부학적 구조로 인해서 어느 정도의 단순화는 피할 수가 없다. 유한요소법은 순간적 초기반응을 단기적으로 해석한 것이며 연속해서 일어나는 장기적인 반응은 포함시키지 않으므로 초기반응을 기초로 이차적인 골반응을 예측하는 방법이다.²⁷⁾ 또한 조직에 대한 물성치가 완벽하게 밝혀지지 않아서 생기는 오차도 있을 수 있다. 특히 치근막의 성질에 대해서는 이견이 있다. 치근막은 조직액 때문에 점성을 보이며, 섬유에 의한 탄성을 갖고 있다. 비등방성은 섬유의 방향이 다양하기 때문에 나타난다. 대부분의 연구에서는 치근막을 선형의 등방성 및 등질성의 탄성체로 간주하였는데 그 근거로 200g 정도의 미약한 힘이 가해졌을 때 치근막이 외력에 대해 직선적으로 변형이 생긴다

는 것을 들고 있다.²⁸⁻³⁰⁾ 하지만 Kurashima³¹⁾는 50g 정도의 약한 힘도 치근막의 점탄성 변형을 야기한다고 하였다. 치근막의 비등방성과 점탄성에 대한 연구가 있긴 하지만 2차원적인 연구³²⁾였고, 또 현재까지는 이러한 치근막의 물리적 성질이 정확히 알려져 있지 않다.

유한요소법의 이러한 한계를 고려했을 때 실험결과로 나온 개개의 수치들이 임상적 의미를 갖는다고 보다 여러 조건에서의 결과들을 상대적으로 비교하는 것이 의미 있다고 생각된다.⁸⁾

치아이동시 치주조직에 나타나는 응력분포에 대한 연구는 생체에서 행하는 것이 불가능하다. 그러나 치아이동은 가해지는 역계에 의해 조절되는 역학적인 현상이기도 하지만 조골세포 및 파골세포의 활성화 등이 관여하는 생물학적 현상이기도 하므로 치아이동에 대한 생역학적 연구와 함께 생물학적인 측면에 대해서도 많은 연구가 필요하다. Melsen³³⁾은 생물학적 관점에서 최고의 고정원은 치주인대 세포의 turnover rate에 변화가 없는 것, 즉 치주인대, 치조골에 작용하는 힘이 치아이동의 역치 이하인 상태라고 하였다. Kvam³⁴⁾에 의하면 치아에 band를 장착하는 것만으로도 치주인대내 세포의 활성화를 자극하기에 충분하다고 하였다. 이런 생물학적 관점에서 고정원이 되는 치아의 leveling은 적극적인 치아이동이 마무리된 다음에 해야 한다는 주장도 제기되었다.

본 연구에서는 치아의 해부학적인 형태가 단순화되어 제작된 것과 치조골을 실험에 포함시키지 못한 것 등이 미흡한 점이라 생각된다. 응력분포 뿐 아니라 실제의 세포생물학적인 반응에 대한 조사와, 앞서 언급한 경사도 및 회전정도의 변화에 따라 관상면 상에서 발생하는 회전현상을 없애기 위한 모멘트가 얼마나 부여되어야 하는가에 대해서는 앞으로 더 연구가 필요할 것이다.

결 론

본 연구는 상악 제1대구치에 근심력 적용시 근원심 경사도와 회전정도의 변화에 따른 치근막의 응력분포 변화와 치근막 내에서의 초기 치아이동을 살펴보기 위하여 시행되었다. 상악 제1대구치와 치근막의 3차원 유한요소모델을 제작하여 20°의 근심경사와 원심경사를 설정하고, 20°의 근심회전과 원심회전을 설정하여 각각의 상황에서 치체이동을 유도하는 근심력을 가했을 때의 응력분포 및 초기이동 양상을 비교

하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 제1대구치의 경사도 변화나 회전 변화를 통해 근심력 적용시 구치의 근심이동에 대한 저항의 증가를 얻을 수 없었다.
2. 20°의 근심경사와 20°의 원심회전이 매우 유사한 응력분포 및 변위를 나타내었다. 20°의 원심경사와 20°의 근심회전도 마찬가지로 유사성을 보였다.
3. 20° 근심경사 및 20° 원심회전된 경우 치근이 협축 이동하고 치관이 설측 이동하는 관상면 상에서의 회전경향이 발생하였다.
4. 20° 원심경사 및 20° 근심회전된 경우 치근이 설측 이동하고, 치관이 협축 이동하는 관상면 상에서의 회전경향이 발생하였다.
5. 경사되거나 회전된 치아에 근심력을 가해야 할 경우, 관상면상에서의 회전을 방지하기 위한 추가적인 토크 조절이 필요하다.

참 고 문 헌

1. Graber TM. Orthodontics: Principle and Practice. Philadelphia WB Saunders 1972:518-25.
2. Güray E, Orhan M. "En Masse" retraction of Maxillary anterior teeth with anterior headgear. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:473-9.
3. McLaughlin RP, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. J Clin Orthod 1991;25:687-96.
4. 박효상. Micro-implant를 이용한 교정치료: Micro-implant anchorage의 임상 적용. 서울 나래출판사 2001:3-22.
5. Hart A, Taft L, Greenberg SN. The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992;102:434-42.
6. Hocevar RA. Understanding, Planning and Managing tooth movement: Orthodontic force system theory. Am J Orthod 1981;80:457-77.
7. Jordan RE, Abrams L, Kraus BS. Kraus' Dental Anatomy and Occlusion St. Louis: Mosby-Year Book Inc 1992:2-27, 69-109.
8. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.
9. SDRC. I-DEAS Master Series 8.0(2000).
10. Habbit, Karlsson & Sorensen Inc. ABAQUS User's I, II and III Manual ver 6.1(2001)
11. 대한치과교정학회 부정교합백서발간위원회. 한국성인 정상교합자의 석고 모형 계측연구 결과보고서. 2000:1-16.
12. 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 Dentofacial Orthop 1999;115:267-74.

13. Mulligan TF. Common sense mechanics. Phoenix(AZ) CSM 1982.
14. Rajcich M, Sadowsky C. Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:441-8.
15. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:12-8.
16. Klontz HA. Tweed-Merrifield sequential directional force treatment. Semin Orthod 1996;2:254-67.
17. Root TL. The level anchorage system for correction of orthodontic malocclusion. Am J Orthod 1981;80:395-410.
18. Root TL. The level anchorage system: 개념과 치료기법. 오성진 역. 서울 근자출판사 1994.
19. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:292-9.
20. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod 2001;71:127-31.
21. 김정민, 차경석, 이진우. Preangulated TMA T-loop spring의 적용위치 변화에 따른 견치의 초기응력분포에 대한 유한 요소법적 연구. 대치교정지 1999;29:521-35.
22. 신수정, 강영일. 상악치열의 치근 후방위동에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1998;28:563-80.
23. 최유경, 김태우, 서정훈. 대구치 직립 스프링 적용시 반작용에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1998;28:61-74.
24. 박춘근, 양원식. 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1997;27:259-72.
25. 이종현, 차경석, 이진우. Utility arch wire 적용시 중절치 및 측절치의 초기응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1999;29:411-24.
26. 이영일, 차경석, 주진원, 이진우. Multiloop Edgewise Archwire의 tip back 정도에 따른 응력분포에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 2000;30:127-42.
27. 천옥진, 김태우, 서정훈. 상악4절치 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1995;25:525-41.
28. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: A finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:512-8.
29. Andersen KI, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;99:427-40.
30. Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subjected to vertical Orthodontic force. Br J Orthod 1994;21:161-7.
31. Kurashima K. The visco-elastic properties of the periodontal membrane and alveolar bone. Journal of Japan stomatological society 1963;30:361-85.
32. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone remodeling: The initial development of time-dependant finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:155-62.
33. Melsen B, Bosch C. Different approach to anchorage: A survey and an evaluation. Angle Orthod 1997;67:23-30.
34. Kvam E. Scanning electron microscopy of human premolars following experimental tooth movement. Trans Eur Soc Orthod 1972;381-91.

- ORIGINAL ARTICLE -

Stress distributions at the periodontal ligament and displacements of the maxillary first molar under various molar angulation and rotation: Three dimensional finite element study

Dae-Woo Kwon¹⁾, Woo-Sung Son²⁾, Hoon-Chul Yang³⁾

The purpose of this study was to evaluate the stress distributions at the periodontal ligament (PDL) and displacements of the maxillary first molar when mesially directed force was applied under various molar angulations and rotations. A three dimensional finite element model of the maxillary first molar and its periodontal ligament was made.

Upright position, mesially angulated position by 20° and distally angulated position of the same degree were simulated to investigate the effect of molar angulation. An anteriorly directed force of 200g, countertipping moment of 1,800gm-mm (9:1 moment/force ratio) and counterrotation moment of 1,000gm-mm (5:1 moment/force ratio) were applied in each situation.

To evaluate the effect of molar rotation on the stress distribution, mesial-in rotation by 20° and the same amount of distal-in rotation were simulated. The same force and moments were applied in each situation.

The results were as follows:

In all situations, there was no significant difference in mesially directed tooth displacement. Also, any differences in stress distributions could not be found, in other words, there were no different mesial movements.

Stress distributions and tooth displacement of the 20° mesially angulated situation were very similar with those of the 20° distal-in rotated situation. The same phenomenon was observed between the 20° distally angulated situation and 20° mesial-in rotated situation.

When the tooth was mesially angulated, or distal-in rotated, mesially directed force made the tooth rotate in the coronal plane, with its roots moving buccally, and its crown moving lingually.

When the tooth was distally angulated, or mesial-in rotated, mesially directed force made the tooth rotate in the coronal plane, with its roots moving lingually, and its crown moving buccally.

When force is applied to an angulated or rotated molar, the orthodontist should understand that additional torque control is needed to prevent unwanted tooth rotation in the coronal plane.

Korean J Orthod 2004;34(5):417-28

※ **Key words:** FEM, Angulation, Rotation, Anchorage

¹⁾ DDS, MSD, Postgraduate Student, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University, .

²⁾ DDS, MSD, PhD, Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University.

³⁾ MS, PhD, Postgraduate Student, Department of Mechanical Engineering, Pohang University of Science and Technology.

Reprint requests : **Dae-Woo Kwon**

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University, 1-10 Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea

+82 51 240 7447 / ddkwon@korea.com

Received October 9, 2003; Last Revision December 27, 2003; Accepted January 16, 2004