http://dx.doi.org/10.14368/jdras.2014.30.4.265
ISSN 2233-4084

Original Article

3-dimensional finite element analysis of maxillary molar distalization using R-jig with TADs

Myung-Hyun Tark[1], Keunyoung Lee[1], Jin-Woo Cho[2], Young-Deok Chee[3], Jin-Hyoung Cho[1]*

[1]*Department of Orthodontics, Sanbon Dental Hospital, Wonkwang University, Gunpo, Republic of Korea*

[2]*Department of General Dentistry, Daejeon Dental Hospital, Wonkwang University, Daejeon, Republic of Korea*

[3]*Department of Oral & Maxillofacial Sugery, Sanbon Dental Hospital, Wonkwang University, Gunpo, Republic of Korea*

Purpose: The purpose of this study was to investigate the differences of displacement pattern depending on type of sliding jig and application method during maxillary molar distalization with temporary anchorage devices (TADs). **Materials and Methods:** Maxilla with normal tooth size and arch shape was selected to create a 3-dimensional finite element model, which included the bracket, orthodontic main archwire, removable sliding jig (R-jig). The orthodontic mini-implant anchorage was set 8 mm superiorly from main archwire, buccally between the second premolar and first molar. The base experimental design was Condition 1, which was composed 0.019 × 0.025 inch stainless steel (SS) of wire size of R-jig, 200 gm force, un-tied state. And the other designs varied to wire size of R-jig, magnitude of force. The results are as follows. **Results:** As the wire size of R-jig was increased, the deformation of R-jig was decreased. However, the displacement of second molar wasn't different each other. As the force to second molar was increased, the more displacement of second molar was observed, and the more distal tipping movement, vetical displacement was observed. **Conclusion:** R-jig can get distal teeth movement in orthodontic treatment without side effects. **(J Dent Rehabil Appl Sci 2014;30(4): 265-77)**

Key words: R-jig; mini-implant; finite element analysis; molar distalization

서론

임상에서 전통적으로 II급 구치관계의 해소를 위해서는 headgear를 많이 사용해 왔는데, headgear는 상악골의 전방 및 수직 성장을 억제 시키는 효과 뿐만 아니라 상악대구치 또는 전체 치열을 후방으로 이동시킴으로써 효과적으로 II급 구치관계를 개선할 수 있다.[1] 하지만 headgear는 환자의 협조를 필요로하는 단점이 있어 환자의 협조도에 의존하지 않는 Samarium-Cobalt magnet, K-loop, Pendulum appliance, Jones jig, Distal jet, C-space regainer, First class appliance (FCA) 등과 같은 많은 구강내 장치들이 개발되어 왔다.[2-8] 하지만 이런 장치들은 힘의 반작용으로 인해서 전방 소구치의 근심 이동,[3] 전치부의 고정원 소실과 전방 돌출로 인한 overjet의 증가가 관찰되고, 상악대구치의 원심 경사 이동 또는 정출이 일어나 개방교합 또는 치료 후 재발 등의 부작용이 발생할 수도 있다.[6,9,10]

최근의 교정 치료에서는 교정용 mini-implant와 miniplate를 이용한 temporary anchorage devices (TADs)를 사용하여 교정치료에 절대적인 고정원을 얻게 되었다.[11-14] 골격성 고정원을 이용하는 다양한 방법들 중에서, mini-implant와 sliding jig를 이용하는 방법도 임

*Correspondence to: Jin-Hyoung Cho, DDS, MSD, PhD
Department of Orthodontics, Sanbon Dental Hospital, 1142 Sanbon-dong, Gunpo, 435-040, Republic of Korea
Tel: +82-31-390-2896, Fax: +82-31-390 2778, E-mail: jjhdent@hanmail.net
Received: September 27, 2014/Last Revision: October 21, 2014/Accepted: November 11, 2014

Copyright© 2014 The Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion.
©It is identical to Creative Commons Non-Commercial License.

상에서 유용하게 사용될 수 있는데 본 저자는 임상에서의 유용성과 편의성을 극대화하기 위해서 기존의 sliding jig와 달리 main archwire를 제거하지 않고 쉽게 적용이 가능한 새로운 형태의 removable sliding jig (R-jig)를 이용하여 구치를 원심 이동시키는 방법을 고안하였다. 이 방법은 별도의 기공실 작업 없이 진료실에서 간편하게 제작하여 구치 원심이동을 얻기 위해 사용될 수 있다.

치아 이동 양상을 분석하기 위해서, 석고 모형이나 방사선 사진 등을 이용하거나, 다양한 생체 반응을 관찰하기 위해 동물 실험을 이용하기도 하며, 또한 컴퓨터를 이용한 유한요소법[15]도 많이 사용하고 있는 방법 중 하나이다. 유한요소법은 형상이 복잡하고 균일하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 표면이나 내부 어느 곳에서도 각 부분의 응력, 반력, 변위 등을 계산해 낼 수 있고, 변형 전후의 상태를 동시에 비교해 볼 수 있다는 장점이 있다.

본 연구에서는 고정성 교정장치에 적용한 removable sliding jig와 교정용 mini-implant를 이용하여 상악 구치의 원심 이동 시 여러 조건에 따라 치아이동 양상이 어떻게 달라지는 지를 알아보고자 한다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 제작

1) 3차원 영상 구축과 형상 모델링

정상적인 치아 크기와 정상적인 악궁 형태를 가진 모델을 선택하여 상악골을 포함하는 컴퓨터 단층촬영을 시행하였다. 단층촬영한 필름을 컴퓨터로 고정밀 스캔하여 파일로 만들고 digitizing program을 이용하여 각 치아 경계면의 좌표를 취득하였다. 좌측 상악의 중절치부터 제2대구치까지 7개의 치아를 대상으로 하였다. 저장된 치아 좌표 값으로부터 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS v13.0 (Swanson Analysis System, Canonburg, PA, USA)의 선처리(preprocessor) 과정을 이용하여 3차원 치아 형상을 모델링을 하였다.

치근막의 두께는 치근막이 치아의 바깥 둘레에 0.35 mm 정도의 일정한 두께를 가지도록 모델링하였다. 치아의 표면은 매끈한 곡선을 이루지 못해 실제 치근막의 두께는 0.35 - 0.37 mm 정도로 모델링되었다. 치조골 부분은 치근막 주위를 둘러싸는 형상으로 모델링을 하였으며 치아에서 충분히 떨어진 기저부를 바깥경계로 모델링하였다.

브라켓은 0.022 × 0.028 inch의 슬롯을 가진 Victory bracket (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 참고하여 유한요소 모델에 적용하였고, 각 치관의 FA point[16]와 브라켓의 중심이 일치하도록 부착시켰다. 모델에서 교합면에 수직으로 상악 중절치의 절단연에서 브라켓 슬롯까지의 거리는 4.5 mm로 계측되었다. 주호선은 0.019 × 0.025 inch stainless steel (SS) archwire를 사용하였고, 골격성 고정원으로 사용된 mini-implant는 근원심적으로 제2소구치와 제1대구치 사이 협측에 위치하였으며, 수직적으로는 주호선을 기준 치은측 8 mm 상방에 위치시켰다.

2) R-jig

R-jig는 일반적으로 0.019 × 0.025 inch SS wire를 이용하여 제작한다. 통상적으로 견치의 원심에서부터 원하는 대구치 브라켓의 근심 사이에 R-jig가 위치하게 되고, mini-implant에서 R-jig의 hook에 elastomeric chain을 연결하여 치아에 원심력을 부여한다. 이번 연구에서 R-jig의 모델링은 샘플 치아를 측정 비교하여 크기 및 위치를 정하였다.

3) 유한요소 모델링

치아의 형상은 사면체 요소(tetrahedral element)를 사용하였으며 한 변의 크기를 대략 0.38 - 0.45 mm로 분할하였고, 분할 방법은 free meshing을 택하였다. 브라켓은 형상이 규칙적이므로 육면체 요소를 사용하였고 mapped meshing을 택하여 분할하였다. R-jig 및 주호선은 굽힘이 고려되는 빔 요소(beam element)를 사용하였으므로 체적을 형성하지 않고 line mesh를 하였다. Elements의 수는 치아는 179,813, 치근막은 67,276, 골은 191,106, 브라켓은 16,500, 주호선과 R-jig는 209개였으며, Nods의 수는 치아는 37,169, 치근막은 22,796, 골은 38,533, 브라켓은 21,945, 주호선과 R-jig는 253개였다.

2. 실험 방법 및 유한요소 해석

1) 실험 방법: 실험 모형의 설정

힘을 적용하는 방식은 제2소구치와 제1대구치 사이 협측의 치조골에 주호선으로부터 8 mm 상방 위치된 mini-implant와 R-jig를 이용하여 기본 200 gm의 후방력을 부여하였다. 이번 실험에서는 임상에서 활용 가능

한 여러 가지 조건들을 설정하여 구분하였는데, R-jig의 단면 크기, 제2대구치에 가해지는 후방력의 크기를 다르게 설정하여 5가지 다른 실험 조건을 만들었다(Condition 1 - 5). 각각의 조건에서의 치아들의 변위량과 변위 양상, 응력 분포, 그리고 R-jig의 변형 정도 등을 0.019 × 0.025 inch SS wire로 제작된 R-jig의 결과(Condition 1)와 비교, 분석하였다(Fig. 1A).

2) 유한요소 해석

유한요소 모델 상의 contour plot을 분석하고, 해당 치아의 치관부(crown cusp)와 치근첨(root apex)에 위치한 절점의 x축, y축, z축에 대한 변위량을 구하여 1,000배로 확대한 치축 그래프를 작성하였다. 유한요소 모델 상의 치아 이동량은 제1소구치와 제2소구치의 palatal cusp tip과 palatal root apex, 제1대구치와 제2대구치의 mesiopalatal cusp tip과 palatal root apex를 이용하여 치아의 이동양상을 평가하였다. 이동 양상의 기준을 설정하기 위하여, 상악 양측 중절치의 절단연을 이은 가상선의 중점을 원점으로 하여 x축을 제2대구치의 협설측 방향, y축을 근원심 방향, z축을 상하 방향으로 설정하였다. 제2대구치의 구개측 방향을 +x, 후방을 +y, 치근 방향을 +z 방향으로 하고, xy 평면을 치아의 교합평면으로 하였다(Fig. 1B).

각 치아의 x, y, z 축 상의 변위를 계측하고 이 자료를 바탕으로 각 축의 변화를 계산하여 비교, 분석하였다. 치주인대 내의 응력 변화는 응력의 수준을 잘 나타낼 수 있는 등가응력(equivalent stress)을 기준으로 한 응력 분석을 수행하여 관찰하였다. 유한요소 모델의 해석에 사용한 프로그램은 ANSYS v13.0이었다.

3) 물성치 및 경계조건

실험에 이용된 치아, 치조골, 치근막과 선재는 모두 등방(isotrophy), 등질(homogeneity), 선형 탄성체(linear elasticity)로 가정하였고, 각 구성 요소들에 부여되는 물성치는 여러 연구[17-19]를 참고하여, Young's modulus는 치근막은 0.667, 골은 2,000, 치아는 20,000, 브라켓과 호선은 200,000으로 하였고, Poisson's ratio는 치근막은 0.49, 골은 0.30, 치아는 0.30, 브라켓과 호선은 0.30으로 설정하였다.

본 연구에서는 경계조건으로 치아에서 충분히 떨어진

A

Condition	Wire size of R-jig	Main archwire size	Force magnitude
1	019 × 025	019 × 025	200 g
2	017 × 025	019 × 025	200 g
3	021 × 025	019 × 025	200 g
4	019 × 025	019 × 025	100 g
5	019 × 025	019 × 025	400 g

B

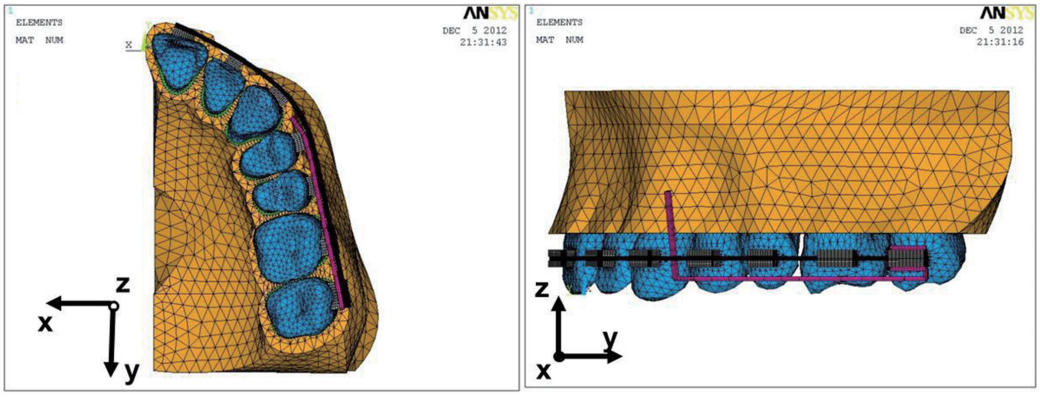


Fig. 1. Experimental conditions of the finite element models (A) and schematic lines of axis (B). R-jig, removable sliding jig.

치조골 상단면 모든 절점의 X, Y, Z 방향 변위를 모두 구속하였다. 또한, 실제 교정적 이동과 유사한 조건을 만족시키기 위해서 하중이 수평방향으로 똑바로 가해지도록 Z방향으로는 움직이지 않도록 경계조건을 부가하였다. 브라켓은 치아에 고정되어 있지만 주호선 등의 외부 구조물은 브라켓과는 상대적인 움직임이 있으면서, 또한 서로의 위치와 움직임에 영향을 준다. 브라켓과 주호선은 Z방향으로는 같이 움직이는 조건으로 coupling 하였으며, 제2대구치는 브라켓과 주호선이 X, Y, Z 방향으로 모두 같이 움직이는 조건을 적용하였다. R-jig와 브라켓은 제2대구치에서는 주호선에서와 같이 X, Y, Z 방향으로 모두 같이 움직이는 조건을 부가하였다

4) 하중 조건

이번 실험에서 하중상태는 다른 부분에는 하중이 가해지지 않고, R-jig의 한쪽 끝에서 수평 방향의 하중이 가해지는 상태이다. 실제 하중을 가하는 방법은 치아에 mini-implant를 식립하고, R-jig와 mini-implant를 연결하는 탄성 체인의 탄성을 이용하여 하중을 작용시킨다. 이를 동일한 조건으로 해석하기 위하여 탄성 체인이 연결 되는 점을 하중점으로 하였으며, 주호선과 같은 방향으로 200 gm의 힘을 가하여 해석하였다.

결과

1. R-jig의 와이어 단면 크기에 따른 비교

0.019 × 0.025 inch SS 주호선 상에서 기타 조건은 동일하게 유지하고, R-jig의 제작 와이어 크기를 0.019 × 0.025, 0.017 × 0.025, 0.021 × 0.025 inch SS로 다르게 적용한 경우에 각각의 전후방 변위량(평균 원심 변위량, 경사 이동 정도), 수직 변위량, 회전 변위량, R-jig의 변형 정도의 차이, 그리고 치주인대의 응력 분포에 대해 비교하였다.

Table 1과 Fig. 2, 3을 보면 Condition 1에서, 제2대구치는 y축 상에서 원심 경사 이동하였고, z축 상에서 정출이 관찰되었다. x축 상에서 변위의 경우 제2대구치의 치관(교두정)이 협측으로 이동하여 mesial out rotation과 함께 외측으로 넓어지는 양상이 관찰되었다. 그리고 전방의 제1대구치, 제2소구치, 제1소구치는 변위가 거의 관찰되지 않았다. Condition 2에서는, Condition 1에 비해 제2대구치의 원심 변위량이 감소하였고, 원심 경사 정도는 더 증가한 것으로 나타났으나, Table 1에서 볼 수 있듯이 거의 차이가 없었다. 다른 결과값들도 유사하였다. Condition 3에서는, 반대로 Condition 1에 비해 제2대구치의 원심 변위량이 증가하긴 하였으나, 역시 거의 차이가 없었다. 원심 경사 정도를 포함한 다른 결과값들도 유사한 정도였다. Fig. 4는 R-jig의 단면 크기에 따른 R-jig의 변형 정도의 차이를 나타내며 변위량과는 다르게 확연한 차이를 볼 수 있었다.

Fig. 5는 제2대구치의 치주인대에 발생한 등가응력(equivalent stress) 분포를 협측면과 설측면, 그리고 치근 방향에서 각각 나타낸 것이다. 그림에서 보면 제2대구치의 두 협측 치근 사이의 분지부와 구개측 치근의 치근첨 부위에서 응력이 집중되는 것을 볼 수 있다. Condition 1 - 3 모두에서 최대 등가응력값은 0.0141 MPa로 나타났다(Table 1, Fig. 2 - 5).

Table 1. Values of displacement (mm) of second molar in Condition 1 - 3

	Condition 1		Condition 2		Condition 3	
	MPC	PR	MPC	PR	MPC	PR
X	-3.950E-04	7.574E-04	-3.910E-04	7.534E-04	-3.936E-04	7.552E-04
Y	4.313E-03	-3.094E-03	4.306E-03	-3.086E-03	4.321E-03	-3.083E-03
Z	-5.134E-04	-2.377E-04	-5.128E-04	-2.377E-04	-5.143E-04	-2.385E-04
rad	4.038E-04		4.049E-04		4.035E-04	

MPC, mesio-palatal cusp; PR, palatal root apex.
-x means outer movement, +y means posterior movement, -z means extrusive movement, rad means the angle between two radii of a circle that cut off on the circumference an arc equal in length to the radius.

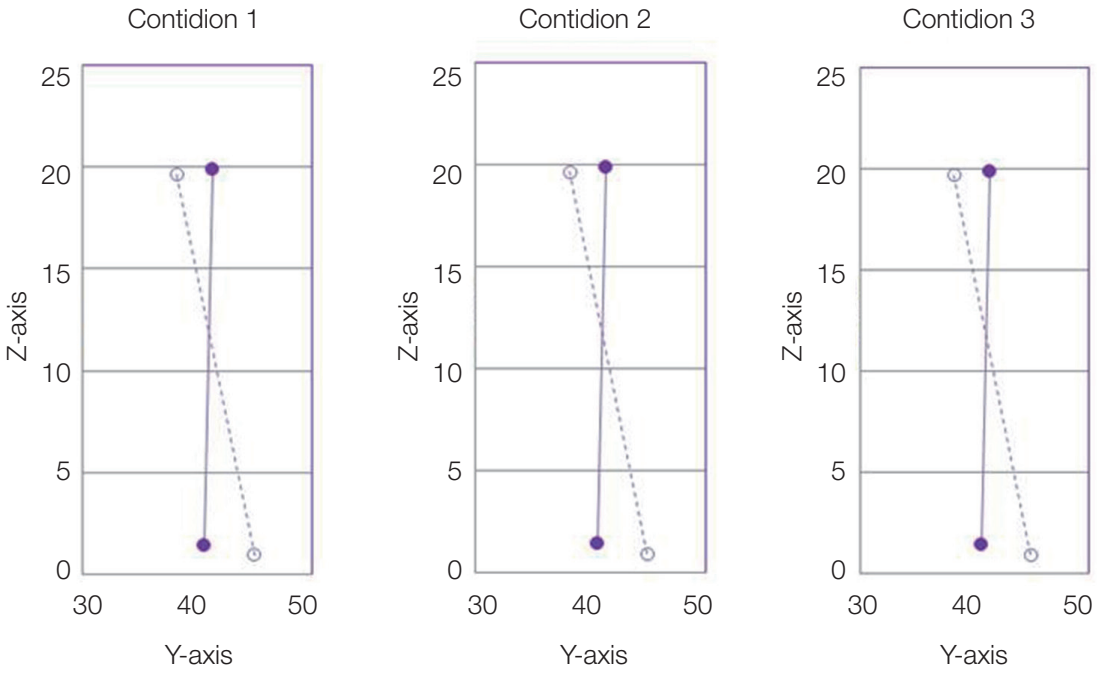


Fig. 2. Y-Z linear chart in displacement of second molar (1,000 times magnified). A solid line, before displacement; A dotted line, after displacement. Second molar tend to move distally and extrude.

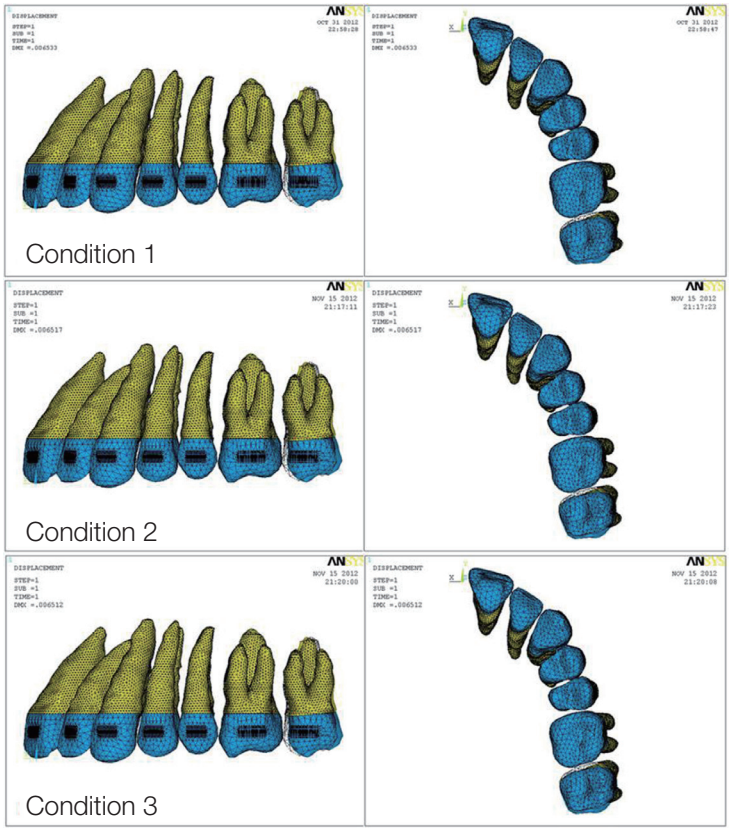


Fig. 3. Displacement pattern of second molar (200 times magnified). Dotted mesh, before displacement; Colored mesh, after displacement.

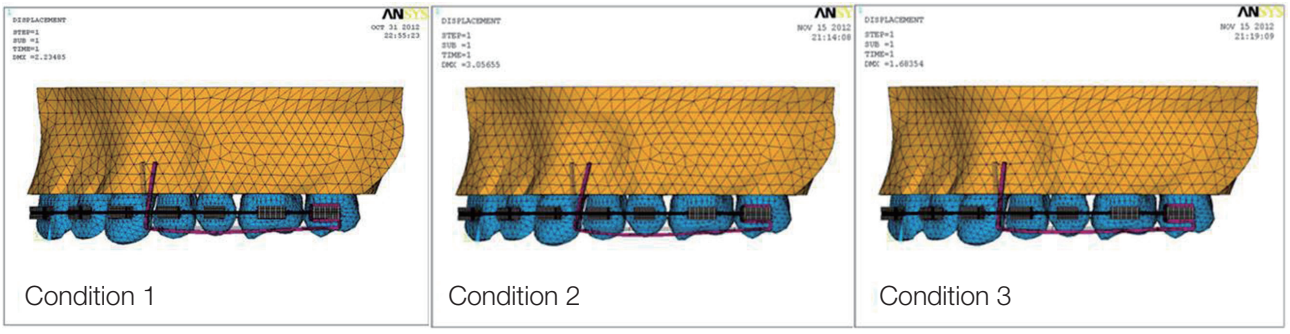


Fig. 4. The deformation of the R-jig caused by distalization force.

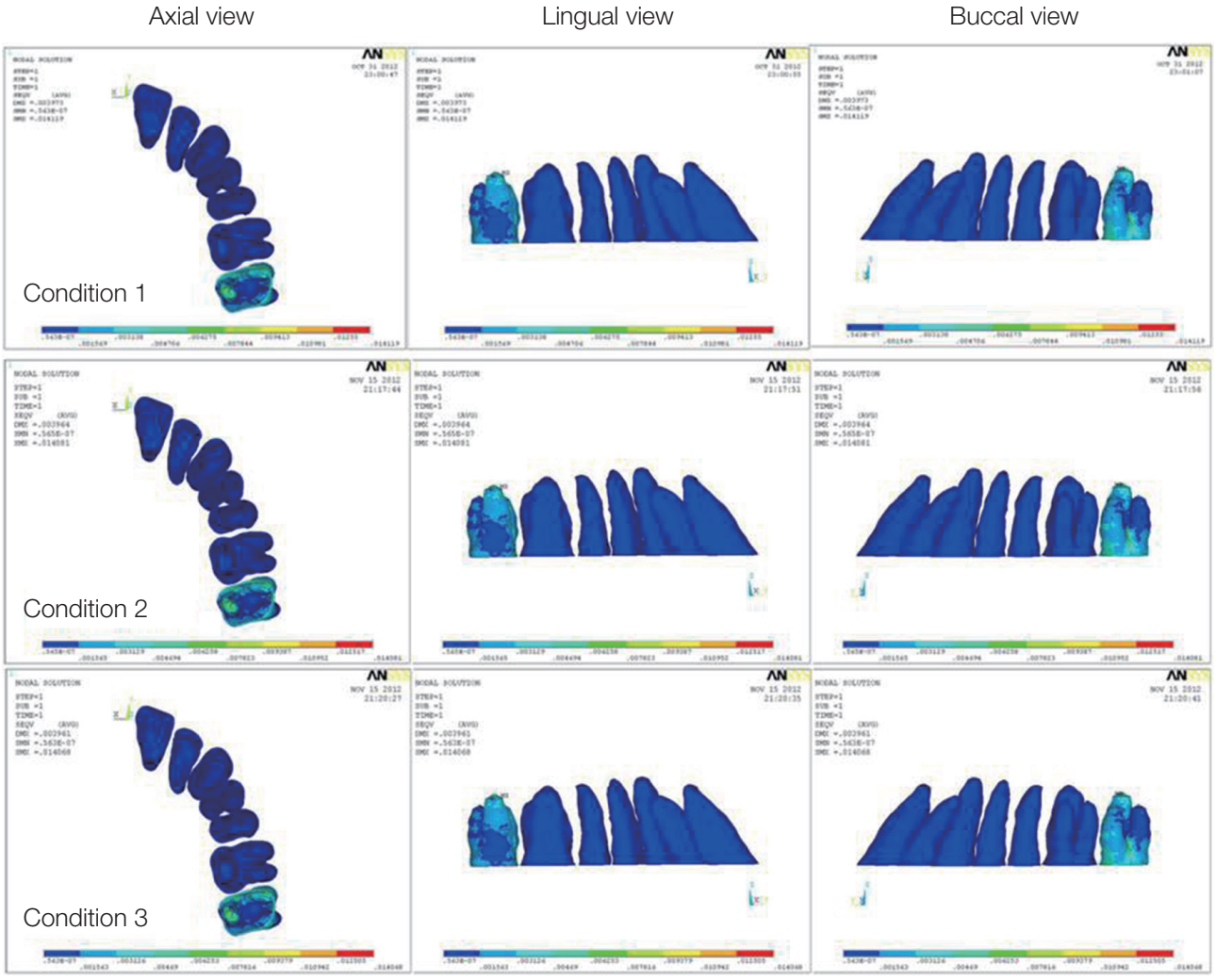


Fig. 5. The stress contour of PDL in second molar.

2. R-jig에 가해지는 후방력의 크기에 따른 비교

0.019 × 0.025 inch SS 주호선 상에서 기타 조건은 동일하게 유지하고, 제2대구치에 가해지는 후방력의 크기를 100 gm, 400 gm으로 다르게 하여 각각 제2대구치의 전후방 변위량 차이, 원심 경사 이동 차이, 수직 변위량 차이, 회전 변위량 차이 그리고 응력 분포 양상을 비교하였다.

Table 2와 Fig. 6, 7을 보면 Condition 4에서는 Condition 1에 비해서, 제2대구치의 원심 변위량, 원심 경사 경향, 정출 방향 수직 변위량, 그리고 mesial out rotation과 함께 외측으로 넓어지는 양상 모두 감소하였다. 반대로 Condition 5에서는 Condition 1에 비해서, 제2대구치의 원심 변위량, 원심 경사 경향, 정출 방향 수직 변위량, 그리고 mesial out rotation과 함께 외측으로 넓어지는 양상 모두 증가하였다. Fig. 8은 후방력의 크기에 따

Table 2. Values of displacement (mm) of second molar in Condition 1, 4, 5

	Condition 1		Condition 4		Condition 5	
	MPC	PR	MPC	PR	MPC	PR
X	-3.950E-04	7.574E-04	-1.557E-04	2.789E-04	-6.227E-04	1.115E-03
Y	4.313E-03	-3.094E-03	1.466E-03	-1.070E-03	5.862E-03	-4.280E-03
Z	-5.134E-04	-2.377E-04	-2.756E-04	-1.795E-04	-1.103E-03	-7.180E-04
rad	4.038E-04		1.397E-04		5.588E-04	

MPC, mesio-palatal cusp; PR, palatal root apex.
-x means outer movement, +y means posterior movement, -z means extrusive movement, rad means the angle between two radii of a circle that cut off on the circumference an arc equal in length to the radius.

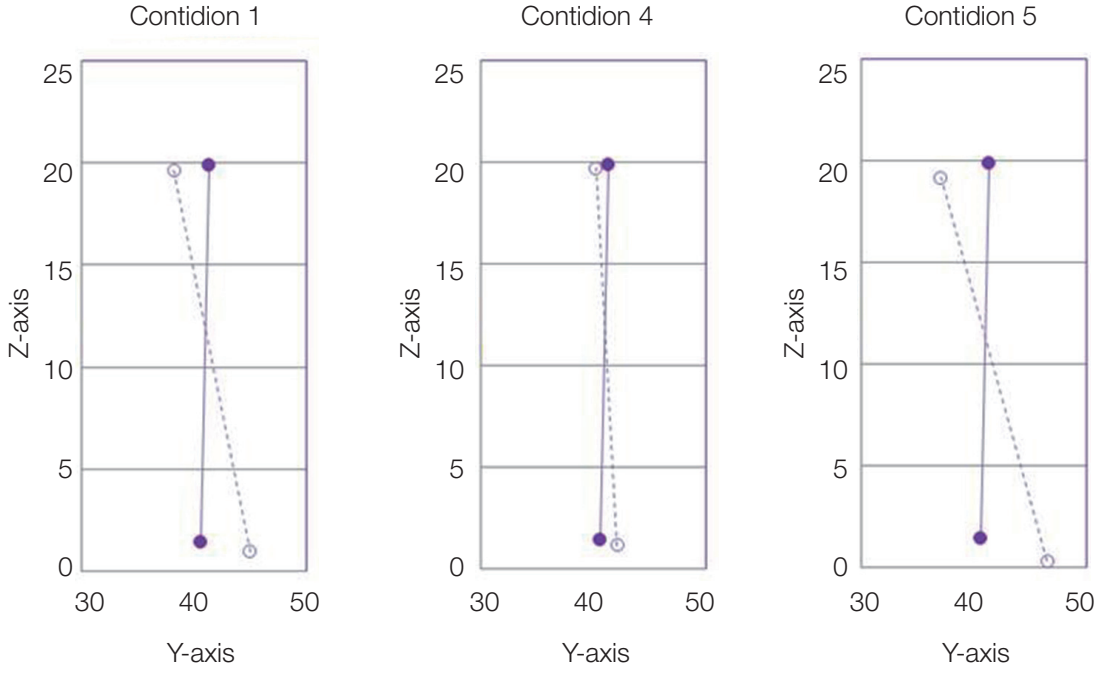


Fig. 6. Y-Z linear chart in displacement of second molar (1,000 times magnified). A solid line, before displacement; A dotted line, after displacement. Second molar tend to move distally and extrude.

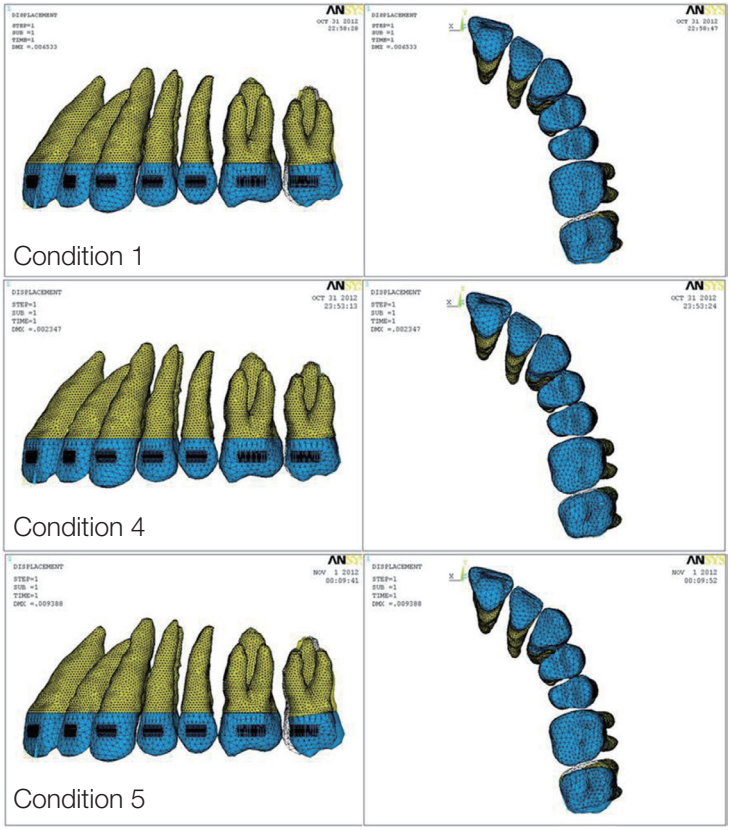


Fig. 7. Displacement pattern of second molar (200 times magnified). Dotted mesh, before displacement; Colored mesh, after displacement.

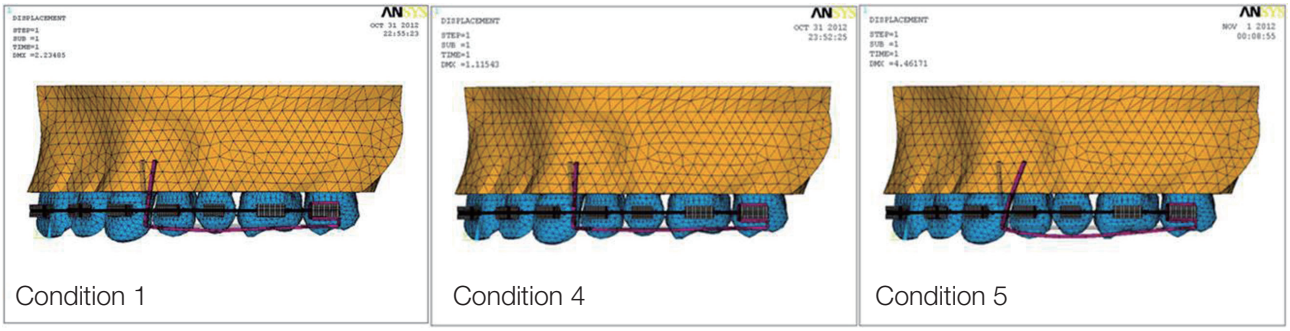


Fig. 8. The deformation of the R-jig caused by distalization force.

른 R-jig의 변형 정도의 차이를 보여준다. Fig. 9는 제2대구치의 치주인대에 발생한 등가응력(equivalent stress) 분포를 협측면과 설측면, 그리고 치근방향에서 각각 나타낸 것이다. 그림 상 제2대구치의 응력 분포 양상은 크게 다르지 않지만, Condition 1에 비해 Condition 4에서 원심 협측 치근의 구개측 치근면과 구개측 치근의 구개측 치근면, 그리고 전반적으로 원심측 치근면에서 응력 수준이 감소한 것으로 나타났다. 반대로 Condition 5는 Condition 1에 비해서 큰 응력 수준을 보였다. 최대 등가응력 값은 Condition 1, 4, 5에서 각각 0.0141, 0.0053, 0.0212 MPa로 나타났다(Table 2, Fig. 6 - 9).

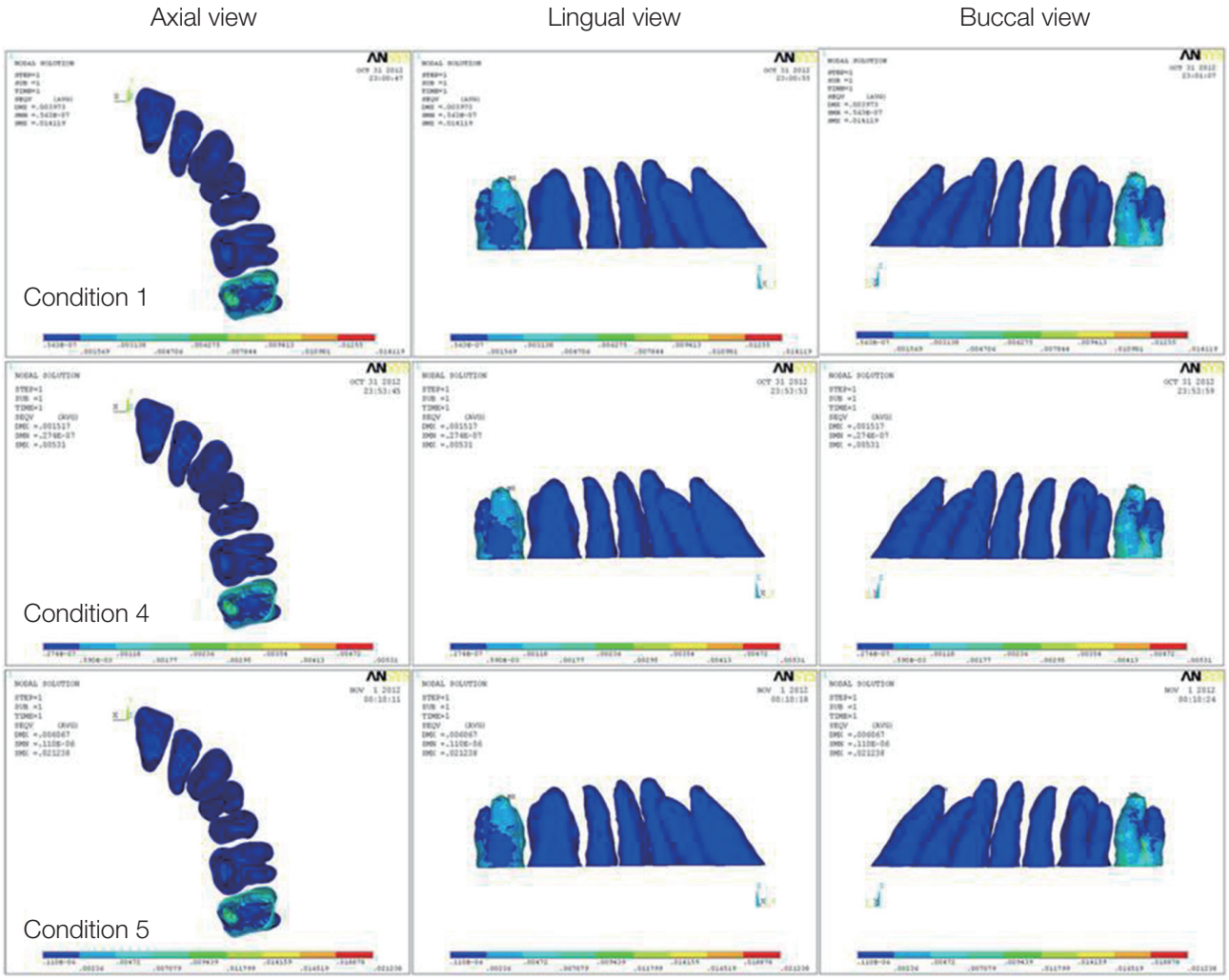


Fig. 9. The stress contour of PDL in second molar.

고찰

II급 구치관계를 개선하거나 상악 치열궁에서 발치 없이 필요한 공간을 확보하기 위해서는 상악 구치의 원심 이동이 필요하며 현재는 많은 mini-implant나 miniplate 등의 골격성 고정원을 이용한 새로운 방법들이 많이 시도되고 있다. 이전에 Byloff 등[11]은 고정원 부위가 구개골에 식립된 4개의 titanium miniscrew와 연결된 아크릴 상으로 구성된 Graz implant-supported pendulum appliance를 고안하여 기존의 장치에 골격성 고정원이 부가된 새로운 장치 디자인을 시도하였고, Keles 등[12]은 Keles slider appliance에 있는 Nance button 대신에 osseointegrated palatal implant를 적용하여 사용하였다. 그리고 Park 등[13]은 microscrew implant anchorage를 사용하여 구치 원심 이동을 시도하였고 전치부의 고정원 소실이 현저히 감소한 성공적인 원심이동을 보고하였다. 또한 Kircelli 등[14]은 bone-anchored pendulum appliance를 사용하여 구치 원심 이동을 시도해 전방 치아의 근심 이동 등의 부작용 없이 성공적으로 구치 원심 이동을 달성하였다고 보고하였다.

Mini-implant와 R-jig를 이용하는 방법은 임상에서 별도의 기공실 작업 없이 간편하게 구치 원심이동을 얻기 위해 사용될 수 있다. 본 저자는 기존의 sliding jig와 달리, main archwire를 제거하지 않고 쉽게 적용이 가능한 새로운 형태의 removable sliding jig를 고안하였으며 임상치료에서 많은 환자에서 구치를 원심 이동시키는

방법으로 사용하고 있다. 일반적으로는 0.019 × 0.025 inch SS wire를 R-jig 제작에 사용하며 진료 중 wire bending 만을 통해서 간단하게 제작할 수 있고, 무엇보다도 main archwire를 제거하지 않고도 사용이 가능하기에 임상에서 매우 편리하게 구치 원심이동이 필요한 경우에 장치를 적용하는 것이 가능하다.

힘의 체계와 치아 이동을 생역학적으로 규명하기 위하여 예전부터 photo-elasticity법, holography법, strain-gauge법, 유한요소법과 laser 반사측정법 등의 여러 가지 방법을 이용한 시도가 많이 이루어져 왔다.[20-25] 본 연구에서는 유한요소 분석법을 이용한 비교 실험을 통하여, 고정식 교정장치에 적용한 removable sliding jig와 교정용 mini-implant를 이용한 상악 구치의 원심 이동 시, 실제 임상에서 적용 가능한 여러 조건에 따라서 치아이동 양상이 어떻게 달라지는 지를 알아보고자 하였다.

R-jig의 단면 크기에 따른 Condition 1 - 3의 비교에서는, 우선 Condition 1을 포함하여 세 조건 모두 공통적으로 원심력에 따른 R-jig의 변형과 함께 제2대구치의 원심 경사 이동과 정출이 발생하였고, mesial out 회전 경향을 보였다. 그리고 전방의 제1대구치, 제2소구치, 제1소구치는 예상한 것처럼 변위가 거의 관찰되지 않았다. 이러한 결과는 후방 원심력이 제2대구치의 저항중심 근처로 알려진 furcation area 보다 치관쪽인 브라켓 높이에 적용되었기 때문으로 생각된다. 예상했던 대로 R-jig의 와이어 단면이 0.017 × 0.025 inch로 작아질 경우 jig의 변형 정도가 증가하였고 그에 따른 원심 변위량도 더 감소하였지만, 0.2%로 극히 작았고 거의 차이를 보이지 않는 수준으로 나타났다. 반대로, R-jig의 와이어 단면 크기가 0.021 × 0.025 inch로 커질 경우는 jig의 변형 정도가 감소하였고 그에 따른 원심 변위량도 더 증가하였지만, 역시 매우 미미한 차이였다.

임상적 적용 시 0.019 × 0.025 inch 크기의 SS wire를 사용하는 이유는 가능하면 두꺼운 크기의 와이어를 사용하는 것이 R-jig의 변형이 적기 때문에 유리하기 때문이다. 반대로 0.017 × 0.025 inch 크기를 사용할 경우에는 견성이 작아져서 원심력을 부여할 때 R-jig의 변형이 커지기 때문에 좋지 않아, 임상적인 측면에서 0.019 × 0.025 inch 크기의 SS wire를 이용하여 R-jig를 제작하고 있다. 이처럼 상대적으로 덜 견고한 0.017 × 0.025 inch 크기에서 더 큰 변형이 발생하면서 제2대구치의 변위 양상에 영향을 미칠 것으로 예상하였으나, 해석 결과는 아주 적은 차이를 보였다. 하지만, 와이어 단면 크기가 작아질수록 R-jig의 변형이 증가하는 것은 맞기 때문에, 임상적으로는 영향을 미칠 가능성도 배제할 수 없다. R-jig의 변형이 커지면서 제2대구치에 가해지는 힘이 감소할 뿐 아니라 힘이 적용되는 부위에 수직적 벡터를 증가시켜 제2대구치의 변위 양상에도 영향을 줄 가능성이 있으므로 R-jig를 제작 시 0.019 × 0.025 inch와 같이 일정한 두께 이상의 와이어를 이용하여야 할 것으로 생각된다. 제2대구치의 치근에서 발생하는 응력 분포 양상은 두 협측 치근 사이의 분지부와 구개측 치근의 치근첨 부위에서 응력이 집중되는 것을 볼 수 있었다. 하지만, 역시 예상했던 것과는 달리, 단면 크기에 따라서는 특이할 만한 응력 분포의 변화나 최대 등가응력값 등의 응력 수준에는 차이가 없었다.

제2대구치에 가해지는 후방력의 크기에 따른 Condition 1, 4, 5의 비교에서는, 힘의 크기를 100, 200, 400 gm으로 다르게 적용하였다. Condition 4처럼 적용된 힘이 작아질 경우 제2대구치의 원심 변위량, 원심 경사 경향, 정출 방향 수직 변위량, 그리고 mesial out rotation과 함께 외측으로 넓어지는 양상 모두 감소한 것으로 나타났다. 이는 100 gm의 힘이 제2대구치의 원심 이동이 발생하는 데 부족하다는 것을 예측해볼 수 있다. 반대로 Condition 5에서는 Condition 1에 비해서, 제2대구치의 원심 변위량, 원심 경사 경향, 정출 방향 수직 변위량, 그리고 mesial out rotation과 함께 외측으로 넓어지는 양상 모두 증가한 것으로 나타났다. 또한 Condition 1과 4에서는 전방치아들의 변위가 거의 없었던 것과는 다르게, Condition 5에서는 크지 않은 정도이긴 하지만 전방에 있는 제1대구치의 미약한 변위가 관찰되었다. 이는 상대적으로 과도한 힘이 적용됨에 따라 더 커진 R-jig의 변형과 미미한 주호선의 휨 현상에 의한 가능성을 추측해 보았다. 제2대구치의 치근에서 발생한 응력 분포 양상은 크게 다르지 않지만, Condition 1에 비해 Condition 4에서 원심 협측 치근의 구개측 치근면과 구개측 치근의 구개측 치근면, 그리고 전반적으로 원심측 치근면에서 응력 수준이 감소한 것으로 나타났다. 반대로 Condition 5는 Condition 1에 비해서 큰 응력 수준을 보였다. 최대 등가응력 값은 후방력의 크기의 증감에 따라서 비슷한 변화가 나타났다.

결론

R-jig와 교정용 mini-implant를 이용한 상악 구치의 원

심 이동 시, 실제 임상에서 적용 가능한 여러 조건에 따라서 치아이동 양상이 어떻게 달라지는 지를 알아보았다.

1. R-jig의 단면 크기에 따른 비교에서는, R-jig의 와이어 크기가 증가함에 따라 후방력에 의한 R-jig의 변형이 적게 관찰되었지만, 제2대구치의 변위량은 차이가 거의 없는 것으로 나타났다.
2. R-jig에 가해지는 후방력의 크기에 따른 비교에서는, 제2대구치에 가해지는 후방력의 크기가 증가할수록 변위량도 같이 증가하였고, 원심 경사 경향과 수직 변위량도 더 커졌다.

Acknowledgements

이 논문은 2013년도 원광대학교 숭산 학술연구기금의 지원에 의해서 연구됨.

References

1. Lima Filho RM, Lima AL, de Oliveira Ruellas AC. Longitudinal study of anteroposterior and vertical maxillary changes in skeletal class II patients treated with Kloehn cervical headgear. Angle Orthod 2003;73:187-93.
2. Bondemark L, Kurol J, Bernhold M. Repelling magnets versus superelastic nickel-titanium coils in simultaneous distal movement of maxillary first and second molars. Angle Orthod 1994;64:189-98.
3. Kalra V. The K-loop molar distalizing appliance. J Clin Orthod 1995;29:298-301.
4. Hilgers JJ. The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. J Clin Orthod 1992;26:706-14.
5. Brickman CD, Sinha PK, Nanda RS. Evaluation of the Jones jig appliance for distal molar movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:526-34.
6. Bolla E, Muratore F, Carano A, Bowman SJ. Evaluation of maxillary molar distalization with the distal jet: a comparison with other contemporary methods. Angle Orthod 2002;72:481-94.
7. Chung KR, Park YG, Ko SJ. C-Space regainer for molar distalization. J Clin Orthod 2000;34:32-9.
8. Fortini A, Lupoli M, Parri M. The first class appliance for rapid molar distalization. J Clin Orthod 1999;33:322-8.
9. Joseph AA, Butchart CJ. An evaluation of the pendulum distalizing appliance. Semin Orthod 2000;6:129-35.
10. Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, Mitani H. Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:130-8.
11. Byloff FK, Kärcher H, Clar E, Stoff F. An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 2000;15:129-37.
12. Keles A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. Angle Orthod 2003;73:471-82.
13. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. Angle Orthod 2005;75:602-9.
14. Kircelli BH, Pektaş ZO, Kircelli C. Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. Angle Orthod 2006;76:650-9.
15. Lee YI, Cha KS, Ju JW, Lee JW. Stress analysis of multiloop edgewise arch wire with various degree of tip back bend: a study using the finite element method. Korean J Orthod 2000;30:127-42.
16. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972;62:296-309.
17. 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.
18. Chung AJ, Kim US, Lee SH, Kang SS, Choi HI, Jo JH, Kim SC. The pattern of movement and stress distribution during retraction of maxillary incisors using a 3-D finite element method. Korean J Orthod 2007;37:98-113.
19. Jeong HS, Sung SJ, Moon YS, Cho YS, Lim SM. Factors influencing the axes of anterior teeth during SWA en masse sliding retraction with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element study. Korean J Orthod 2006;36:339-48.
20. Song SE, Lim SH, Yoon YJ, Kim KW. A photoelastic evaluation of stress distribution during distal movement of upper molar. Korean J Orthod 2004;34:121-29.

21. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980;77:396-409.
22. Murphy NC, de Alba JA, Chaconas SJ, Caputo AA. Experimental force analysis of the contraction utility arch wire. Am J Orthod 1982;82:411-7.
23. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth. Am J Orthod 1985;87:453-72.
24. Moss ML. The application of the finite element method to the analysis of craniofacial growth and form. Acta Morphol Neerl Scand 1985;23:337-56.
25. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91:375-84.

TADs와 R-jig를 이용한 상악 구치 원심 이동에 관한 3차원 유한요소 분석

탁명현[1], 이근영[1], 조진우[2], 지영덕[3], 조진형[1]*

[1]원광대학교 치과대학 산본치과병원 치과교정과

[2]원광대학교 치과대학 대전치과병원 통합진료과

[3]원광대학교 치과대학 산본치과병원 구강악안면외과

목적: 고정식 교정장치에서 removable sliding jig (R-jig)와 temporary anchorage devices (TADs)를 이용하여 상악 구치의 원심 이동 시 힘의 크기와 와이어의 단면 크기에 따른 치아 이동과 치조골에 미치는 효과의 차이를 유한요소방법을 통하여 분석하고자 한다.

연구 재료 및 방법: 정상적인 치아 크기와 악궁 형태를 가진 상악 치아와 상악 치조골을 3차원 형상 모델링하고, 브라켓, 교정용 호선 및 R-jig를 포함한 유한요소 모델을 제작하였다. 골격성 고정원인 mini-implant를 제2소구치와 제1대구치 사이 협측으로 주호선 기준 8 mm 상방 위치시키고, mini-implant를 직접 고정원으로 사용하여 R-jig에 후방력을 부여하였다. 주호선을 0.019 × 0.025 inch SS로 설정하고, R-jig의 와이어 단면 크기를 0.019 × 0.025 inch SS, 후방력의 크기를 200 gm, 결찰을 하지 않는 조건을 기준 조건으로 설정하였다. 그리고 R-jig의 와이어 단면 크기, 후방력의 크기를 다르게 한 조건들을 설정하여 비교하였다.

결과: R-jig의 와이어 단면 크기가 증가함에 따라 후방력에 의한 R-jig의 변형이 적게 관찰되었지만, 제2대구치의 변위량은 아주 미미한 차이를 보였다. 제2대구치에 가해지는 후방력의 크기가 증가할수록 변위량도 같이 증가하였고, 원심경사 경향과 수직 변위량도 더 커졌다.

결론: R-jig는 임상적으로 큰 부작용 없이 치아의 원심이동을 가능하게 한다.

(구강회복응용과학지 2014;30(4):265-77)

주요어: R-jig; mini-implant; 유한요소분석; 구치 원심 이동

*교신저자: 조진형

(435-040) 경기 군포시 산본동 1142 원광대학교 치과대학 산본치과병원 치과교정과

Tel: 031-390-2896 | Fax: 031-390-2778 | E-mail: jjhdent@hanmail.net

접수일: 2014년 9월 27일 | 수정일: 2014년 10월 21일 | 채택일: 2014년 11월 11일