

유한요소 모델에서 브라켓과 호선 사이의
구속 조건에 따른 치열의 변형 양상 비교

연세대학교 대학원

치 의 학 과

박 명 순

유한요소 모델에서 브라켓과 호선 사이의
구속 조건에 따른 치열의 변형 양상 비교

지도 유형 석 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

박 명 순

박명순의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2008년 12월 일

감사의 글

논문이 완성되기까지 따뜻한 배려와 함께 세심한 지도와 격려를 아끼지 않으신 유형석 지도 교수님께 진심으로 감사드리며, 귀중한 시간을 내주시어 부족한 논문을 살펴주신 이기준 교수님, 차정열 교수님, 그리고 논문 진행에 많은 조언과 충고를 해주신 유영규 교수님, 이지연 교수님께 깊이 감사드립니다. 또한 교정학을 배우고 발전할 수 있는 기회를 주신 박영철 교수님, 백형선 교수님, 황충주 교수님, 김경호 교수님, 정주령 교수님, 이정섭 교수님께 깊이 감사드립니다. 또한 국민건강보험공단 일산병원에서 배움의 기회를 주신 교수님들께 감사드립니다.

바쁜 가운데 자료 수집과 해석에 큰 도움을 주신 고정훈 선생님에게도 감사의 말씀을 드리고 싶습니다.

이 논문이 나오기까지 격려해주고 조언해주었던 의국 동기들, 선배님 및 후배님, 그리고 일산병원 교정과 외래 식구들에게도 이 자리를 빌려 감사의 마음을 전하고 싶습니다.

마지막으로 변함없이 사랑해주시고 아껴주시는 아버지, 어머니, 그리고 논문을 완성하는데 자기 일처럼 아낌없이 너무나 큰 도움을 준 형에게 이 논문을 바칩니다.

2008년 12월 저자 씀

차 례

표 및 그림 차례	iii
국문요약	iv
I. 서론	1
II. 재료 및 방법	3
1. 충생 치열 모델의 설정	3
1) 치료 방법 및 분석 부위	3
2) 배열 및 레벨링	3
3) 석고 모형 채득	3
2. 유한 요소 모델의 제작	4
1) 치아들의 좌표화 과정	4
2) 물성치	6
3) 치아, 치근막, 치조골, Ni-Ti 호선, 브라켓	6
4) 유한요소 모델링	7
5) 유한요소 해석에서의 국부 좌표	11
3. 실험 방법 및 유한 요소 해석	11
1) 호선과 브라켓의 구속 조건의 차이	11
2) 변위 하중	12
III. 연구 결과	13
1. 변위 하중 설정을 위한 가상의 변위 값	13
2. 해석 결과	14
1) 고정 지점 조건에서 브라켓에 걸리는 하중	14

2) 롤러 지점 조건에서 브라켓에 걸리는 하중	15
3) drag force on each tooth	17
4) 구속 조건 사이의 effectiveness 비교	18
 IV. 고찰	 20
 V. 결론	 24
 참고 문헌	 25
 영문 요약	 27

표 및 그림 차례

Figure 1. Intra-oral photo of the initial leveling and alignment	3
Figure 2. Setting point for tooth	5
Figure 3. Cutting line for teeth & normal degree to Y axis of tooth	5
Figure 4. Explanation of coordinate and degree	5
Table 1. Mechanical properties	6
Figure 5. Finite element model	7
Figure 6. Teeth element	8
Figure 7. Archwire element	9
Figure 8. Alveolar element	9
Figure 9. Bracket element	10
Figure 10. Ligament element	10
Figure 11. Local coordinate of finite element model	11
Table 2. Virtual displacement value of center coordinate of each tooth	13
Table 3. Load & Moment on upper left brackets at the fixed boundary condition	14
Table 4. Load & Moment on upper left brackets at the roller boundary condition	15
Figure 12. Load comparison between fixed & roller boundary condition of left side	16
Figure 13. Moment direction for anterior tooth at fixed condition	16
Table 5. Drag force on each tooth	17
Table 6. Sum of displacement of upper left tooth	18
Table 7. Effectiveness comparison between boundary conditions	19
Figure 14. Fixed & Roller boundary condition	20

국 문 요 약

유한요소 모델에서 브라켓과 호선 사이의 구속 조건에 따른 치열의 변형 양상 비교

본 연구에서는 총생 치열을 교정 치료 시 발생하는 치열의 변형 양상을 유한요소법으로 분석하였다. 브라켓과 호선 사이의 구속 조건을 고정 지점 조건과 롤러 지점 조건으로 나누어 해석한 결과를 바탕으로, 두 구속 조건의 힘과 변위 양상을 비교한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 두 구속 조건에서 drag force를 비교한 결과, 상악 제2소구치를 제외하고 롤러 지점 조건에서 모두 고정 지점 조건보다 drag force가 낮게 발생하였다.
2. 두 구속 조건에서 치료의 효율성을 비교한 결과, 상악 제2소구치를 제외한 모든 치아에서 롤러 지점 조건의 효율성이 고정 지점 조건의 효율성보다 높았다.
3. 치아에 발생하는 모멘트는 고정 지점 조건에서 모멘트가 발생하였지만, 롤러 지점 조건에서의 모멘트는 무시할 수준의 값이었다.

이상의 결론으로 전치부 총생이 심한 비발치 증례의 경우, 치열의 변형 양상은 롤러 지점 조건의 경우가 단위 힘당 치아의 이동량이 많았으며, 발생하는 모멘트가 무시할 수준으로 적었다. 임상적으로 브라켓과 호선 사이 결찰 관계를 고려할 때, 고정 지점 조건은 결찰 브라켓, 롤러 지점 조건은 자가 결찰 브라켓의 특성을 나타낸다고 가정할 수 있으며, 따라서 임상적으로 전치부 총생이 심한 비발치 증례의 경우 배열 및 레벨링은 자가 결찰 브라켓이 더 효율적이라 사료된다.

핵심 되는 말 : 총생, 유한요소법, 고정 지점 조건, 롤러 지점 조건, 자가 결찰 브라켓

유한요소 모델에서 브라켓과 호선 사이의 구속 조건에 따른 치열의 변형 양상 비교

<지도교수: 유형석>

연세대학교 대학원 치의학과

박명순

I. 서론

교정 치료에 이용되는 브라켓은 결찰의 방식에 따라 결찰 브라켓과 자가 결찰 브라켓으로 나눌 수가 있다. 1930년대 자가 결찰 브라켓이 개발되었지만¹, 가격 및 브라켓의 성능 때문에 널리 사용되지 못 하였다. 그러나 최근에 브라켓 제조 기술이 발달되어 성능이 개선되어 자가 결찰 브라켓의 사용이 점차 대중화되고 있다.

자가 결찰 브라켓은 자가 결찰부의 형태와 호선에 힘을 가하는지 여부에 따라 수동적(passive) 자가 결찰방식과 능동적(activte) 자가 결찰방식으로 나뉘게 된다.

자가 결찰 브라켓은 여러 가지 특징이 있으나, 가장 중요하게 고려해야 할 특성으로는 브라켓과 호선 사이의 마찰력이 기존의 결찰 브라켓과 비교 시 적다는 점이다.² 따라서 브라켓과 호선 사이의 활주 역학(sliding mechanics)이 유리해지게 된다.³

자가 결찰 브라켓의 이러한 특성은 특히 총생이 심한 환자의 경우에서 유리하게 작용할 수 있다. 자가 결찰 브라켓의 적은 마찰력과 변형이 적은 호선의 복원력을 이용하여 보다 편리하고 빠르게 초기 배열 및 레벨링을 가능케 한다. 이는 또한 자가 결찰 브라켓의 가장 특징적인 치료 효과이기도 하다.

그러나 자가 결찰 브라켓을 이용한 총생 해소 과정에 대한, 역학적 힘 체계의 해석은 아직 명확하게 밝혀지지 않았다. 기존에 연속 호선의 역학적 힘 체계에 대한 연구는 있었으나⁴, 자가 결찰 브라켓에서 역학적 힘 체계의 해석이 가능하다면 브라켓과 호선에 의한 치아 이동 과정을 더욱 명확하게 밝힐 수가 있게 되어 진단 및 임상에 도움이 될 것이다.

치아 및 그 주변 조직에 대한 역학적 힘 체계를 분석하는 여러 가지 방법이 있는데, 그 중 하나가 유한요소법이다. 유한요소법은 자연계에 존재하는 물리적 현상에 대한 공학적인 분석과 설계에 주로 사용된다. 실제 구조물과 하중은 여러 가정에 의하여 물리적인 현상을 표현할 수 있는 미분방정식으로 이상화(Idealization)된다. 유한요소해석은 이러한 미분방정식의 해를 찾는 여러 수학적 근사해법 중 하나이다.⁵

유한요소법에서는 컴퓨터에서 분석하고자 하는 물체를 기본 단위인 mesh를 기준으로 나눈 다음 형상화하여 모델링을 한다. 모델링 과정에서 물체를 이루고 있는 각 구조의 물리적 수치를 대입하여 실제 물체의 특성을 분석에 반영하도록 한다. 그리고 힘(force), 변위(displacement), 실험 조건에 따라 설정된 강성 매트릭스(행렬 방정식) 간의 방정식을 이용하여, 실험 조건에 따른 힘이나 변위의 변화 양상을 근사적으로 해석할 수 있게 된다. 유한요소법의 가장 큰 특징으로는 컴퓨터 상에서 시뮬레이션이 진행되기 때문에, 다양한 조건에서 여러 물체의 역학적 힘 체계 분석이 동시에 가능하다는 점을 들 수가 있다. 이러한 장점 때문에 공학 분야뿐만 아니라 치의학 분야에서도 널리 사용되고 있는 연구방법이다. 유한요소 해석이 해부학적인 특성을 적절히 반영하지 못함에도 불구하고 특히 교정학 분야에서는 치아와 그 주변 구성 요소의 힘과 변위 관계를 예측하는데 유용하기 때문에 많이 이용되고 있다.

본 연구에서는 .014" 원형 Ni-Ti 호선을 이용하여 총생 치열을 치료했을 때 발생하는 변형 양상을 유한요소법을 이용하여 브라켓과 호선 사이의 구속 조건을 달리해 알아보고, 유한요소 해석 결과를 바탕으로 자가 결찰 브라켓과 결찰 브라켓간의 변형 양상을 비교하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 재료 및 방법

1. 총생 치열 모델의 설정

1) 치료 방법 및 분석 부위

16세 남환이 총생 해소를 주소로 내원하였다. 환자는 심한 총생(ALD, $U=+7.6\text{mm}$, $L=+5.6\text{mm}$)을 가지고 있었다. 임상, 치아 모형, 방사선 검사를 통해 자가 결찰 브라켓을 이용하여 비발치 치료를 진행하기로 결정하였다. 치료는 자가 결찰 브라켓인 DAMON 3(SDS Ormco, Glendora, Calif) 브라켓을 사용하였다.

2) 배열 및 레벨링

환자의 상악 치열에 DAMON 3 브라켓을 부착하고 .014" 원형 Ni-Ti 호선을 삽입하였다. 그리고 6개월 동안 다른 종류의 호선 교체 없이 계속 같은 종류의 호선을 유지하여 초기 배열 및 레벨링을 완료하였다(Fig 1).

3) 석고 모형 채득

치료 전 환자의 상악 석고 모형을 채득하고, 6개월 후 초기 배열 및 레벨링이 완료된 환자의 상악 석고 모형을 채득하였다. 이를 바탕으로 유한요소법을 위한 모델링을 시행하였다.

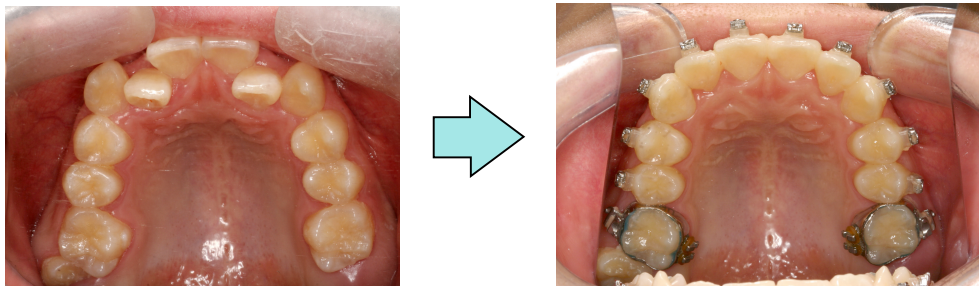


Figure 1. Intra-oral photo of the initial leveling and alignment

2. 유한요소 모델의 제작

1) 치아들의 좌표화 과정

유한요소 분석을 위해서 치아들의 좌표화 과정을 시행하였다. 교정 치료 전 상악 석고 모형의 치아 표면에 치아 이동을 대표할 수 있는 한 점을 설정한다. 이 점들은 다음의 기준으로 설정되었다(Fig 2).

·수평적 위치: 치아의 근심/원심의 중간점

·수직적 위치: 부착된 자가 결찰 브라켓 slot의 중심점으로 여겨지는 지점

계측을 위한 기준점은 상악 석고 모형의 베이스의 최후방 중심점으로 설정하였다. 이 기준점을 이용하여 버니어 캘리퍼스를 이용하여 각 치아의 대표점 위치를 계측하여 좌표화 하였다. 좌표 데이터는 (X, Y, Z)으로 표현되었으며 각각의 값들은 석고 평면의 바닥을 상방으로 놓고 정면에서 보았을 때에 다음을 의미한다.

· X value: 정면에서 보았을 때 기준점에서 Right(-)-Left(+) position

· Y value: 정면에서 보았을 때 기준점에서 Anterior(+)-Posterior(-) position

· Z value: 정면에서 보았을 때 기준점에서의 upper(-)-lower(+) position

정확한 좌표 계측을 위해서 Figure 3과 같이 치아의 대표점을 기준으로 법선 방향으로 모든 치아를 조각으로 분리하였다. 그리고 Figure 4와 같이 치아의 대표점에 수직선을 그어서, 수직선과 미리 제작한 좌표 용지와 만나는 점을 표시하였다. 이 지점은 기준점에 대하여 치아 대표점의 (X, Y) 좌표가 된다.

치아 대표점의 (Z)좌표는 치아를 조각낸 후에 기준 평면(본 연구에서는 석고 모형의 베이스와 바닥이 만나는 평면으로 설정)과 대표점의 수직 거리를 버니어 캘리퍼스로 측정하였다. 또한 기준 평면과 이루는 치아 토크를 Figure 4의 α 와 같이 측정하였고, Figure 3과 같이 치아의 법선과 Y축이 이루는 각도를 측정하였다.

한편 유한 요소 모델링 및 해석을 간략화하기 위해서 상악 치열은 좌, 우측 대칭으로 설정하였다. 그리고 앞서 설정된 (X, Y, Z) 좌표를 중심으로, 브라켓 폭의 절반(0.25mm)에 해당되는 거리만큼 떨어진 좌, 우측에 좌표를 각각 형성하여 치아에 발생하는 회전(rotation)을 반영하기로 하였다. 최종적으로 한 치아에 세 개의 지점을 설정하였다.

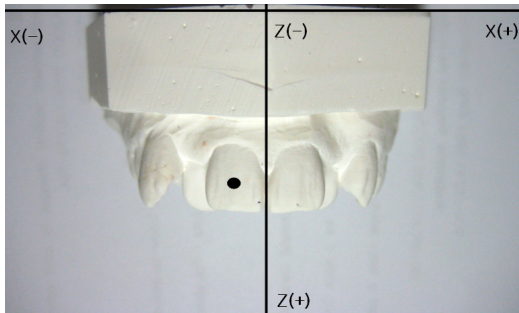


Figure 2. Setting point for tooth

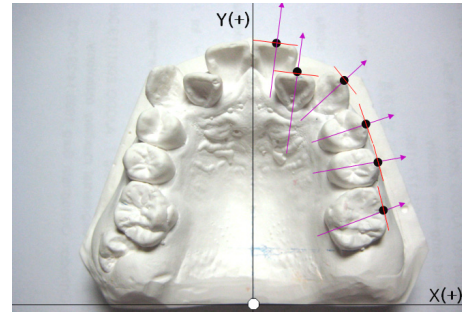


Figure 3. Cutting line for teeth & normal degree to Y axis of tooth

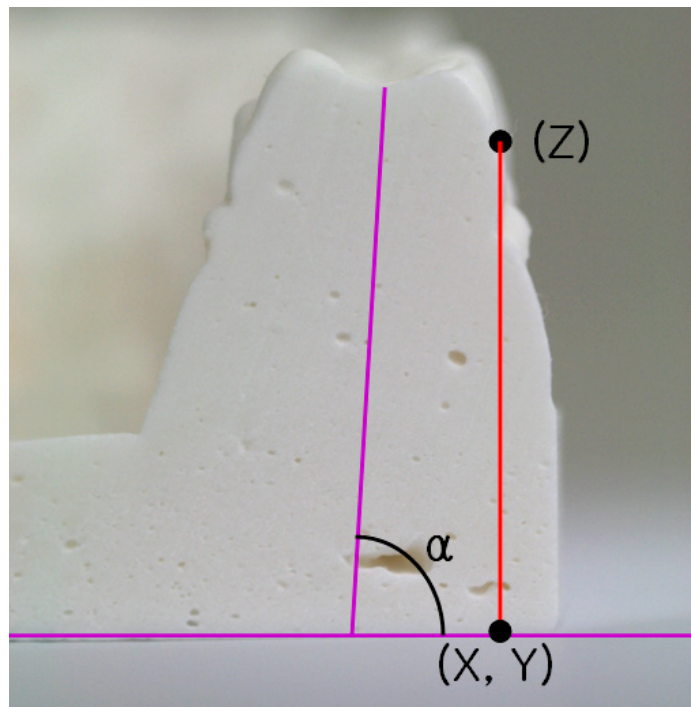


Figure 4. Explanation of coordinate and degree

- a. (X, Y, Z) coordinate b. torque to reference plane of tooth (α value)

2) 물성치

.014" 원형 Ni-Ti 호선, 치아, 치조골의 물성치는 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS(ANSYS, Canonsburg, PA, USA)에서 설정된 값과 Tanne 등⁶과 정 등⁷의 연구에서 나온 값을 이용하여 대입하였다. 그리고 각 구성요소는 등방, 등질의 선형 탄성체로 가정하여 유한요소 해석을 시행하였다(Table 1).

Table 1. Mechanical properties

	Young's modulus (kN/mm ²)	Poisson's ratio
alveolar bone	2	0.30
teeth	20	0.30
Ni-Ti	60	0.30

3) 치아, 치근막, 치조골, Ni-Ti 호선, 브라켓

치아에서 치관 부위는 실제 환자의 상악 석고 모형을 계측하여 대입하였다. 치근의 길이는 한국 사람의 평균 수치 값을 참조하였다.⁸ 최종적으로 치아와 치근막은 다음의 기준으로 설정하였다.

- 치근막: 치근을 둘러싸는 형태로 가정함.
- 치아의 형태: tapered form으로 가정함.

Ni-Ti 호선은 실제 환자에 사용된 .014" 원형 Ni-Ti 호선을 사용하였다. 브라켓은 점 요소로 표현되었고, 결찰 방식의 차이를 유한 요소 해석에 반영하였다. 한편 호선과 브라켓 사이에 발생하는 마찰은 본 연구에서 고려하지 않기로 하였다.

4) 유한요소 모델링

앞서 언급된 자료들을 바탕으로, 본 연구는 유한요소 프로그램인 Midas GEN (Kyunggi-do, Sungnam City, Korea)을 사용하여 tapered beam & frame element를 이용하여 모델링 및 탄성 해석을 시행하였다.

(1) Overview(Fig 5)

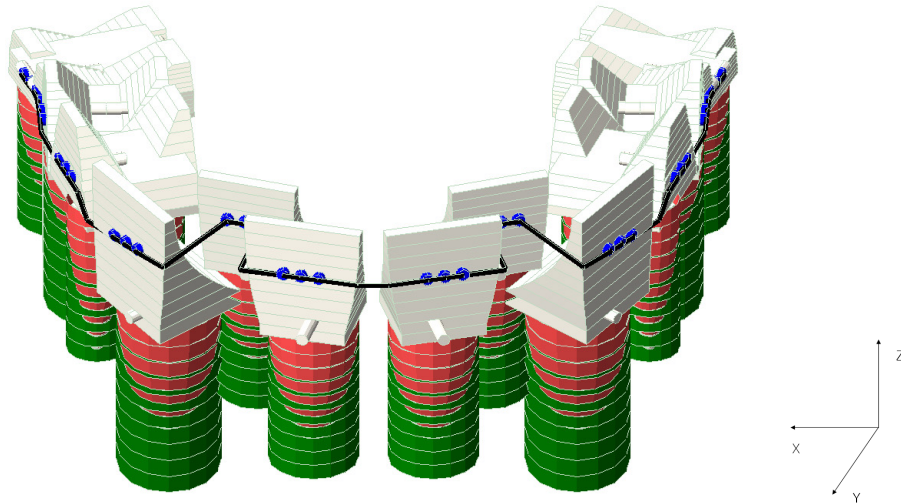


Figure 5. Finite element model

- ① Teeth (White)
- ② Archwire (Black)
- ③ Bone (Green)
- ④ Bracket (Blue)
- ⑤ Ligament (Red)

(2) Teeth (White)

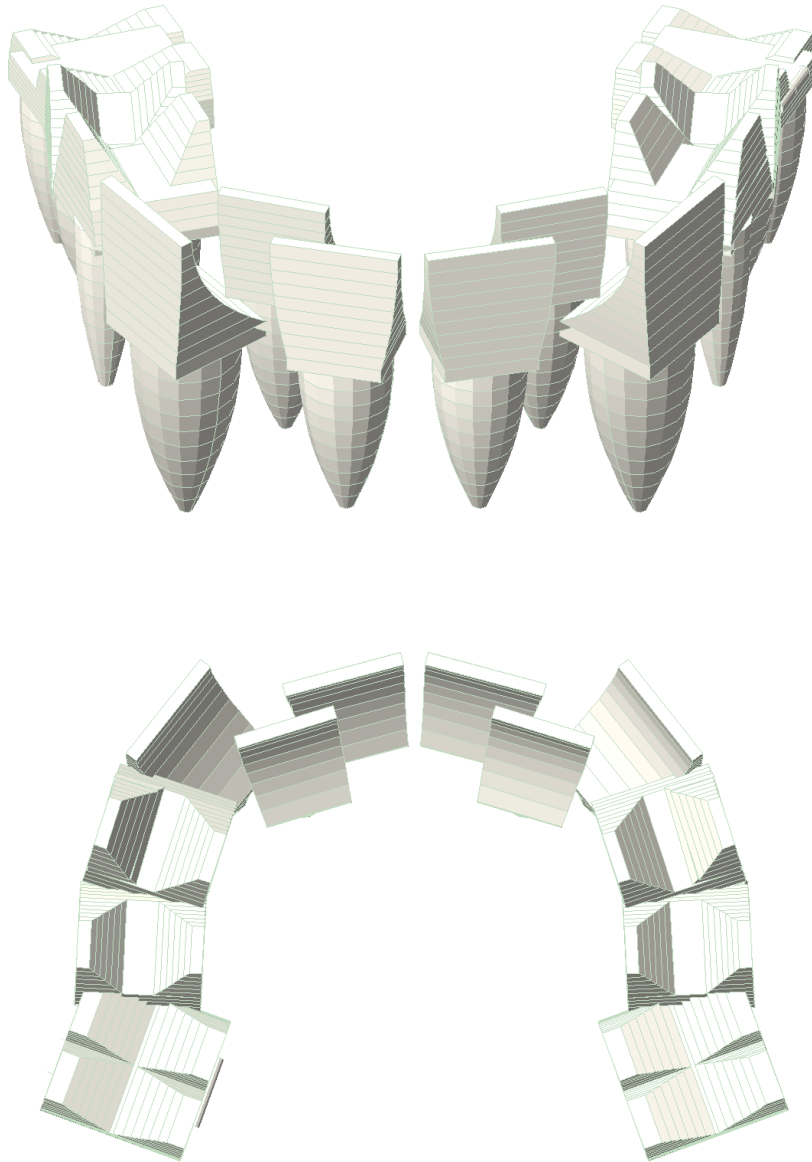


Figure 6. Teeth element

(3) Archwire(Black)

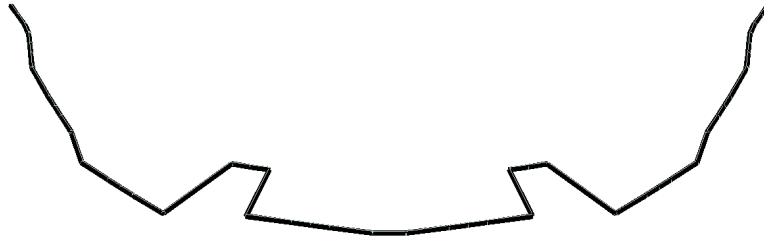


Figure 7. Archwire element

(4) Bone(Green)

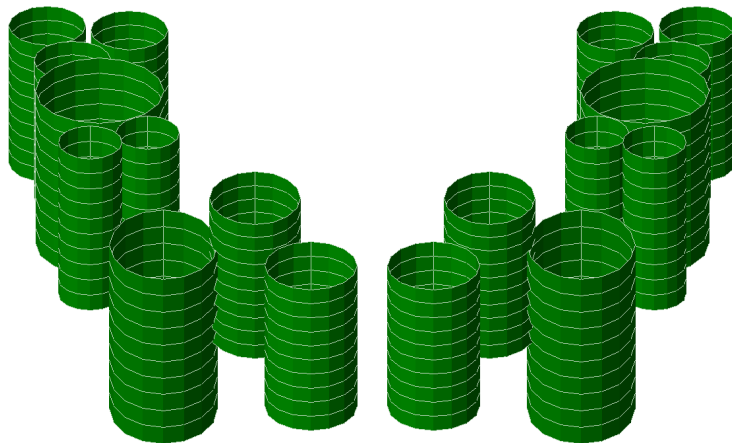


Figure 8. Alveolar element

(5) Bracket (Blue)

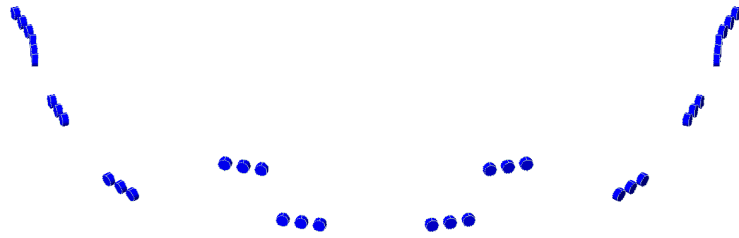


Figure 9. Bracket element

(6) Ligament (Red)

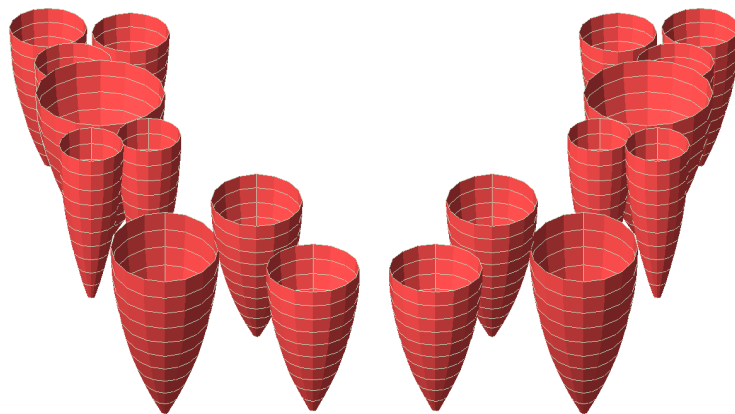


Figure 10. Ligament element

5) 유한요소 해석에서의 국부 좌표(local coordinate)

유한요소법에서는 해석을 용이하게 하기 위해서 각각의 요소마다 국부 좌표(local coordinate)가 있다. 본 연구에서는 브라켓의 위치를 치아의 법선(normal) 방향으로 보기 때문에 bracket의 하중을 국부 좌표로 보기로 하였다(Fig 11).

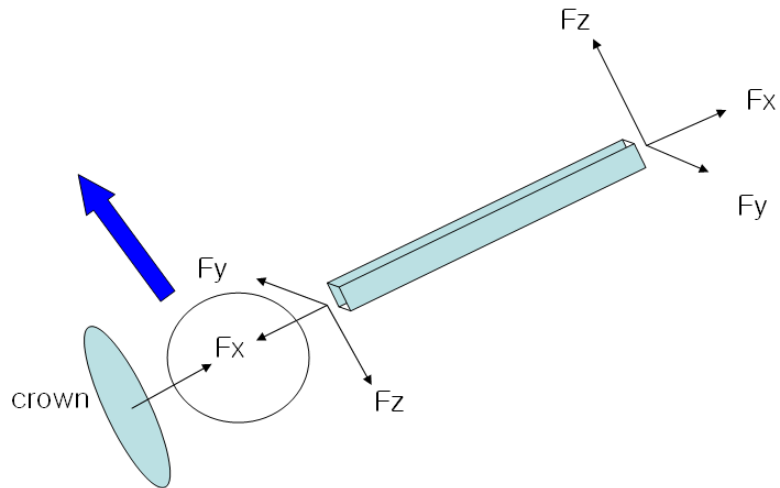


Figure 11. Local coordinate of finite element model

*Fx value: Labio-Lingual force : (+) buccal direction, (-) palatal direction

*Fy value, Fz value: shear force(lateral force)

3. 실험 방법 및 유한 요소 해석

1) 호선과 브라켓의 구속 조건의 차이

본 연구에서는 구속 조건의 차이를 두 가지로 설정하였다. 첫 번째는 호선이 브라켓의 slot에 구속되어, 호선과 브라켓이 만나는 부분이 고정 지점(fixed boundary)이 되도록 정의하기로 하였다. 두 번째는 호선이 브라켓의 slot안에서

구속되지 않도록 하여, 호선과 브라켓이 만나는 부분을 롤러 지점(roller boundary)으로 정의하기로 하였다.

2) 변위 하중(Displacement Load)

본 연구에서는 구속 조건에 따른 치열의 초기 변형 양상을 알아보기 위해서 브라켓 중심점(X, Y, Z)의 가상 목표 변위를 설정하여 브라켓에 걸리는 하중을 알아보기로 하였다. 가상의 목표 변위는 총생이 해소된 치열공이 하나의 포물선을 이룬다고 가정하여, 변위 값을 수학적으로 계산하여 설정하였다.

만약 브라켓에 하중이 적게 걸림에도 불구하고 동일한 변위를 유도 할 수 있다면, 효율이 높은 것을 의미하게 된다.

III. 연구결과

1. 변위 하중 설정을 위한 가상의 변위 값(Table 2)

Table 2. Virtual displacement value of center coordinate of each tooth(mm)
(Node: three points for each tooth)

tooth	upper left			upper right				
	Node	dX	dY	dZ	Node	dX	dY	dZ
C.I.	1161	-0.17	5.60	1.61	2161	0.17	5.60	1.61
	1162	-0.14	5.82	1.61	2162	0.14	5.82	1.61
	1163	-0.12	6.04	1.61	2163	0.12	6.04	1.61
L.I.	1261	4.14	7.88	-0.90	2261	-4.14	7.88	-0.90
	1262	3.97	7.52	-0.90	2262	-3.97	7.52	-0.90
	1263	3.81	7.16	-0.90	2263	-3.81	7.16	-0.90
C	1361	1.00	0.79	0.70	2361	-1.00	0.79	0.70
	1362	1.00	0.79	0.70	2362	-1.00	0.79	0.70
	1363	1.00	0.79	0.70	2363	-1.00	0.79	0.70
PM1	1461	1.31	-0.79	-1.47	2461	-1.31	-0.79	-1.47
	1462	1.36	-0.47	-1.47	2462	-1.36	-0.47	-1.47
	1463	1.41	-0.14	-1.47	2463	-1.41	-0.14	-1.47
PM2	1561	0.21	0.04	-1.32	2561	-0.21	0.04	-1.32
	1562	0.31	0.04	-1.32	2562	-0.31	0.04	-1.32
	1563	0.41	0.05	-1.32	2563	-0.41	0.05	-1.32
M	1661	0.16	0.05	0.48	2661	-0.16	0.05	0.48
	1662	0.08	0.03	0.48	2662	-0.08	0.03	0.48
	1663	0.00	0.00	0.48	2663	0.00	0.00	0.48

(C.I.: Central Incisor, L.I.: Lateral Incisor, C.: Canine, PM1: First Premolar, PM2: Second premolar, M: Molar)

2. 해석 결과

1) 고정 지점 조건에서 브라켓에 걸리는 하중(Table 3, Figure 12)

Table 3. Load & Moment on upper left brackets
at the fixed boundary condition(kN, 1kN=100kgf)

tooth	element	F-x	F-y	F-z	Mo.-x	Mo.-y	Mo.-z
C.I.	10101	0.251	-2.449	0.654	-0.001	0.328	-1.237
	10102	0.124	0.068	0.267	0.001	0.134	0.034
	10103	-0.030	2.580	-0.116	0.058	-0.050	1.306
L.I.	10201	0.055	-4.087	-0.069	0.019	0.002	-2.007
	10202	0.113	-0.018	0.280	-0.001	0.140	-0.009
	10203	0.226	3.974	0.474	-0.009	0.259	2.001
C	10301	-0.031	0.061	0.018	-0.019	0.015	-0.064
	10302	0.019	-0.029	0.056	0.000	0.028	-0.014
	10303	0.061	-0.024	0.100	0.005	0.050	-0.017
PM1	10401	0.061	-22.680	-0.018	0.006	-0.010	-11.310
	10402	-0.011	-0.028	0.006	0.000	0.003	-0.014
	10403	0.139	22.680	0.003	0.002	0.002	11.300
PM2	10501	0.032	-0.247	0.005	-0.007	0.003	-0.174
	10502	0.069	-0.020	-0.015	0.000	-0.008	-0.010
	10503	0.104	0.253	-0.013	-0.020	-0.003	0.125
M	10601	0.019	-0.213	0.012	-0.019	-0.003	-0.106
	10602	0.009	0.002	-0.002	0.000	-0.001	0.001
	10603	-0.001	0.216	-0.002	0.000	-0.001	0.108

(F: Force, Mo.: Moment, Fx: Labio-Lingual force, Fy & Fz: shear force)

2) 롤러 지점 조건에서 브라켓에 걸리는 하중(Table 4, Figure 12)

Table 4. Load & Moment on upper left brackets
at the roller boundary condition(kN, 1kN=100kgf)

tooth	Element	F-x	F-y	F-z	Mo.-x	Mo.-y	Mo.-z
C.I.	10101	-0.134	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10102	0.279	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10103	-0.106	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
L.I.	10201	0.070	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10202	-0.021	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10203	0.028	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
C	10301	0.015	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10302	-0.028	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10303	0.017	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
PM1	10401	0.159	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10402	-0.191	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10403	0.170	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
PM2	10501	0.066	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10502	0.069	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10503	0.076	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
M	10601	0.006	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10602	0.011	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
	10603	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

(F: Force, Mo.: Moment, Fx: Labio-Lingual force, Fy & Fz: shear force)

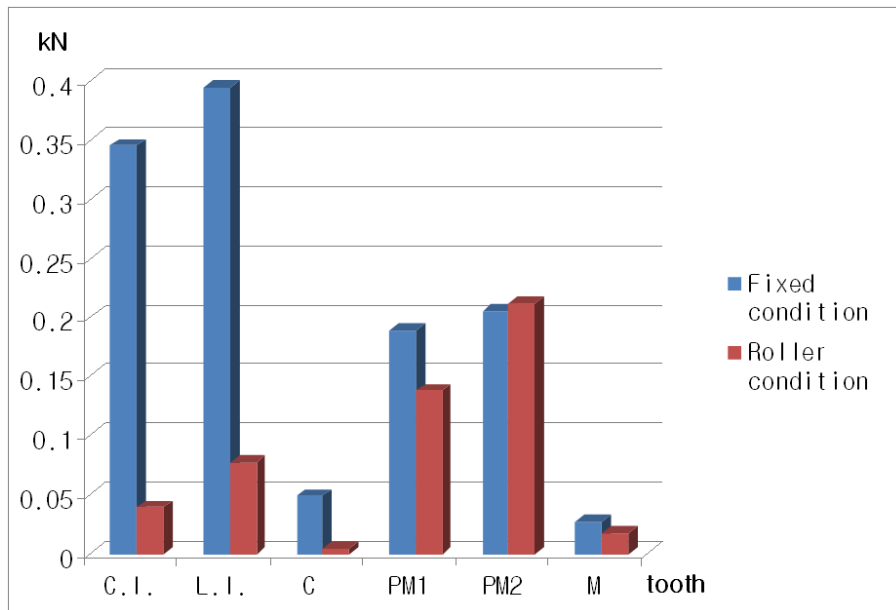


Figure 12. Load comparison between fixed & roller boundary condition of left side

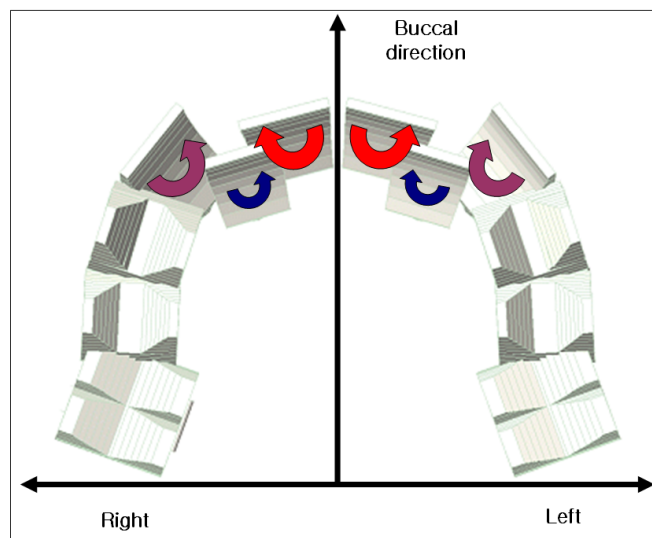


Figure 13. Moment direction for anterior tooth at fixed condition: occlusal view

3) drag force on each tooth

각 치아의 drag force는 각 치아의 세 점에서 발생하는 Labio-Lingual force를 합하여 계산하였다(Table 5)

Table 5. Drag force on each tooth(kN)

tooth	fixed boundary	roller boundary
C.I.	0.345	0.039
L.I.	0.394	0.077
C	0.048	0.004
PM1	0.188	0.138
PM2	0.205	0.211
M	0.027	0.017

각 조건에서 bracket에 발생하는 load 값 중에서 임상적으로 의미가 있는 것은 국부 좌표에서 X축에 발생하는 Labio-Lingual force이다. 이것은 치아를 순설측으로 이동시키는 힘을 의미하며, 각 치아의 세 점에서 발생하는 Labio-Lingual force의 합은 치아에 발생하는 drag force를 의미한다. drag force를 구속 조건에 따라 비교하면, 두 조건 모두 좌측과 우측의 값이 같게 나왔기 때문에 각 조건에 해당되는 값만 Table 5에 나타내었다. 상악 제2소구치를 제외한 모든 치아에서 롤러 지점 조건에서 drag force가 낮게 나왔고, 총생 치열의 이동 시 변형을 가장 많이 나타내는 상악 중절치와 측절치, 그리고 견치에서는 그 차이가 각각 약 8.8배, 5.1배, 12배의 큰 차이를 나타내었다. 또한 상악 제2소구치의 경우, 두 지점 조건 간 차이는 0.006 kN으로 역학적으로 큰 의미가 없다.

한편 모델링을 좌우 대칭으로 설정하였기 때문에 표3과 표4에서 각 지점 조건의 좌측 치열에서 발생된 힘과 모멘트 값만 나타내었다.

각 브라켓에 발생하는 모멘트는 롤러 지점 조건에서는 그 값이 0에 근사하게 나왔다. 고정 지점 조건에서는 국부 좌표 Z축의 모멘트 값은 임상적으로 치아의 회전을 반영한다. 국부 좌표 Z축의 모멘트 값이 양의 값이면 치아는 환자 정면에

서 시계 방향으로 회전, 음의 값이면 반시계 방향으로 회전하는 것을 의미한다. 상악 좌측 중절치와 상악 우측 측절치, 견치는 국부 좌표 Z축의 모멘트가 양의 값을 나타내어 시계 방향으로 회전이 발생하고, 반대로 상악 우측 중절치와 상악 좌측 측절치 및 견치는 모멘트가 음의 값을 나타내어 반시계 방향으로 회전이 발생한다. Figure 13에서는 이해를 돕기 위해 상악 치아들을 교합면에서 보았을 때 모멘트 방향을 나타내었다. 따라서 위 설명과 반대로 모멘트 방향이 표시되었다.

4) 구속 조건 사이의 effectiveness 비교

본 연구에서는 구속 조건을 달리하였을 때, 치아 이동에 있어서 구속 조건 간 효율성을 고려하기로 하고, 다음의 식을 설정하여 효율성을 계산을 해보았다.

$$\text{Effective} = \text{Sum of displacement/ Drag Force, } \text{SUM} = \sqrt{(dX^2 + dY^2 + dZ^2)}$$

발생되는 drag force당 변위 값이 크게 나온다면, 치아를 이동시키는 효율이 크다는 것을 의미한다. 따라서 앞서 설정된 브라켓 중심 좌표에서 X축, Y축, Z축에서 각각 나타나는 가상 변위(Table 2)를 이용하여, 치아의 이동량을 계산하였다(Table 6). 모델이 대칭이므로 좌측부위만 비교하기로 하였다.

Table 6. Sum of displacement of upper left tooth(mm)

tooth	dX	dY	dZ	SUM
C.I.	-0.14	5.82	1.61	6.040
L.I.	3.97	7.52	-0.9	8.551
C	1	0.79	0.7	1.454
PM1	1.36	-0.47	-1.47	2.057
PM2	0.31	0.04	-1.32	1.357
M	0.08	0.03	0.48	0.488

한편 표5과 표6의 값을 이용하여 구속 조건 간 효율성을 비교한 결과 다음의 결과가 나타났다(Table 7). 두 구속 조건 간의 효율성을 비교하였을 때, 총생 치열에서 변형이 가장 많이 발생하는 상악 중절치, 측절치, 견치의 효율성은 큰 차이를 보였고, 롤러 지점 조건이 효율성이 높게 나왔다. 반면에 상악 제1소구치, 제2소구치, 제1대구치는 두 지점 조건 사이에 차이가 적었다. 이는 롤러 지점 조건의 브라켓에서는 치아의 총생이 심한 전치부에서 적은 힘으로도 전치부의 변위 발생을 크게 발생시켜서 효율적인 치아 이동을 발생시킴을 나타낸다.

Table 7. Effectiveness comparison between boundary conditions(mm/kN)

tooth	fixed boundary(mm/kN)	roller boundary(mm/kN)
C.I.	17.500	153.695
L.I.	21.710	110.751
C	30.035	374.741
PM1	10.941	14.863
PM2	6.619	6.439
M	18.201	28.506

IV. 고찰

총생 치열의 교정 치료에서 가장 중요한 점은 공간의 재형성이다. 이를 위해서 발치나 구치부의 원심 이동, 악궁 확장 외에 다양한 방법이 고려될 수 있다. 그리고 다른 방법으로는 자가 결찰 브라켓을 이용하여 총생을 해소하는 방법이 있다. 이는 중등도 이하의 총생 치열에서 효과적으로 적용될 수가 있다.

본 연구에서는 총생 치열에서 브라켓과 호선 사이의 결찰 방식의 차이가 교정 치료 과정에서 나타나는 변형 양상을 어떻게 변화시키는 지 알아보고자 하였다. 이를 위해서 원형 Ni-Ti 호선과 브라켓간의 결찰 방식 차이점을 반영한 유한요소법을 이용하였다.

두 브라켓의 큰 차이점은 원형 Ni-Ti 호선의 play와 sliding 발생 정도 차이로 설정하였다. 자가 결찰 브라켓이 보다 큰 play와 sliding을 허용하므로⁹ 이러한 특징을 이용하여 유한요소법을 위한 모델링에서 경계 조건의 차이를 줄 수 있었다 (Fig 14).

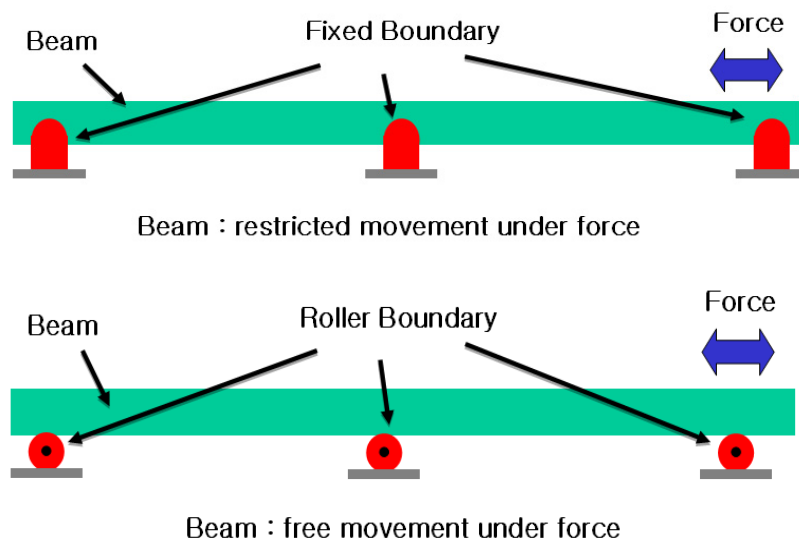


Figure 14. Fixed & Roller boundary condition

본 연구에 적용한 유한요소법은 tapered beam과 frame을 이용한 유한요소법이였다. 기존의 solid 방식의 유한요소법은 이러한 브라켓 결찰 방식의 차이를 구현할 수 없으나, tapered beam과 frame 요소를 이용한 유한요소법은 모델링에 이러한 차이를 구현할 수 있는 장점을 가졌다. 또한 solid 요소로 해석한 경우 응력으로 해석 결과가 표현되지만, beam과 frame 요소를 사용하는 경우 순수한 힘의 값으로 분석하고자 하는 모델의 변화를 표현할 수 있기 때문에 역학적 해석을 쉽게 해준다. 그러나 solid 방식과 달리 치아와 그 주변 조직을 완벽하게 해부학적으로 모델링할 수 없는 한계를 동시에 가지는 점도 고려해야 할 것이다.

본 연구에서는 유한요소 해석을 위해서 치료 후 치아들이 포물선 상에 위치하게 되는 것으로 가정하여, 이러한 포물선 위치로 치아들이 이동시 발생하는 힘을 비교하여 구속 방식에 따른 총생 치열의 변형 양상을 비교하였다. 하지만 이것은 수학적으로 포물선의 위치를 계산해서 적용하였기 때문에, 실제 환자의 치료 결과에서 나타나는 소구치와 대구치 부위의 확장 변화를 반영하는 것에는 한계가 있다.

유한 요소 해석 결과는 상악 제2소구치를 제외한 나머지 치아에서 고정 지점 조건이 롤러 지점 조건보다 drag force가 더 크게 발생되었다. 이는 같은 변위를 발생시키는데 고정 지점 조건에서 힘이 더 많이 발생됨을 의미한다. 특히 총생 해소에서 변위가 많이 발생하는 중절치, 측절치, 견치 부위의 경우 고정 지점 조건과 롤러 지점 조건 간의 차이가 작게는 5.1배, 크게는 12배까지 발생하였다. 그러나 이러한 하중의 분포는 총생의 양이나 치열의 형태에 따라 달라질 수 있을 것이고, 차후에 보다 심도 있는 연구가 필요할 것으로 사료된다.

한편 가상의 위치로 치아가 이동되어 발생한 변위 값을 절대 값으로 처리하여 drag force 당 발생한 변위를 계산하였다. 이는 각 조건의 효율성을 알아보는데 유용하다고 여겨진다. 그 결과 롤러 지점 조건에서 효율성이 크게 나타났다. 또한 상악 중절치, 측절치, 견치에서는 그 차이가 각각 8.8배, 5.1배, 12.4배 차이가 나타났다. 이는 총생 해소에서 롤러 지점 조건이 유리함을 알 수가 있었다. 한편 국부 좌표 Y, Z축에 발생하는 load는 shear force로써 이번 연구에서는 마찰을 고려하지 않고 모델링을 시행하였기에 그 유효성이 없다고 사료된다.

치아에 발생하는 모멘트는 고정 지점 조건에서는 롤러 지점 조건과 달리, 모멘트가 발생하고 있음을 확인하였다. 이는 고정 지점 조건에서는 치아 이동에 필요한 힘이 많이 요구되며, 동시에 치아 이동의 효율성을 떨어지게 만드는 역계가 발생하고 있음을 의미한다고 사료된다.

결찰 방식에 따른 구속 조건이 고정 지점 조건의 경우를 결찰 브라켓으로, 롤러 지점 조건의 경우는 자가 결찰 브라켓이라고 본다면, 자가 결찰 브라켓이 총생이 있는 전치부의 배열 및 레벨링 과정에서 효과적으로 치아를 움직인다는 것을 본 연구의 결과에서 확인할 수 있었다.

또한 연구에 따르면, 자가 결찰 브라켓이 중등도 이하의 총생 치열에 효과적인 것은 호선과의 마찰력이 낮으며^{10, 11}, 초기 치료 단계에서 모든 치아에 호선이 결찰될 수 있기 때문이라고 알려져 있다.⁴ 이는 Burstone 등이 마찰력과 derotation 간의 관계를 기술한 연구에서도 뒷받침된다.¹² 또한 초기 치료 단계에서 모든 치아에 호선이 결찰될 수 있다는 것은 그만큼 호선의 변형(deflection)을 크게 발생시킨다. 초탄성 호선인 Ni-Ti 호선의 경우 변형(deflection)이 클수록 복원력 범위 안에서 힘의 최대량(plateau of force)이 발생할 수 있으며^{13, 14}, 이는 초기 배열 및 레벨링에 유리한 역할을 하게 된다.

본 연구는 많은 조건을 통제하여 진행되었고, 실제 치아와 그 주변 조직의 해부학적 구조와 물리적 특성을 완벽하게 반영하지는 못하였다. 또한 치아의 주변 섬유 조직과 입술 등 안모의 근육의 영향을 배제한 점도 한계로 볼 수 있다. 유한요소법을 적용하는 것도 여러 가지 한계가 있다. 우선 유한요소 해석을 위한 모델링 과정에서 연구 대상의 해부학적 구조를 완벽하게 구현하는 것에 한계가 있으며, 치아와 그 주변 조직의 물리적 성질이 완전히 알려지지 않은 점도 고려해야 한다.¹⁵ 개인에 따라 해부학적, 물리적 특성의 변이가 있을 수 있고, 유한요소법의 근본적인 특징인 근사해석법이라는 점도 연구에서 고려해야 한다. 또한 브라켓의 완벽한 입체적 특징을 반영하지 못했으며, 브라켓과 호선과 마찰을 고려하지 못한 것도 한계점이다.

그러나 자가 결찰 브라켓의 변형 양상을 알 수가 있었고, 결찰 브라켓과의 역학적 차이를 비교 분석할 수 있는 모델을 제시하고, 실제 그 차이점을 알 수 있었

다. 또한 자가 결찰 브라켓의 임상적 의의에 대해서도 알 수 있었다는 점에서, 더욱 정밀한 모델을 이용하여 다양한 치열 형태에서 연구를 더욱 진행한다면 임상적으로 큰 도움이 될 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 총생 모델에서 브라켓과 호선 사이의 구속 조건에 따른 치열의 변형 양상을 분석하였다. 유한요소 해석 결과를 바탕으로 두 구속 조건의 힘과 변위 양상을 비교한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 두 구속 조건에서 drag force를 비교한 결과, 상악 제2소구치를 제외하고 롤러 지점 조건에서 모두 고정 지점 조건보다 drag force가 낮게 발생하였다.

2. 두 구속 조건에서 치료의 효율성을 비교한 결과, 상악 제2소구치를 제외한 모든 치아에서 롤러 지점 조건의 효율성이 고정 지점 조건의 효율성보다 높았다.

3. 치아에 발생하는 모멘트는 고정 지점 조건에서 모멘트가 발생하였지만, 롤러 지점 조건에서의 모멘트는 무시할 수준의 값이었다.

참고문헌

1. Stolzenberg J: The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Children* 21: 837-840, 1935.
2. Shivapuja PK, Berger J: A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106(5): 472-480, 1994.
3. N. W. T. Harradine: Current Products and Practices. Self-ligating brackets: where are we now?. *J Orthod* 30(3) : 262-273, 2003.
4. 노 준, 유영규: Continuous archwire의 force system에 대한 3차원 유한 요소법 연구: 대치교정지, 26(1): 17-32, 1996.
5. Bathe, Klaus-Jurgen: Finite element procedures, Rev. ed. Prentice Hall, 1996.
6. 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* 92(6): 499-505, 1987.
7. 정혜심, 성상진, 문윤식, 조영수, 임승민: 교정용 미니 임플란트 고정원과 SWA en masse sliding retraction 시 전치부 치축 조절 요인에 관한 유한요소해석. 대치교정지 36권 5호, 2006.
8. 김의진, 이 근우: 치아형태학. 지성출판사, 1997.
9. 백승학, 김기달, 황성진: New trend in orthodontics. 신흥인터넷내셔널, 2006.

10. Thomas S, Bernie DJ, Sherriff M: A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self ligating brackets and two types of preadjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 20(5): 589-596, 1998.
11. Pizzoni L, Raunholt G, Melsen B: Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 20(3): 485-489, 1998.
12. Koenig HA, Burstone CJ: Force systems from an ideal arch-large deflection considerations. *Angle Orthod* 59(1): 11-16, 1989.
13. Meling TR, Ødegaard J: The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod* 68(4): 357-368, 1998.
14. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ: Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: deactivation forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 119(6): 594-603, 2001.
15. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M: Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degree of bone loss by and orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104(5): 448-454, 1993.

Abstract

A comparison of alignment effect depending on the binding condition in the bracket slot using finite element analysis

Myung Soon Park

Department of Dentistry

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor **Hyung Seog Yu**, D.D.S., Ph.D.)

In this study, the alignment effect of the crowding dentition at the initial orthodontic treatment stage was analyzed by the finite element method. Based on the finite element analysis of boundary conditions between bracket and archwires which was divided into the fixed boundary condition and the roller boundary condition, there were results of the comparison of force and displacement of two boundary conditions below.

1. In the comparison of two boundary conditions, the level of drag force of the roller boundary condition was lower than the level of the fixed boundary condition except the maxillary 2nd premolar.

2. In the comparison of two boundary conditions, the level of effectiveness of the roller boundary condition was higher than the level of the fixed boundary condition except the maxillary 2nd premolar.

3. The moment of teeth was generated at fixed boundary condition, but the level of the moment of teeth at the roller boundary condition was near to 0 level.

In the non-extraction orthodontic treatment of anterior crowding dentition, the alignment effect of the crowding dentition is that the roller boundary condition shows higher effective movement(movement/unit force) and lower level of teeth moment than the fixed boundary condition. In consideration of the binding condition between brackets and archwires, it can be hypothesized the fixed boundary condition reflects the ligation bracket and the roller boundary condition reflects the self-ligation bracket. So the self-ligation bracket is clinically more effective than the ligation bracket in view of the alignment effect.

Key words : crowding, finite element method, fixed boundary condition, roller boundary condition, self-ligation bracket