유한 요소법을 이용한 설측 치아교정시 전치부 후방 견인에 관한 연구

송정한· · 허 훈* · 박현상**

Study on the Retraction of Anterior Teeth in the Lingual Orthodontics with the Three-Dimensional Finite Element Method

Jung-Han Song, Hoon Huh and Hyun-Sang Park

Key Words : Finite Element Method(유한요소법), Lingual Orthodontics(설측 치아교정), Malocclusion (부정교합 치아), Miniscrew(고정원), Tanspalatal Arch Wire(TPA 호선)

Abstract

In these days, the orthodontic surgery including lingual orthodontics has attracted a person's attention due to its functional and esthetic appreciation. The delivery of the optimal orthodontic treatment is greatly influenced by clinician's ability to predict and control the tooth movement by applying force system to dentition. The skeletal anchorage system with the miniscrew has been used recently in the lingual orthodontics to assist the anchorage control. Precise understanding of the force system produced from the various orthodontic appliances is necessary. However, the qualitative and quantitative effect of the miniscrew has not been identified well. In this paper, three dimensional finite element analysis is introduced on the lingual orthodontics to investigate the effect of anterior retraction force on the miniscrew and transpalatal arch wire. The purpose of this study is to determine the location of the miniscrew and the point of force application of the anchorage system in the lingual orthodontics. The analysis results indicate the efficient position of the miniscrew and the transpalatal arch wire in the lingual orthodontics.

1. 서 론

최근 심미성에 대한 사회적 관심 증가로 성인교정치료에 대한 수요가 증가하고 있다. 지금까지는 치료기간, 치료시의 부작용 가능성, 치료후의 안정성 및 교정장치 장착에 대한 심리적인 거부감등 여러 가지 이유로 인하여 가능한 한 성인보다는 청소년기에 치료받는 것이 선호되어져 왔으나 교정학 분야의 기술적 진보를 통해 성인교정의 한계를 극복하려는 여러 시도가 수행 중이며, 이 중 교정 장치가 치아 및 치열궁의 내부에 위치하게 되는 설측 교정에 관한 관심이 높아지고 있다.

이러한 설측 치아 교정시 역학적 효율성을 높이려는 측면에서 다양한 교정 장치 및 교정 방법의 변화에 대한 연구가 진행되고 있다. 교정치료는 다양한 재료와 다양한 기계적 장치를 생체에 적용하여 치료목적을 달성케 되므로 아에 대한 이해가 필수적이다. 따라서 생체현상을 생리, 조직학적으로 규명하려는 노력과 더불어 적용된 장치에 대한 역학적 해석이 선행되어야 하며 장치가 인체에 적용되었을 때 나타나는 생역학적 고찰은 교정학에서의 복잡한 반응을 예측하고 설명하는데 중요한 수단이 된다.

지금까지 교정학 분야에서 교정력에 의한 치아의 이동을 분석하기 위한 생 기계적 특성을 연구하는 방법에는 유한 요소법[(1)](finite element method), 광탄성법(photoelasticity method), 레이져 홀로그래

· 한국과학기술원 기계공학과 박사과정
E-mail : jhsong_me@kaist.ac.kr
TEL : (042)869-3262 FAX : (042)869-3095
* 한국과학기술원 기계공학과
** 연세대학교 치의학과

피법(laser holography), 장력 계측법 (strange gauge method) 등이 이용되어 왔다. 이들 중 유한 요소법은 모델의 형태와 크기를 실물과 거의 동일하게 재현시킬 수 있고, 서로 다른 재료로 구성된 복합체도 모형화 할 수 있으며 분할 정도에 따라 정밀한 내부 응력의 계측이 용이하고, 모델의 경계조건 변경이 상대적으로 용이하며 구조물 전체의 하중분포 뿐만 아니라 각 구성부분의 3 차원적 응력분석과 변위, 전후 상태의 동시 비교가 가능한 장점이 있어 치과연구 분야에 널리 이용되고 있다.

본 논문은 유한요소법을 이용하여 설측 교정 하에서 치아에 후방견인력이 부가되었을 경우, 후방지지에 대한 교정기의 기구학적 변화에 따른 제 1 대구치 및 고정원으로 사용되는 miniscrew 의 하중을 비교, 분석하여 교정 장치의 기구학적 효율성을 평가하고, 기존의 시술법과 비교하여 효율적인 고정원 위치 및 교정력 부가 위치를 결정하고자 하였다. 유한요소 해석을 수행하기 위하여, 건조두개골을 컴퓨터 단층촬영 (Computerized Tomogram) 한 후, 이를 3 차원적으로 재구성을 수행하였다. 이러한 재구성된 건조두개골에 대하여 상악부에 대한 유한요소 모델링을 수행하고, 경계조건을 부가하여 유한요소 해석을 수행하였다.

2. 설측 치아 교정의 유한 요소 모델링

2.1 설측 치아 교정 모델

현재 시술되고 있는 상악 치아의 설측 교정 모델의 개략도를 Fig. 1에 도시하였다. 설측 교정 과정에서 교정되는 상악 6 절치의 후방 견인 공간을 확보하기 위하여 양쪽 측절치는 발치된다. 상악 6 절치 및 대구치에 브라켓이 연결되어 있으며, 이 브라켓은 mushroom arch wire 와 연결되어 교정력을 치아에 부가한다. Tanspalatal arch wire(TPA)는 제 1 대구치의 중앙에 치열궁을 따라서 위치하게 되며

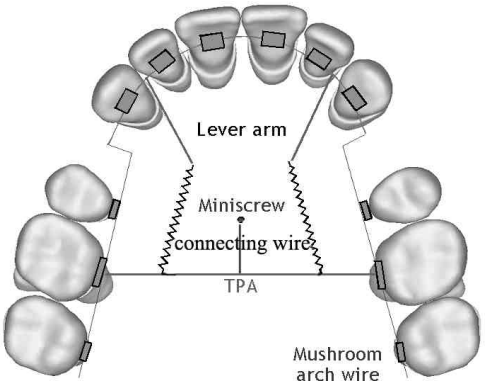


Fig. 1 Schematic diagram of the lingual orthodontics

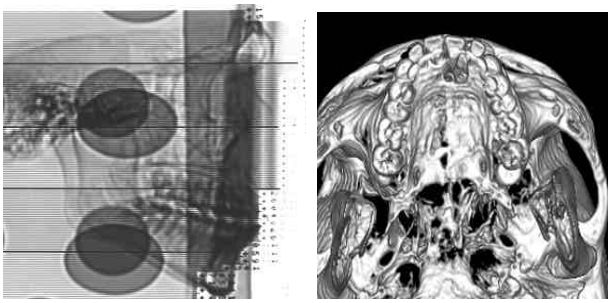


Fig. 2 Computerized tomogram and three-dimensional reconstruction of skeleton.

제 1 대구치의 브라켓과 연결되어 후방견인 시 제 1 대구치에 지지역할을 부여한다.

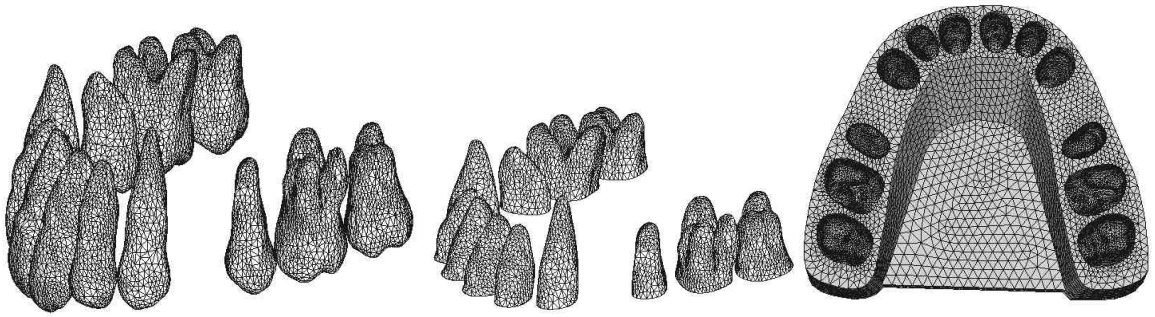
설측 교정에서 견인력은 스프링을 통하여 일반적으로 약 300 gm 정도 부가되며, 스프링의 한쪽 끝은 lever arm을 통하여 mushroom arch wire 와 연결되어 상악 6 절치가 후방 견인 되도록 하며, 다른 쪽 끝은 TPA 에 연결되어 제 1 대구치가 이러한 후방견인을 지지하도록 구성되어 있다. 제 1 대구치에 과도한 후방 견인 지지력이 작용하는 경우, 시술자의 통증으로 인한 문제가 발생하고 있기 때문에 추가적으로 miniscrew 를 고정원으로 도입하여 connecting wire 를 통하여 이러한 제 1 대구치의 후방 지지력을 분산시키도록 하고 있다.

본 논문에서는 이러한 설측 치아 교정 모델에 대하여 기존의 시술법과 비교하여 효율적인 고정원의 위치 및 교정력의 부가 위치를 결정하기 위하여 설측 치아 교정에 관한 유한요소 해석을 수행하였다.

2.2 유한요소 모델링

상악 치아에 대한 유한요소 모델링의 사실성과 정확성을 기하기 위하여 정상 건조두개골에 대한 컴퓨터 단층촬영 (Computerized Tomogram)을 시행하여 상악에 대한 모델링 작업을 수행하였다. 정상적인 건조두개골을 대상으로 상악의 교합면에서 안와 하연부위까지 Fig. 2 에 도시된 바와 같이 1mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영을 시행하여 방사선 사진을 이를 3 차원적으로 재구성하였다. 재구성된 3 차원 건조두개골에서 상악을 추출한 후, 이를 3 차원 그래픽 데이터로 변환하고 이를 이용하여 유한요소 모델링을 수행하였다.

상악골과 치아를 묘사하는데 있어서 치아의 상아질(tooth)과 이를 덮고 있는 치근막(periodontal ligament) 및 뼈대가 되는 치조골(alveolar bone)의 3 가지로 구분하여 유한요소 모델을 제작하였다. 상아질의 유한요소 모델링은 3 차원 임의의 형상을 정확하게 표현하기 위하여 3 차원 사면체 요소(tetrahedron element)를 사용하였다. 치근막의 유한



(a) (b) (c)

Fig. 3 Finite element modeling for the analysis of the lingual orthodontics: (a) tooth; (b) periodontal ligament; (c) alveolar bone

요소 모델링은 상아질의 유한요소를 기준으로 Coolidge[2]의 연구결과를 참조하여 0.25mm 의 두께를 갖도록 6 절점 프리즘요소 (6 node prism element)를 이용하여 두 층으로 모델링 하였다. 치근막을 둘러싸는 치조골은 사면체 요소를 사용하여 모델링하였다. 각각의 치아, 치근막 및 치조골에 대한 유한요소 모델은 Fig. 3 에 도시하였으며, 총 34573 개의 절점과 125564 개의 요소로 구성하였다.

2.3 설측 교정 장치의 모델링

설측 교정 장치에 도입되는 wire 는 mushroom arch wire, TPA, connecting wire, lever arm 4종류로 각각을 3 차원 beam 요소를 사용하여 모델링하였다. 각 wire 의 재료는 모두 스테인리스강으로 가정하였으며, 탄성 계수는 210 GPa, 포아송 비는 0.3 으로 가정하였다. 각 wire 의 단면 치수는 Table 1 에 정리하였다

설측 교정과정에 있어서 mushroom arch wire 는 브라켓을 통하여 치아에 교정력을 부가하게 된다. 이러한 브라켓을 대신하여 mushroom arch wire 에 의해 치아에 전달되는 교정력을 정확히 표현하기 위해서 mushroom arch wire 가 치아에 적용되는 부위의 절점들을 택하여 여기에 가성의 beam element 를 추가하고 이를 이루는 점들이 하나의 unit 로 치아에 적용하게 하였다. 이와 같이 가상의 절점들을 부가함으로써 브라켓과 치아 사이에 강체운동에 관한 구속조건이 이루어지도록 하였다. 그리고 mushroom arch wire 중에서 상악 6 전치를 제외한 부분은 실제 브라켓 사이로 미끌어짐이 이루어지게 된다. 따라서 mushroom arch wire 중 이에 해당되는 각 절점들의 변위에 미끌림 경계조건을 부가하였다.

Table 1 Dimension of wires for lingual orthodontics

Wire	Dimension
Mushroom arch wire	0.018" × 0.025"
TPA	φ 0.9 mm
Connecting wire	φ 0.7 mm
Lever arm	0.018" × 0.025"

2.4 물성치 부여 및 좌표계 설정

일반적으로 유한요소 해석은 대상 재료의 물성치에 따라 정확성이 차이가 난다. 본 연구에서는 교정력이라는 약한 힘이 부가되는 경우이기 때문에 상아질, 치조골 및 치근막은 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하였으며, 탄성 계수와 포와송 비는 Tanne[3] 의 연구를 참조하여 Table 2 에서와 같이 적용하였다.

상악 치아의 좌표계는 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 잡고 X 축을 근 원심

Table 2 Mechanical properties of each materials

Material	Young's modulus (kg/mm^2)	Poisson's ratio
Tooth	2.0×10^3	0.3
Periodontal ligament	6.8×10^{-2}	0.49
Alveolar bone	1.4×10^3	0.3

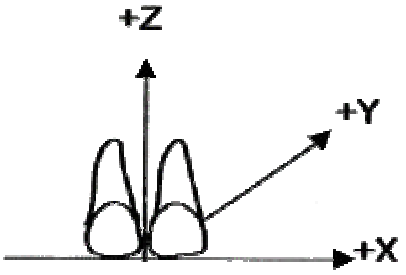


Fig. 4 Definition of the reference coordinate.

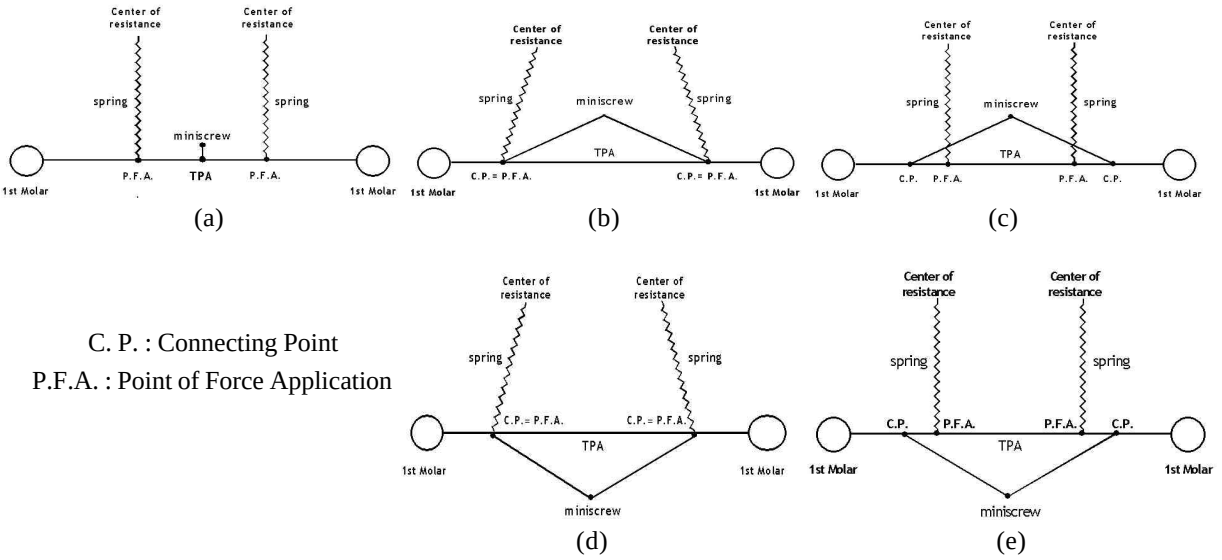


Fig. 5 Schematic diagrams of lingual orthodontic model for finite element analysis: (a) reference model; (b) model Ⅰ; (c) model Ⅱ; (d) model Ⅲ; (e) model Ⅳ

방향, Y 축을 후방 축 방향, Z 축을 상하 방향으로 하였다. 즉, Fig. 4 에 도시된 오른 쪽 방향을 +X, 후방 방향을 +Y, 상방 방향을 +Z 로 설정하였다. 이와 반대방향은 -로 표시하였다. 이 전체 좌표계는 각 치아의 좌표를 설정하는데 사용하였고, 각 치아의 모델링 후 각 치아의 좌표를 전체 좌표로 변환하여 전체 좌표계 내에서 치아를 재배열하였다.

3. 유한 요소 해석

본 연구의 목적은 유한요소법을 이용하여 설측 교정과정에서 후방 견인력이 가해질 때 후방 견인력의 작용점 위치, 고정원인 miniscrew 의 위치의 변화의 영향을 살펴보는 데 있다. 이를 위하여 본 연구에서는 현재 임상에서 시술되는 모델을 기준 모델로 결정하고 작용점의 위치 및 고정원의 위치를 변화시킨 4 가지의 해석모델을 결정하여 유한요소 해석을 수행하였다.

Fig. 5 에 도시된 기준 모델은 스프링에 의한 후방 견인력이 제 1 대구치와 TPA 의 연결점에서 TPA 를 따라 16 mm 위치에서 스프링을 통해 TPA 로 적용되며 miniscrew 가 TPA 중앙의 전방 3 mm 부분에 고정되어 견인력을 지지한다.

Model Ⅰ은 miniscrew 의 위치와 connecting wire 의 변화에 따른 miniscrew 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 miniscrew 의 위치를 기준 모델과 비교하여 전방방향으로 3 mm 이동시킨 경우에 해당한다. 즉 miniscrew 는 TPA 의 중앙을 기준으로 해석좌표계 상에서 전방방향으로 6 mm 앞에 위치하게 되며, 후방견인력이 적용되는 적용점과 miniscrew 을 connecting wire 로 고정하였다..

Model Ⅱ는 후방견인력 적용점의 위치 변화에 따른 miniscrew 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 후방 견인력 적용점 위치를 model Ⅰ과 비교하여 3 mm 만큼 TPA 의 중심방향으로 이동하여 결정하였다. 그리고 miniscrew 의 위치 및 connecting wire 의 위치는 model Ⅰ와 동일하도록 하였다.

Model Ⅲ는 기존 모델과 비교하여 miniscrew 의 위치를 후방 방향으로 TPA 뒤쪽에 위치하도록 결정하였다. 즉 model Ⅰ 및 model Ⅱ와 대칭적으로 miniscrew 가 TPA 후방 6 mm 에 위치하게 되며 후방 견인력이 적용되는 적용점은 model Ⅰ과 동일하다.

Model Ⅳ는 miniscrew 가 TPA 뒤쪽 6 mm 에 위치한 경우로 후방견인력의 적용점의 위치 변화에 따른 miniscrew 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 Model Ⅱ와 동일하게 하중 작용점의 위치를 변경하여 결정하였다. Model Ⅳ를 후방 견인의 지지에 대한 기구학적 측면에서 살펴보면, 제 1 대구치 및 miniscrew 에서의 지지에 대한 메커니즘은 model Ⅲ와 같지만 견인력의 방향이 다르며, model Ⅱ와 비교하여 볼 때 견인력의 방향은 같지만 miniscrew 의 위치가 TPA 기준으로 전후 방향으로 다르게 위치하기 때문에 기구학적 메커니즘이 차이가 있다. 따라서 model Ⅳ는 model Ⅲ와

Table 3 Analysis results for the reaction force on the TPA ends and miniscrew

Model	Measured Point	Reaction Force (X-direction)	Increment to the ref.	Reaction Force (Y-direction)	Increment to the ref.	Reaction Force (Z-direction)	Increment to the ref.
Reference	TPA end 1	-42.26 gm	•	114.48 gm	•	-54.62 gm	•
	TPA end 2	39.81 gm	•	446.31 gm	•	-54.95 gm	•
	miniscrew	-5.57 gm	•	303.02 gm	•	27.63 gm	•
Model Ⅰ	TPA end 1	-76.50 gm	81.0 %	23.56 gm	-79.4 %	-115.48 gm	111.5 %
	TPA end 2	77.43 gm	94.5 %	28.06 gm	-75.9 %	-114.21 gm	107.8 %
	miniscrew	-8.32 gm	49.4 %	482.19 gm	59.2 %	147.79 gm	434.9 %
ModelⅡ	TPA end 1	-123.12 gm	193.1 %	-23.58 gm	-79.4 %	-155.81 gm	185.2 %
	TPA end 2	120.32 gm	202.2 %	-18.86 gm	-83.8 %	-152.22 gm	176.9 %
	miniscrew	-10.4 1gm	87.2 %	591.21 gm	95.1 %	134.13 gm	385.3 %
ModelⅢ	TPA end 1	-90.96 gm	115.2 %	28.03 gm	-75.5 %	- 14.31 gm	-73.8 %
	TPA end 2	87.93 gm	120.9 %	28.25 gm	-75.7 %	-14.62 gm	-73.4 %
	miniscrew	-6.21 gm	11.6 %	477.52 gm	57.6 %	110.88 gm	301.5 %
ModelⅣ	TPA end 1	-63.82 gm	51.0 %	-30.96 gm	-73.0 %	-16.25 gm	-70.2 %
	TPA end 2	61.20 gm	53.7 %	-30.02 gm	-74.2 %	-15.58 gm	-71.6 %
	miniscrew	-5.01 gm	-10. 0 %	609.4 gm	101.1 %	142.02 gm	413.9 %

비교하여, 후방 견인력이 적용될 때 같은 기구학적 견인에 대한 지지 메커니즘에서 지지력의 방향을 변화시켜 제 1 대구치에 작용하는 하중을 miniscrew 가 얼마나 줄여주는가를 조사하는데 있으며, modelⅡ와 비교하여 같은 하중 적용 방향에 대하여 miniscrew 의 위치 변화에 따른 효과를 분석하도록 결정하였다.

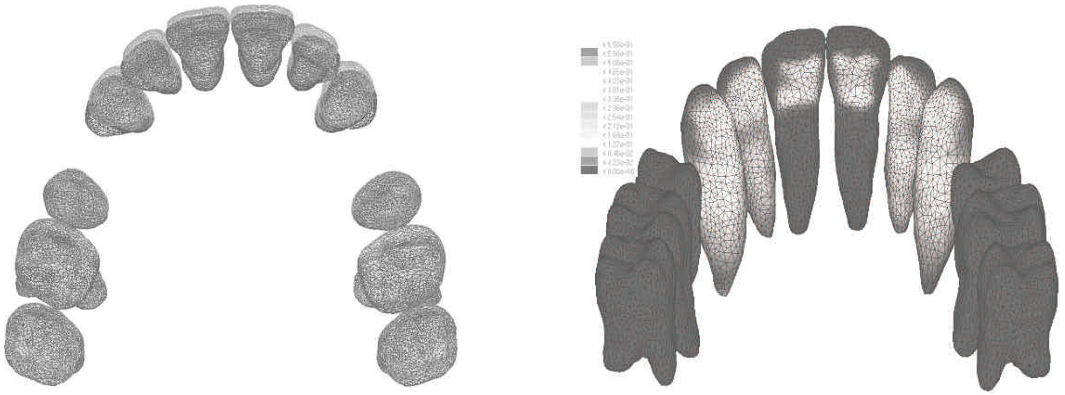
4. 유한 요소 해석 결과

본 논문은 유한요소법을 이용하여 설측 교정 하에서 치아에 후방견인력이 부가되었을 경우, 교정장치의 후방 지지에 대한 기구학적 메커니즘 변화에 따른 제 1 대구치 및 miniscrew 에 작용하는 하중을 비교, 분석하여 기존의 시술법과 비교하였다. 설측 교정과정에서 교정력에 의하여 제 1 대구치와 연결된 TPA 의 양 끝 단 및 miniscrew 에서 발생하는 반력은 벡터 성분으로 좌표계에 따른 크기와 방향을 갖게 된다. 본 논문에서는 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 잡고 X 축을 근원심 방향, Y 축을 전후방 축 방향, Z 축을 상하방향으로 하였다. 즉, 정면에서 바라보는 경우에 대하여 오른쪽 방향을 +X, 후방 방향을 +Y, 상방향을 +Z 로 설정하였다. 이와 반대방향은 -로 표시하였다. 이러한 좌표계에 대하여 기존 시술법을 기준 모델로 결정하고 앞 장의 Fig. 5 에 도시된 모델에 대하여 TPA 의 양 끝단 및 miniscrew 에서 발생하는 계산하여 Table 3 에 도시하였다.

실제 설측 교정과정에서 교정이 되는 상악 6 절치는 본 논문에서 정의한 +Y 방향으로 이동하게 되며 이러한 이동을 제 1 대구치와 miniscrew 가 지지하게 되며, 제 1 대구치에 작용하는 힘을 miniscrew 쪽으로 많이 분산 시킬수록 우수한 교정 성능을 얻게 된다. 그리고 제 1 대구치는 앞으로 넘어가는 방향으로 힘이 작용하는 경우에 교정량의 정확도에서 문제가 발생하기 때문에 뒤쪽으로 기우는 방향으로 힘이 작용할수록 교정 성능이 우수하다.

현재 시술되는 기준 모델과 4 개의 해석 모델에 대하여 비교하여 보면, TPA 의 양 끝단에 작용하는 Y 방향의 반력은 4 개의 해석 모델에서 모두 기준 모델보다 감소하는 양상을 보이며, 이와 반대로 miniscrew 에는 기준 모델보다 더 큰 반력이 4 개의 해석 모델에서 나타나고 있다. 이는 해석 모델 모두 제 1 대구치에 작용하는 하중은 감소하며 이를 대신하여, miniscrew 가 더 많은 하중 지지를 하고 있다는 사실을 나타낸다. 특히 modelⅢ 및 modelⅣ에서는 TPA 의 양 끝단에 걸리는 반력이 음의 값을 갖는데, 이는 이 두 모델에서는 제 1 대구치가 후방으로 기우는 힘이 작용함을 나타낸다. 이러한 결과는 modelⅢ 및 modelⅣ에서는 하중 적용점이 TPA 의 중앙부로 이동하여 결과적으로 치조골의 측면부가 아닌 치조골의 바닥부로 하중이 변화하였기 때문이다.

제 1 대구치의 좌우 방향인 X 축 방향의 반력은 4 개의 해석 모델에서 기준 모델보다 증가한 양상



(a) (b)

Fig. 6 Analysis result of the CASE IV model for lingual orthodontics: (a) deformed shape (b)distribution of von Mises stress in teeth.

을 보인다. 이는 기준 모델과 비교하여 해석모델들이 중앙에서 멀어져 양쪽에서 고정되어 TPA 와 miniscrew 를 연결하는 connecting wire 가 각도를 이루게 되므로 connecting wire 로 전달되는 하중의 x 방향 성분으로 인하여 제 1 대구치의 x 축 방향의 반력이 커지게 된다. 이 중 modelⅣ의 반력이 상대적으로 가장 작게 증가하는 양상을 보이는데 기존 모델과 비교하여 20gm정도로 증가량이 미미하다.

상하 방향인 Z 방향 반력을 살펴보면, modelⅠ과 modelⅡ는 Z 방향의 반력이 100% 이상 증가하였다. 이와 반대로 miniscrew 가 TPA 의 후방부에 위치한 modelⅢ 및 modelⅣ는 제 1 대구치에 작용하는 하중이 70% 이상 감소하는 결과를 얻었다. 이러한 결과는 modelⅠ및 modelⅡ와 같이 TPA 의 앞쪽에 miniscrew 가 위치하여 하중을 지지하는 경우, 후방견인력에 의하여 Z 축 방향으로 함몰되어 가며 지지를 하고 있으며 miniscrew 가 TPA 뒤쪽에 위치한 modelⅢ 및 modelⅣ는 이러한 함몰을 후방부에 위치한 miniscrew 가 지지하여 결국 제 1 대구치에 작용하는 Z 방향 하중을 감소하고 있기 때문이다.

이상의 유한요소 해석 결과를 통하여 교정학적 측면에서 본 논문의 modelⅣ가 기존 모델과 비교하여 교정 장치의 기구학적 메커니즘이 가장 좋다고 평가된다. modelⅣ 모델에서 치아 상아질의 교정 변위와 응력을 Fig. 6에 도시하였다. 교정 변위의 경우, 실제 10-4mm 정도 발생하기 때문에 10 배로 확대하여 모사하였다. 상악 6 절치가 교정 과정에서 후방으로 견인되고 있음을 살펴볼 수 있으며, 응력분포는 상악 6 절치의 브라켓 연결 부위 및 발치 부위로 이동하는 양 쪽 측절치에서 상대적으로 크게 발생하고 있다.

5. 결 론

본 논문은 유한요소법을 이용하여 설측 교정 하에서 치아에 후방견인력이 부가되었을 경우, 후방지지에 대한 교정기의 기구학적 변화에 따른 제 1 대구치 및 고정원으로 사용되는 miniscrew 의 하중을 비교, 분석하여 교정 장치의 기구학적 효율성을 평가하고, 기존의 시술법과 비교하여 효율적인 고정원 위치 및 교정력 부가 위치를 결정하고자 하였다. 건조두개골을 대상으로 상악의 교합면에서 안와하연 부위까지 1mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영을 시행하여 얻은 3 차원 영상을 가지고 상악의 3 차원 유한 요소 모델을 제작하였으며 전치부의 후방견인력을 300gm으로 부가하여 유한요소 해석을 수행하였다. 해석 결과 Miniscrew 가 TPA 의 후방에 위치하고, 연결점의 안쪽에서 견인할 경우가 제 1 대구치의 하중이 가장 작게 나타났으며 miniscrew 의 하중은 가장 크게 나타나 교정 성능이 우수한 것으로 평가되었다.

참고문헌

(1) 주진원, 허경헌, 차경석, 2000, “치아교정의 역학적 해석을 위한 유한요소 모델링 및 치아의 거동해석,” 대한기계학회 논문집 A 권, 제 24 권, 제 4 호, pp. 907~915

(2) Coolidge, E. D., 1937, “ The Thickness of the Human Periodontal Membrane,” J. Am. Dent. Assoc., Vol. 24, pp. 1260~1270

(3) Tanne, K., Sakuad, M and Burstone, C. J., 1987, “Three-Dimensional Finite Element Analysis for Stress in the Periodontal Tissue by Orthodontic Force,” Am J. Orthod., Vol. 92, pp. 499~505