

유한요소법을 이용한 설측 치아교정시 전치부 후방견인에 관한 연구

송정한[†] · 허 훈^{*} · 박현상^{**}

(2004년 3월 9일 접수, 2004년 6월 8일 심사완료)

Study on the Retraction of Anterior Teeth for 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(고정나사), Transpalatal Arch Wire(TPA 호선)

Abstract

The orthodontic surgery including lingual orthodontics has recently attracted a person's attention due to its functional and esthetic appreciation. The skeletal anchorage with the miniscrew is newly adopted in the lingual orthodontics to assist the upholding ability. The application needs to understand the mechanism of the orthodontic appliance and its related orthodontic correction for optimal orthodontic treatment. There is, however, few information about the qualitative and quantitative effect of the orthodontic appliance with the miniscrew has not been well identified. In this paper, three dimensional finite element analysis is introduced to the lingual orthodontics in order to investigate the effect of the anterior retraction force on the miniscrew and transpalatal arch wire. The analysis determines the adequate location of the miniscrew and the point of force application of the anchorage system in the lingual orthodontics. The analysis results demonstrate the effect of the position of the miniscrew and the transpalatal arch wire on the lingual orthodontics.

1. 서 론

치아 교정은 교정장치를 통하여 치아 및 주위조직에 외력을 가하여 원하는 위치로 치아를 재배치하고 성장이 완료될 때까지 좋은 교합을 유지시키는 기술이다. 특히 최근들어 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

선후되어 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.

치아 교정시 최선의 교정 치료를 위하여는 최적의 교정력을 치아에 가하여 치아 주위조직에 큰 위해 없이 정확한 치아의 이동을 예측하고 조절할 수 있어야 한다. 이러한 교정 치료는 다양한 재료와 다양한 기계적 장치를 생체에 적용하여 치료목적을 달성케 하므로 이에 대한 이해가 필수적이다. 따라서 교정 과정에서의 생체현상을 생리학적, 조직학적으로 규명하려는 노력과 더불어 적용된 장치에 대한 역학적 해석이 선행되어야 하며 장치가 인체에 적용되었을 때 나타나는 생체 역학적 고찰은 교정학에서의 복잡한 반응을 예측하고 설명하는데 중요한 수단이 된다. 이러한 설측 치아 교정

[†] 책임저자, 회원, 한국과학기술원 대학원 기계공학과
E-mail : jhsong_me@kaist.ac.kr

TEL : (042)869-3262 FAX : (042)869-3095

^{*} 회원, 한국과학기술원 기계공학과

^{**} 연세대학교 치의학과

시 역학적 효율성을 높이려는 측면에서 다양한 교정 장치 및 교정 방법의 변화에 대한 연구가 진행되고 있다.

현재 사용되고 있는 교정력 적용 방법은 정확한 응력 분포나 조직 반응을 고려하지 못하고 임상적 경험에 바탕을 두고 치료를 행하는 부분도 없지 않으나 최근들어 과학적인 자료에 기본을 두고 시술하려는 노력이 진행중이다. 지금까지 교정학 분야에서 교정력에 의한 치아의 이동을 분석하기 위한 생체 기계적 특성을 연구하는 방법에는 광탄성법⁽¹⁾ (photoelasticity method), 레이저 홀로그래피법⁽²⁾ (laser holography), 장력 계측법⁽³⁾ (strange gauge method), 유한 요소법 (finite element method) 등이 이용되어 왔다. 이를 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 용이하다. 또한 유한요소 모델의 경계 조건 변경이 상대적으로 용이하며 구조물 전체의 하중 분포뿐 만 아니라 각 구성부분의 삼차원적 응력분석과 변위, 전후 상태의 동시 비교가 가능한 장점이 있어 교정 치료 분야에 이용되고 있다.⁽⁴⁾ 그러나 현재까지의 연구에 있어서 대부분 부정교합치가 아닌 표준치아를 이용하여 부정교합 모델을 나타내고 있으며, 치아 전체의 유한요소 모델링에 많은 시간과 노력이 필요하기 때문에 특정 치아만 모델링 한 후 대칭성을 이용하여 사용하거나 치아만 모델링하여 사용하고 있다. 그러나 실제 치아 교정은 치아가 치조골내에 구속되어 있는 물체이기 때문에, 해석의 정확성을 높이기 위하여는 부정교합 치아 모델외에 추가적으로 골조직에 대한 고려가 필수적이다.

본 논문에서는 부정교합 치아의 상악골과 치아에 대하여 유한요소 모델링을 수행하고 이를 실제 설측 치아 교정모델에 적용하여, 치아에 후방견인력이 부가되었을 경우 교정 장치의 기구학적 메커니즘을 변화시켜 유한요소 해석을 수행하였다. 이를 통하여 설측 치아 교정 장치의 기구학적 효율성을 평가하고, 기존의 시술법과 비교하여 효율적인 고정원 위치 및 교정력 부가 위치를 결정하고자 하였다.

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 여섯절치의 후방견인공간을

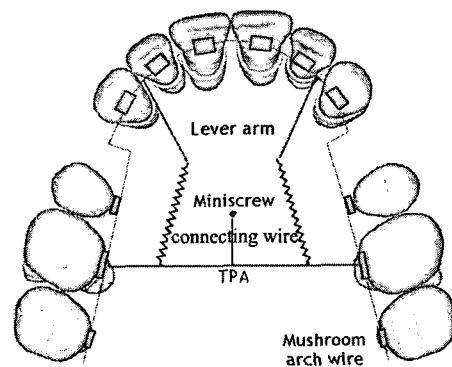


Fig. 1 Schematic diagram of the lingual orthodontics

확보하기 위하여 양쪽 측절치는 발치된다. 상악 여섯절치 및 대구치에 브라켓이 연결되어 있으며, 이 브라켓은 버섯형 호선(mushroom arch wire)과 연결되어 교정력을 치아에 부가한다. 구개연결 호선 (Transpalatal arch wire: TPA)은 제 1 대구치의 중앙에 치열궁을 따라서 위치하게 되며, 제 1 대구치의 브라켓과 연결되어 후방견인 시 제 1 대구치에 지지역 할을 부여한다.

설측 교정에서 견인력은 스프링을 통하여 일반적으로 약 300 그램 정도 부가되며, 스프링의 한 쪽 끝은 지레 팔(lever arm)을 통하여 버섯형 호선과 연결되어 상악 여섯절치가 후방견인 되도록 하며, 다른 쪽 끝은 TPA에 연결되어 제 1 대구치가 이러한 후방견인을 지지하도록 구성되어 있다. 제 1 대구치에 과도한 후방견인 지지력이 작용하는 경우, 시술자의 통증으로 인한 문제가 발생하고 있기 때문에 추가적으로 소형나사(miniscrew)를 고정원으로 도입하여 연결 호선(connecting wire)을 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 치아 상아질의 유한요소 모델링

상악 치아에 대한 유한요소 모델링의 사실성과 정확성을 기하기 위하여 Fig. 2의 과정으로 모델링 작업을 수행하였다. 정상적인 전조두개골을 대상으로 상악의 교합면에서 안와 하연부위까지 Fig 3에 도시된 바와 같이 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomogram)을 시행하였다. 이러한 단층 촬영 사진을 V-works (CyberMed, Inc.)를 이용하여 Fig. 4와 같이 삼차원적으로 구성하였다.

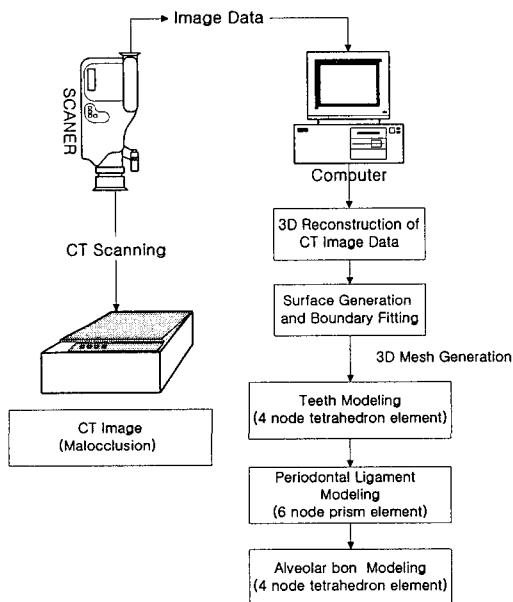


Fig. 2 Procedure of the finite element modeling

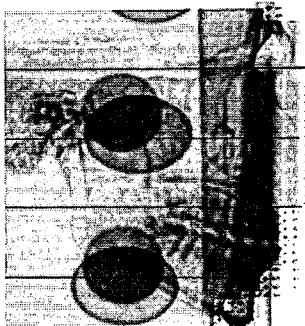


Fig. 3 Computerized tomogram of skeleton



Fig. 4 Three-dimensional reconstruction

재구성된 삼차원 건조두개골에서 상악을 추출한 후, 상악의 해부학적 구조를 V-works 내에서 외각선을 추적하고 외각 경계선을 통하여 표면 데이터를 일반적인 IGES 형식으로 변환하였다. 이와 같이 변환된 IGES 형식의 삼차원 형상 데이터를 유

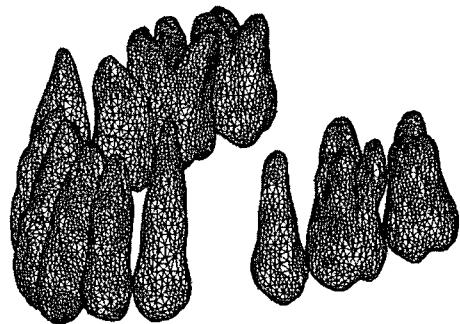


Fig. 5 Finite element model of teeth

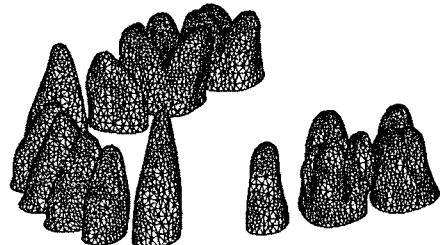


Fig. 6 Finite element model of periodontal ligament



Fig. 7 Finite element model of alveolar bone

한요소 격자생성 프로그램인 HyperMesh (Altair co. Ltd.)을 이용하여 유한요소 모델을 구성하였다. 상악골과 치아를 묘사하는데 있어서 치아의 상아질 (tooth)과 이를 덮고 있는 치근막(periodontal ligament) 및 뼈대가 되는 치조골(alveolar bone)의 세가지로 구분하여 유한요소 모델을 제작하였다. 상아질의 유한요소 모델링은 삼차원 임의의 형상을 정확하게 표현하기 위하여 삼차원 사면체 요소 (tetrahedron element)를 사용하였다. Fig. 5에 본 연구에서 수행한 치아 상아질의 유한요소 모델을 도시하였으며 유한요소 모델에 사용된 요소는 43310 개, 절점은 14823 개이다.

치아에 지속적인 교정력이 가해지면 치아와 주위의 치근막, 치조골을 포함해 넓개는 상악골까지

다양한 생물학적 변화가 나타난다. 따라서 치아가 치조골을 통해 움직이는 교정현상에 대한 유한요소 해석에서 치근막 및 치조골을 무시하면 상당히 큰 오차가 발생할 수 있다. 치근막의 유한요소 모델링은 상아질의 유한요소를 기준으로 Coolidge⁽⁵⁾의 연구결과를 참조하여 0.25mm의 두께를 갖도록 육절점 프리즘 요소(6 node prism element)를 이용하여 두 층으로 모델링 하였다. 치근막의 유한요소 모델은 Fig. 6에 도시하였으며, 사용된 요소는 22647개이며, 절점은 18671개이다. 치근막을 둘러싸는 치조골은 사면체 요소를 사용하여 14948개의 절점과 59477개의 요소로 표현하였다. 전체 요소에 대하여 종횡비(aspect ratio)에 따라 발생하는 오차 감소를 위해 비적합 요소(incompatibel element)로 표현하였다.

2.3 설측 교정 장치의 모델링

설측 교정 장치에 사용되는 호선은 버섯형 호선, TPA, 연결 호선, 지레 팔의 총 네 종류로 이를 각각을 삼차원 보 요소(beam element)를 사용하여 모델링하였다. 각 호선의 재료는 모두 스테인리스강으로 가정하였으며, 탄성 계수는 210 GPa, 포아송비는 0.3을 부가하였다. 각 호선의 단면 치수는 Table 2에 정리하였다.

버섯형 호선의 경우 각 치아마다 일정한 거리를 두고 치열궁 형태를 지니도록 제작한 후 보 요소로 모델링 하였다. TPA는 제 1 대구치의 중앙에 위치하며, 치근방향으로 치조골위에 정사영하여 제작하였다. 연결 호선은 한쪽 끝단은 TPA와 연결되어 있으며, 다른 쪽 끝단은 소형나사에 의해 치조골에 고정되도록 모델링하였다.

설측 교정과정에 있어서 버섯형 호선은 브라켓을 통하여 치아에 교정력을 부가하게 된다. 본 논문에서는 이러한 브라켓을 모델링 하지 않는 대신 버섯형 호선에 의해 치아에 전달되는 교정력을 정확히 표현하기 위해서 버섯형 호선이 치아에 적용되는 부위의 절점들을 택하여 여기에 가상의 보 요소를 추가하고 이를 이루는 점들이 하나의 단위로 치아에 적용하게 하였다. 이와 같이 가상의 절점들을 부가함으로써 브라켓과 치아 사이에 강체운동에 관한 구속조건이 이루어지도록 하였다. 이는 브라켓을 모델링하는 경우, 호선과 브라켓 사이의 접촉 및 마찰현상은 비선형 현상을 보이는데 이를 위해 간극 요소(gap element)나 접촉 요소(contact element)를 사용한다면 계산량이 방대해지기 때문에 수렴성 및 효율성을 높이기 위하여 등가의 경계조건으로 대체하여 해석을 수행하였다.

Table 1 Number of nodes and finite elements

Model	Node	Element
Tooth	14823	43310
Periodontal ligament	18671	22647
Alveolar bone	14948	59477
Total	34573	125564

Table 2 Dimension of wires for lingual orthodontics

Wire	Dimension
Mushroom arch wire	0.018"×0.025"
TPA	ϕ0.9 mm
Connecting wire	ϕ0.7 mm
Lever arm	0.018"×0.025"

Table 3 Mechanical properties of each material

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

2.4 물성치 부여 및 좌표계 설정

일반적으로 유한요소 해석은 대상 재료의 물성치에 따라 정확성이 차이가 난다. 본 논문에서는 교정력이라는 100~300 그램 정도의 약한 힘이 부가되는 경우이기 때문에 상아질, 치조골 및 치근막은 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하고 해석을 수행하였다. 각 재료의 탄성 계수와 포아송비는 Tanne⁽⁶⁾의 연구를 참조하여 Table 3에서와 같이 적용하였다.

상악 치아의 좌표계는 양측 중절치의 절단면을 이은 선의 중점을 원점으로 잡고 X축을 근 원심 방향, Y축을 후방 축 방향, Z축을 상하 방향으로 하였다. 즉, Fig. 8에 도시된 오른쪽 방향을 +X, 후방 방향을 +Y, 상방 방향을 +Z로 설정하였다. 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

3.1 유한 요소 해석 모델

유한요소 해석 결과로부터 설측 교정과정에서 후방견인력이 가해질 때 후방견인력의 작용점 위치, 고정원인 소형나사의 위치의 변화의 영향을 살펴볼 수 있다. 이를 위하여 현재 임상에서 시술되는 모델을 기준모델로 결정하고 작용점의 위치 및 고정원의 위치를 변화시킨 네 가지의 해석 모델을 결정하여 유한요소 해석을 수행하였다.

Fig. 9 에 도시된 기준 모델은 스프링에 의한 후방견인력이 제 1 대구치와 TPA 의 연결점에서 TPA 를 따라 16 mm 위치에서 스프링을 통하여 TPA 로 적용되며 소형나사가 TPA 중앙의 전방 3 mm 부분에 고정되어 견인력을 지지한다.

Model I 은 소형나사의 위치와 연결 호선의 변화에 따른 소형나사 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 소형나사의 위치를 기준 모델과 비교하여 전방 방향으로 3 mm 이동시킨 경우에

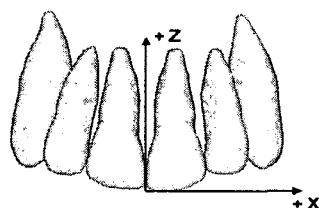


Fig. 8 Definition of the reference coordinate

C. P. : Connecting Point

P.F.A. : Point of Force Application

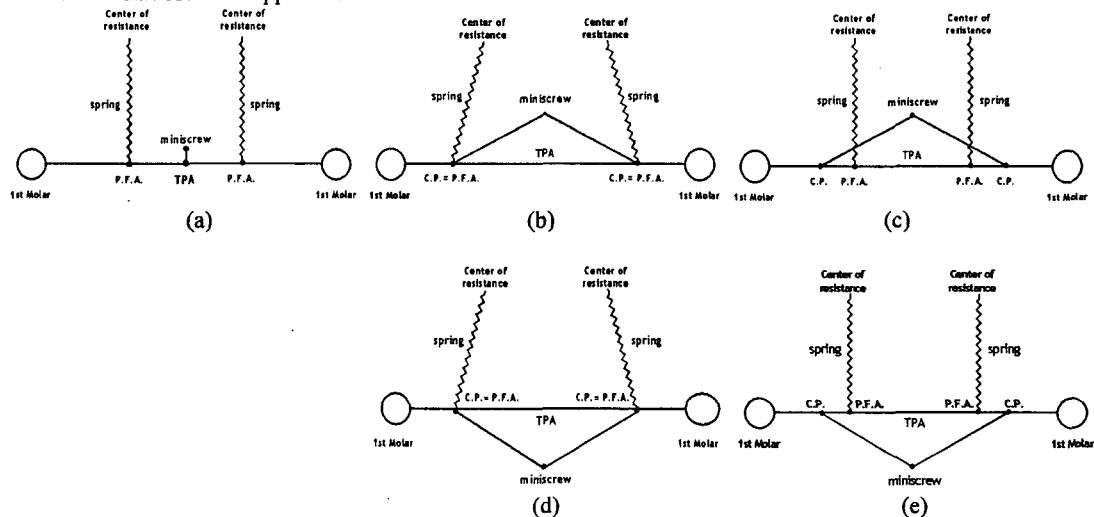


Fig. 9 Schematic diagrams of lingual orthodontic model for finite element analysis: (a) reference model; (b) Model I; (c) Model II; (d) Model III; (e) Model IV

해당한다. 즉 소형나사는 TPA 의 중앙을 기준으로 해석 좌표계 상에서 전방 방향으로 6 mm 앞에 위치하게 되며, 후방견인력이 작용되는 작용점과 소형나사를 연결 호선으로 고정하였다.

Model II 는 후방견인력 작용점의 위치 변화에 따른 소형나사 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 후방견인력 작용점 위치를 Model I 과 비교하여 3 mm 만큼 TPA 의 중심방향으로 이동하여 결정하였다. 그리고 소형나사의 위치 및 소형나사의 위치는 Model I 과 동일하도록 하였다.

Model III 는 기준 모델과 비교하여 소형나사의 위치를 후방 방향으로 TPA 뒤쪽에 위치하도록 결정하였다. 즉 Model I 및 Model II 와 대칭적으로 소형나사가 TPA 후방 6 mm 에 위치하게 되며 후방견인력이 적용되는 작용점은 Model I 과 동일하다.

Model IV 는 소형나사가 TPA 뒤쪽 6 mm 에 위치한 경우로 후방견인력의 적용점의 위치 변화에 따른 소형나사 및 제 1 대구치의 지지력 변화를 조사하기 위하여 Model II 와 동일하게 하중 작용점의 위치를 변경하여 결정하였다. Model IV 를 후방견인의 지지에 대한 기구학적 측면에서 살펴보면, 제 1 대구치 및 소형나사에서의 지지에 대한 메커니즘은 Model III 와 같지만 견인력의 방향이 다르며, Model II 와 비교하여 볼 때 견인력의 방향은 같지만 소형나사의 위치가 TPA 기준으로 전후 방향으로 다르게 위치하기 때문에 기구학적 메커니

증이 차이가 있다. 따라서 Model IV는 Model III와 비교하여, 후방견인력이 적용될 때 같은 기구학적 견인에 대한 지지 메커니즘에서 지지력의 방향을 변화시켜 제 1 대구치에 작용하는 하중을 소형나사가 얼마나 줄여주는가를 조사하는데 있으며, Model II와 비교하여 같은 하중 적용 방향에 대하여 소형나사의 위치 변화에 따른 효과를 분석하도록 결정하였다.

3.2 유한 요소 해석 조건

치아는 치조골 내에 구속되어 있는 물체이기 때문에 저항중심은 무게중심과 구별된다. 저항중심은 단일한 힘에 물체를 가할 때 그 물체가 평행이동 될 수 있는 힘의 작용부위를 말한다. 치아의 이동은 저항중심에 대한 힘의 방향 및 힘의 작용점에 의해 결정된다. 전치부의 후방견인 시 저항중심에 대한 후방견인력의 작용점 선택이 매우 중요한데, 이로 인해 치아의 이동양상이 결정되기 때문이다. 이러한 저항중심의 수직적 위치결정은 이 등⁽⁷⁾의 연구를 참조하여 저항중심에 힘이 부가되는 경우 치아가 치축 경사도를 유지한 채 이동한다는 것과 후방견인력 적용 시 치아의 절단연과 치근첨의 수평적 변위가 가장 근사한 지점으로 결정하였다. 전치부는 이러한 저항중심에서 지레 팔을 이용하여 버섯형 호선과 연결하고, 지레 팔과 TPA 사이에 연결된 스프링을 통하여 후방견인력이 부가된다. 후방견인력의 크기는 이 등⁽⁷⁾의 연구에서는 상악 여섯절치의 후방견인력을 편측 100-300 그램으로, 박 등⁽⁸⁾의 환자의 치료 증례에서는

250 그램을 적용하였으나 본 논문은 300 그램으로 적용하였다.

전치부에 후방견인력을 가할 경우 치근막 및 치조골에서 변형이 일어나게 된다. 이러한 변형은 치아에서 먼 부위의 치조골에서는 거의 일어나지 않게 될 것이다. 따라서 본 연구에서는 상악 여섯절치에 후방견인력을 가하기 때문에, 가장 영향을 적게 받는 두개골 기저부에 해당되는 치조골의 기저부를 구속하였다. 그리고 버섯형 호선중에서 상악 여섯절치를 제외한 부분은 브라켓 사이로 미끌어짐이 이루어지게 된다. 이를 모사하기 위하여 상악 여섯절치 중 이에 해당되는 각 절점들의 변위에 미끌림 경계조건을 부가하였다.

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 소형나사에 작용하는 하중을 비교, 분석하여 기존의 시술법과 비교하였다. 해석은 상용 프로그램인 ABAQUS/Standard를 이용하여 수행하였다. Fig. 9에 도시된 모델에 대하여 TPA의 양 끝단 및 소형나사에서 발생하는 계산하여 Table 3에 도시하였다.

설측 교정과정에서 교정력에 의하여 제 1 대구치와 연결된 TPA의 양 끝 단 및 고정나사에서

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 %
Model II	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 %
Model III	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 %
Model IV	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 %

발생하는 반력은 벡터 성분으로 좌표계에 따른 크기와 방향을 갖게 된다. 본 논문에서는 양축 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 $+Y$, 상 방향을 $+Z$ 로 설정하였다.

실제 설측 교정과정에서 교정이 되는 상악 여섯절치는 본 논문에서 정의한 $+Y$ 방향으로 이동하게 되며 이러한 이동을 제 1 대구치와 고정나사가 지지하게 되며, 제 1 대구치에 작용하는 힘을 고정나사 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 우수하게 나타난다.

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

제 1 대구치의 좌우 방향인 X 축 방향의 반력은 네 개의 해석 모델에서 기준 모델보다 증가한 양상을 보인다. 이는 기준 모델과 비교하여 해석모델들이 중앙에서 멀어져 양쪽에서 고정되어 TPA 와 고정나사를 연결하는 연결 호선이 각도를 이루게 되므로 연결 호선으로 전달되는 하중의 x 방향 성분으로 인하여 제 1 대구치의 x 축 방향의 반력이 커지게 된다. 이 중 Model IV 의 반력이 상대적으로 가장 크게 증가하는 양상을 보이는데 기준 모델과 비교하여 20 그램 정도로 증가량이 상대적으로 미미하게 나타난다.

상하 방향인 Z 방향 반력을 살펴보면 Model I 과

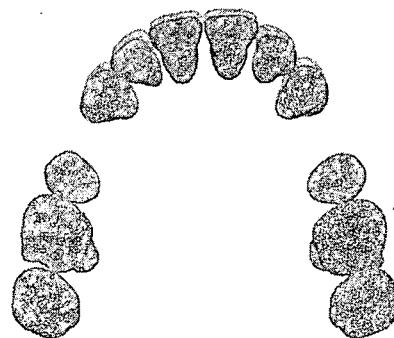


Fig. 10 Deformed shape of teeth in the model IV

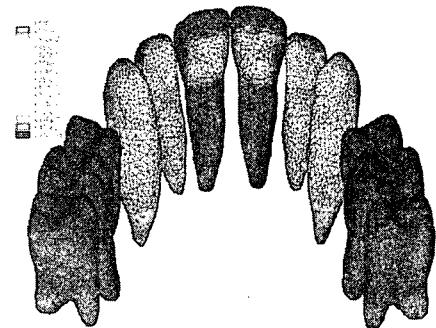


Fig. 11 Stress distribution of teeth in the model IV

Model II 는 Z 방향의 반력이 100 % 이상 증가하였다. 이와 반대로 고정나사가 TPA 의 후방부에 위치한 Model III 및 Model IV 는 제 1 대구치에 작용하는 하중이 70 % 이상 감소하는 결과를 얻었다. 이러한 결과는 Model I 및 Model II 와 같이 TPA 의 앞쪽에 고정나사가 위치하여 하중을 지지하는 경우, 후방견인력에 의하여 Z 축 방향으로 핵물되어 가며 지지를 하고 있으며 고정나사가 TPA 뒤쪽에 위치한 Model III 및 Model IV 는 이러한 핵물을 후방부에 위치한 고정나사가 지지하여 결국 제 1 대구치에 작용하는 Z 방향 하중을 감소하고 있기 때문이다.

이상의 유한요소 해석 결과를 비교하여 보면 교정학적 측면에서 본 논문의 Model IV 가 기준 모델과 비교하여 교정 장치의 기구학적 메커니즘이 가장 좋다고 평가된다. 즉, Model IV 의 경우 교정 장치의 고정원으로 사용되는 고정나사로 대부분의 교정 지지력이 분산되어 상대적으로 제 1 대구치에 작용하는 하중을 감소시키고 있다. 이러한 Model IV 에서 치아 상아질의 교정 변위와 응력을 Fig. 10 과 Fig. 11 에 도시하였다. 교정 변위의 경우, 실제 10^{-2} mm 정도 발생하기 때문에 10 배로 확대하여 모사하였다. 상악 여섯절치가 교정 과정에서 후방으로 견인되고 있음을 살펴볼 수 있으며, 응

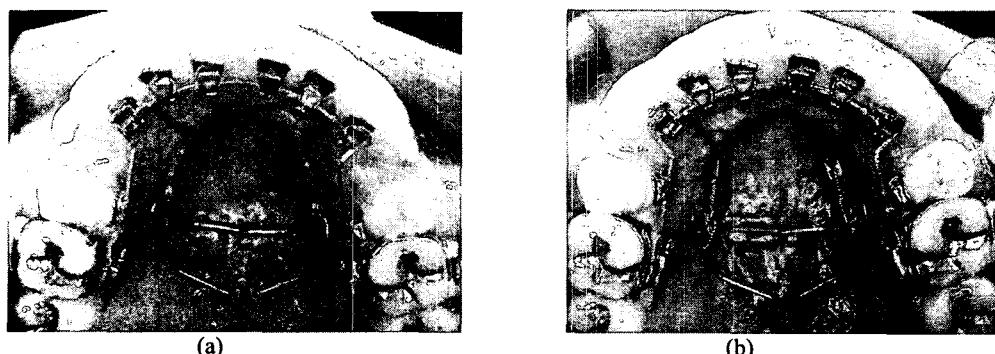


Fig. 12 Clinical application of the finite element analysis model IV to lingual orthodontics: (a) before orthodontic operation; (b) after orthodontic operation (6 month later)

력분포는 상악 여섯절치의 브라켓 연결 부위 및 발치 부위로 이동하는 양 쪽 측절치에서 상대적으로 크게 발생하고 있다.

5. 해석 결과의 적용

앞 장의 유한요소 해석을 통하여 교정 효과가 상대적으로 우수하다고 평가되는 Model IV를 실제 교정 치료에 응용하였다. Model IV는 앞 장에 도시한 기준 시술되는 모델과 비교하여 소형나사가 TPA 뒤쪽 6 mm에 위치하고 교정력의 작용점이 TPA의 중앙 쪽으로 3mm 이동한 경우로 Fig. 12에 시술 후의 상악 여섯절치의 이동 양상을 도시하였다. Fig. 12를 통하여 설측 교정 시술시 상악 여섯절치의 후방견인이 잘 이루어져서 발치 공간을 채우며 교정이 진행됨을 알 수 있다. 그리고 Model IV를 적용한 경우, 기준의 시술법과 비교하여 제 1 대구치에 작용하는 힘이 적기 때문에 환자의 통증이 줄고 교정기간이 짧아지는 효과가 나타나는 것을 임상으로 확인하였다.

6. 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 소형나사의 하중을 비교, 분석하여 교정 장치의 기구학적 효율성을 평가하고, 기준의 시술법과 비교하여 효율적인 고정원 위치 및 교정력 부가 위치를 결정하였다. 이를 위하여 건조두개골을 대상으로 컴퓨터 단층촬영을 시행하여 얻은 삼차원 영상을 가지고 상악 치아의 상아질, 치근막, 치조골에 대한 삼차원 유한요소 모델을 제작하였으며 전치부의 견인력을

300 그램으로 부가하여 해석을 수행하였다. 해석 결과 고정원인 소형나사가 TPA의 후방에 위치하고, 연결점의 안쪽에서 견인할 경우가 제 1 대구치의 하중이 작고 소형나사의 하중은 가장 크게 나타나 교정 성능이 우수한 것으로 평가되었다.

참고문헌

- (1) Brodsky, J. F., Caputo, A. A. and Frustman, L. L., 1975, "Root Tipping: a Photoelastic Histopathologic Correlation," *Am. J. Orthod.*, Vol. 67, pp. 1~10.
- (2) Burstone, C. J. and Pryputniewicz, R. J., 1980, "Holographic Determination of Centers of Rotation by Orthodontic Forces," *Am. J. Orthod.*, Vol. 77, pp. 396~409.
- (3) Norma, H., 1988, "An Experimental Study of Edgewise Mechanism- Distribution of Orthodontic Forces during Labial Movement of Lateral Incisor Measurement by Strain Gauges," *J. Jpn. Orthod. Soc.*, Vol. 47, pp. 351~363.
- (4) Joo, J. W., Heo, K. H. and Cha, K. S., 2000, "Finite Element Modeling and Mechanical Analysis of Orthodontics," *Trans. of KSME (A)*, Vol. 24, No. 4, pp. 907~915.
- (5) Coolidge, E. D., 1937, "The Thickness of the Human Periodontal Membrane," *J. Am. Dent. Assoc.*, Vol. 24, pp. 1260~1270.
- (6) Tanne, K., Sakuda, 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.
- (7) Lee, H. K. and Chung, K. R., 2001, "The Vertical Location of the Center of Resistance for Maxillary six Anterior Teeth during Retraction using Three Dimensional Finite Element Analysis," *Korea. J. Orthod.*, Vol. 31, pp. 425~438.
- (8) Park, H. S., Bae, S. M., Kyung, H. M. and Sung, J. H., 2001, "Micro-implant Anchorage for Treatment of Skeletal Class I Bialveolar Occlusion," *J. Clin. Orthod.*, Vol. 35, pp. 417~422.