

# 치아교정의 역학적 해석을 위한 유한요소 모델링 및 치아의 거동해석

주진원\* · 허경헌\*\* · 차경석\*\*\*  
(1999년 5월 28일 접수)

## Finite Element Modeling and Mechanical Analysis of Orthodontics

Jin Won Joo, Kyoung Heon Heo and Kyung Suk Cha

**Key Words:** Finite Element Modeling(유한요소 모델링), Malocclusion(부정교합 치아), Wire Activation(호선 적용), Initial Stress of Orthodontics(치아교정의 초기응력)

### Abstract

The movement of teeth and initial stress associated with the treatment of orthodontics have been successfully studied using the finite element method. To reduce the effort in preprocessing of finite element analysis, we developed two types of three-dimensional finite element models based on the standard teeth model. Individual malocclusions were incorporated in the finite element models by considering the measuring factors such as angulation, crown inclination, rotation and translations. The finite element analysis for the wire activation with a T-loop arch wire was carried out. Mechanical behavior on the movement and the initial stress for the malocclusion finite element model was shown to agree with the objectives of the actual treatment. Finite element models and procedures of analysis developed in this study would be suitably utilized for the design of initial shape of the wire and determination of activation displacements.

### 1. 서론

치아 교정은 치아 및 주위조직에 외력을 가하여 원하는 위치로 치아를 재배치하고 성장이 완료될 때까지 좋은 교합과 안모를 유지시키는 기술로, 성장과 재생으로 인하여 변화하는 생체조직에 기계적인 장치를 이용하므로 생물학적 연구와 기계공학적인 연구를 필요로 한다. 최선의 교정치료를 위해서는 최적의 교정력을 치아에 가하여 치아 주위조직에 큰 위해 없이 정확한 치아

이동을 예측하고 조절할 수 있어야 한다. 따라서 다양한 교정방법에 대한 각 부분에서의 초기변위와 응력분포를 알아내는 연구와 이러한 응력분포가 실제 생체에 어떠한 영향을 미치는가 하는 연구<sup>(1,2)</sup>가 잘 연계된다면 치아 교정치료의 발전을 이룰 수 있을 것이다.

현재 사용되고 있는 교정력 적용 방법은 과학적인 자료에 기본을 두고 치료를 행하고 있는 부분도 있지만, 정확한 응력 분포나 조직 반응을 고려하지 못하고 임상적 경험에 바탕을 두고 치료를 행하는 부분도 없지 않다. 치아조직에 대한 유한요소법을 이용한 응력해석은 최근에 활발한 연구<sup>(3-8)</sup>가 시도되어 치아교정의 역학적 해석과 교정용 호선의 형상설계 등에 응용되고 있다. 그러나 치아 전체의 유한요소 모델링에는 많은 시간과 노력이 필요하기 때문에 지금까지의 연구에

\* 회원, 충북대학교 기계공학부  
E-mail : jinwon@eng.umd.edu  
TEL : (0431)261-2456 FAX : (0431)263-2441  
\*\* (주)티아이뱅크  
\*\*\* 단국대학교 치과대학 교정학교실

서는 환자에 따른 부정교합 경우에 대한 해석이 이루어지지 못하였고, 한번 모델링된 정교합 치아를 대상으로 해석이 수행되었다. 또한, 교정용 호선의 탄성변형 과정을 역학적으로 적절하게 시뮬레이션하지 못하고 치아나 치아에 연결된 브라켓에 정해진 힘이나 모멘트를 직접 가하여 해석을 수행하였다 그러나 교정치료는 기본적으로 부정교합 치아를 대상으로 하며, 치아 거동에 대한 원하는 결과를 얻어내기 위해서는 교정용 호선의 탄성변형과정을 역학적으로 적절하게 표현하여 해석할 필요가 있다.

치아의 교정치료에 대한 실제의 조건을 적절하게 해석하려면 이러한 여러 하중단계, 비선형해석, 접촉해석, 적절한 경계조건 등이 진제되어야 한다. 따라서 유한요소 해석은 기계공학 전공자가, 해석을 위한 조건과 결과의 이용에는 치아교정 전공자가 수행하는 것이 바람직하며, 최종 사용자는 치아교정 전공자가 될 수 있는 전용 프로그램이 필요하다.

치아교정 전문가가 유한요소 해석을 수행하기 위하여 첫 번째로 해야 할 일은 유한요소 모델링이다. 실제의 부정교합 경우에 대한 유한요소 모델링을 수행하기 위하여는 엄청난 시간과 노력이 필요하며, 전문적인 지식 없이는 불가능할 수 있다. 본 논문에서는 치아교정 해석을 위한 전용 프로그램 개발의 첫 단계로서 치아에 대한 유한요소 모델링을 수행하여 해석을 위한 입력파일로 저장한다. 이를 위하여 먼저 표준치아에 대한 유한요소 모델링을 수행하고, 치아 교정에서 실제 측정될 수 있는 각 부정교합 치아에 대한 인자를 입력하면 부정교합 치아를 모델링할 수 있는 프로그램을 개발한다. 또한, 모델링된 치아조직에 실제 교정력을 가하여 발생하는 치아의 역학적인 거동을 해석한다.

2. 표준치아의 유한요소 모델링

교정이 필요한 부정교합 치아의 유한요소 모델링을 위하여 먼저 정상적인 표준치아에 대한 유한요소 모델을 제작하였다. 본 논문에서 수행한 모델링 과정을 Fig. 1에 나타내었다.

2.1 치아의 경계절점 취득

정상적인 표준치아에 대한 경계좌표를 취득하

기 위하여 Wheeler의 연구<sup>9)</sup>와 정상교합을 갖는 성인의 표본조사를 통해 제작된 Dentiform (일본 Trimunt사, Model i21D-400G)을 대상으로 하여 인체의 키높이 방향으로 컴퓨터 단층촬영(CT)을 실시하였다. 정교합 치아를 모두 모델링하려면 대단히 많은 절점 수가 필요하게 되며, 이 경우 컴퓨터의 기억용량과 수치적인 계산시간이 기하급수적으로 증가한다. 개발하려는 전용프로그램은 치과 교정 전문가가 개인용 컴퓨터에서 쉽게 이용할 수 있도록 하려는 목적이므로 거친 모델과 조밀한 모델의 두가지로 하여 선택하도록 하였다. 거친 모델을 제작하기 위하여는 키높이 방향으로 1.5 mm 간격으로 단층촬영하여 상악 편측의 치아가 포함된 19장의 필름을 얻었고, 조밀한 모델을 위하여는 1 mm 간격으로 총 28장의 필름을 얻었다. 각각의 필름을 같은 위치에 고정시킨 후, CCD camera와 영상처리장치를 이용하여 치아 단면의 외곽선을 얻어내었다.

전체 좌표계에서 인체의 상방향을 z좌표로 하므로 동일한 2차원 단면사진에 있는 모든 점들은 같은 z좌표를 갖는다. 따라서 평면상에서 x, y좌표를 측정함으로써 3차원 좌표를 모두 얻어낼 수 있게 된다. 치아의 단면은 기본적으로는 타원형이지만 각 단면마다 상당히 다른 형태를 보인다. 이 경우 유한요소모델이 비이상적으로 형성되면 해석의 정확성이 떨어지거나 해석자체가 불가능해지므로 신뢰성 있는 절점 결정방법이 필요하다. 본 논문에서는 먼저 치아 단면의 2차원 면적 중심을 잡고 Fig. 2와 같이 x축과 y축의 좌표축을

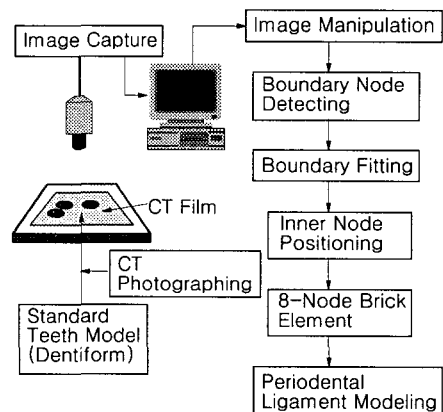


Fig. 1 Procedure of the finite element modeling for the standard teeth model

정한 후, x축과 평행한 선을 기준으로 거친 모델의 경우는 22.5° 씩, 조밀한 모델의 경우는 15° 씩 돌아가며 경계와 만나는 16개 및 24개의 절점을 각각 정하였다. 이러한 방법으로 치아 외부 표면에서 상하방향으로 매끈한 곡선을 얻을 수 있었다. 각 절점의 좌표값은 국부중심으로부터의 거리만으로 표현할 수 있으며, 측정오차와 디지털 오차 혹은 표준 치아모델의 형상오차들을 최소화하기 위하여 경계를 따라 측정된 점들을 다음과 같은 식으로 fitting하여 매끈한 곡선을 얻었다.

$$R_k = \frac{R_{k-2} + 2R_{k-1} + 4R_k + 2R_{k+1} + R_{k+2}}{10} \quad (1)$$

여기서  $R_k$ 는 중심으로부터  $k$ 번째 경계점까지의 거리를 나타낸다.

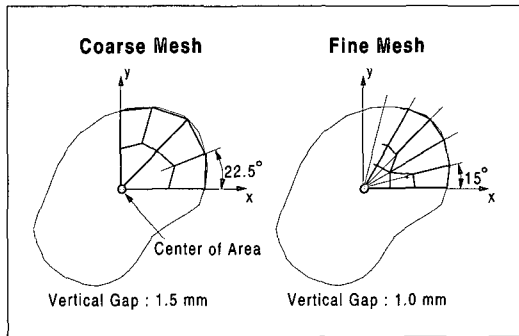


Fig. 2 Cross sections of finite element mesh

### 2.2 유한요소의 생성

경계의 절점이 정해지면 Fig. 2와 같이 거친 모델의 경우는 내부에 17개의 절점을, 조밀한 모델의 경우는 내부에 42개의 절점을 일정한 규칙에 따라 자동적으로 결정하고 유한요소의 한 평면을 형성하였다. 이때 어금니쪽의 치아는 치근이 갈라지는 형상을 보이고 있으므로 이러한 경우에도 연속적으로 적용될 수 있도록 요소를 분할하였다. 유한요소는 꼭지각이 90° 를 기준으로 너무 크거나 ( $\alpha > 150^\circ$ ), 너무 작으면 ( $\alpha < 30^\circ$ ) 해석이 불가능해지거나 해의 정확성이 떨어지므로 이를 방지하도록 적절한 수식으로 프로그래밍하여 모든 단면에 같이 적용되도록 하였다. 근접한 두 단면의 사각형을 서로 연결하여 8절점 3차원 선형요소를 생성하였다. 이와 같은 방법으로 편측 중절치부터 제2대구치까지 7개 치아의 유한요소 모델을 제작하고 반대쪽은 복사하여 대칭이동시켰다.

### 2.3 치근막의 유한요소 모델링

치아에 지속적인 교정력이 가해지면 치아와 주위의 치근막(periodontal ligament), 치조골을 포함해 넓게는 상, 하악골까지 광범위하고 다양한 생물학적 변화가 나타난다. 치아가 치조골을 통해 움직이는 현상은 치근막에 의해 매개되는 골조직의 개조에 의해 주로 나타나므로 치아이동은 근본적으로는 치근막 현상이라 말할 수 있다. 특히 치근막 내의 응력의 변화는 치조골의 생물학적 반응을 결정짓는 중요한 요소라 할 수 있다.

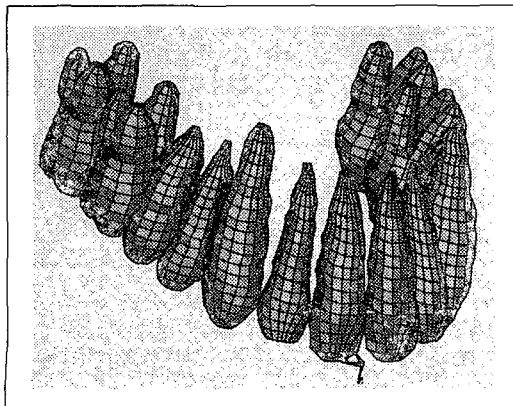


Fig. 3 Coarse finite element model of normal teeth

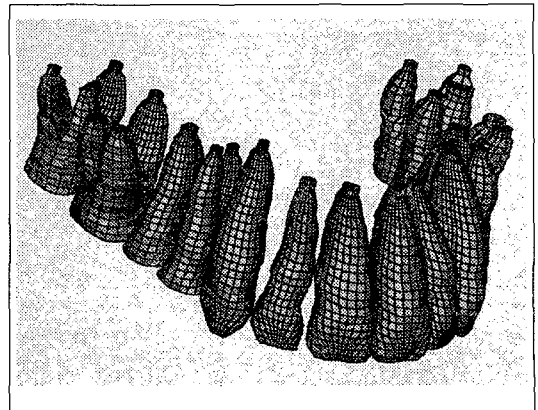


Fig. 4 Fine finite element model of normal teeth

Table 1 Number of nodes and finite elements

		Coarse Model	Fine Model
Node (Total)		13259	45908
Element	Tooth	5158	12610
	Periodontal ligament	4656	9712

치근막의 탄성계수는 치아의 탄성계수에 비해서 대단히 작으므로 치아의 이동이나 응력의 분포에 결정적인 영향을 미친다. 따라서 유한요소 해석시 치근막을 무시하면 상당히 큰 오차를 나타낼 수 있다. 치근막의 두께는 나이와 부위 그리고 개인에 따라 차이가 있으나 평균 0.25 mm로 알려져 있으므로<sup>(10)</sup> 치근 둘레를 따라 균일하게 2점의 8절점 3차원 선형요소를 치아의 둘레에 연결하였다. Fig. 3과 Fig. 4는 각각 이러한 방법으로 생성된 치아와 치근막의 거친 모델과 조밀한 유한요소 모델을 보여주고 있다. 각 모델에서의 절점수 및 유한요소의 수는 Table 1과 같다.

### 3. 부정교합 치아의 유한요소 모델링

앞에서 유한요소 모델링된 치아는 표준적인 정교합 치아이다. 정교합 치아에 대한 유한요소 해석은 각 치근막에 발생하는 인장 혹은 압축 응력을 판단하는 정도에 이용될 수 있지만 교정치료는 근본적으로 부정교합 치아에 대한 치료이므로 신뢰성 있는 해석을 위해서는 이에 대한 해석이 수행되어야 한다.

부정교합의 치아는 Fig. 5와 같이 몇 개의 부정교합 측정인자로 표현할 수 있다. 악골의 아치를 기준으로 법선방향을 축으로 하는 치아회전을 crown angulation( $\alpha$ )이라 하고, 접선을 축으로 하는 치아회전을 crown inclination( $\beta$ )이라 하며, crown 중심을 축으로 하는 치아회전을 z-rotation( $\gamma$ )이라 한다. 이외에 X, Y, Z 방향의 이동을 translation이라 하며 각각의 변수(tx, ty, tz)를 사용하여 나타낼 수 있다. 악골의 아치와 각각의 치아가 만나는 선이 X축과  $\theta$ 각도를 이룬다고 하면, 부정교합 치아의 새로운 절점좌표(X, Y, Z)는 표준치아의 절점좌표( $X_0, Y_0, Z_0$ )로부터 다음 행렬식에 의해 구할 수 있다.

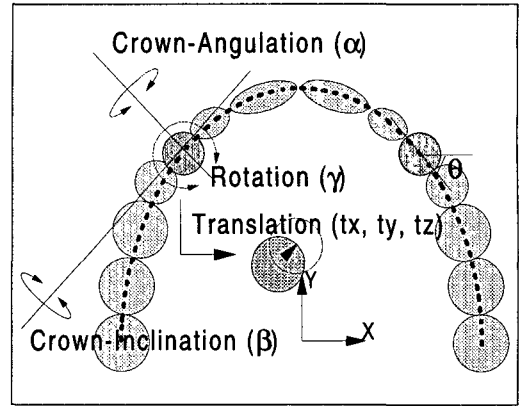


Fig. 5 Definition of malocclusion factors

$$\{X\} = [R_\theta]^{-1} [R_\gamma] [R_\alpha] [R_\beta] \{X_0\} + \{T\} \quad (2)$$

여기서  $\{X\} = \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}$ ,  $\{X_0\} = \begin{pmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{pmatrix}$ ,  $\{T\} = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix}$

$$[R_\theta] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [R_\gamma] = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[R_\alpha] = \begin{bmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad [R_\beta] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}$$

Fig. 6은 각각의 치아에 대해서 위와 같은 측정인자를 입력하기 위한 입력 dialog를 나타내고 있다. 그림에서 SEL dialog box는 선택된 치아를 나타내며, 교정치료를 위하여 발치가 되었을 때는 선택하지 않도록 되어 있다. Fig. 6에 표시된 숫자는 Fig. 7과 같은 부정교합 치아를 표현하기 위한 측정인자를 나타내고 있으며, Fig. 8은 이의 결과로 출력된 부정교합 치아의 유한요소 모델을 보여주고 있다.

### 4. 유한요소해석

앞에서 모델링한 치아의 유한요소 모델이 해석상 적절한지를 검증하고 정교합 치아와 부정교합 치아의 변형 및 응력거동 차이를 보이기 위하여 상용 유한요소 해석 프로그램(ANSYS5.3)을 이용하여 해석하였다.

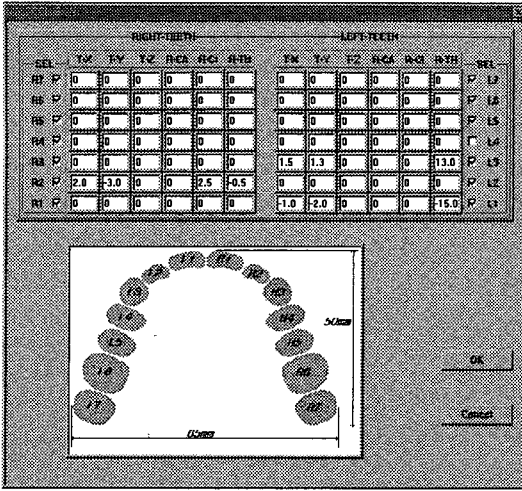


Fig. 6 Input dialog for the finite element modeling of malocclusion

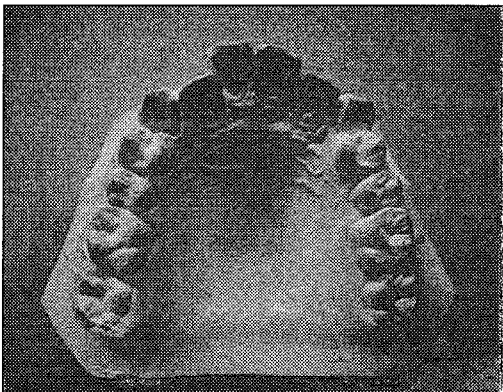


Fig. 7 A case of malocclusion

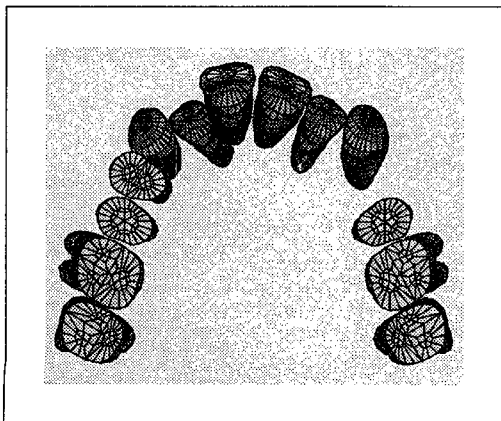


Fig. 8 Finite element model of malocclusion

4.1 유한요소 모델

대상으로 한 모델은 Fig. 7 및 Fig. 8과 같은 부정교합 치아의 오른쪽 견치(송곳니)를 설측(안쪽) 소구치(작은 어금니) 쪽으로 끌어 당기기 위한 치료를 목적으로 한 것이다. 이를 위하여 Fig. 8과 같이 제1소구치를 발치하여 공간을 만들어 주고, 교정용 호선의 탄성변형을 이용하여 치아에 지속적인 힘을 가하게 된다. 교정용 호선은 처음 형상이 Fig. 9(a)와 같은 T-loop Arch Wire로 이를 치아에 부착된 브라켓에 강제로 끼워 넣고 원상태로 돌아오려는 힘을 이용하여 치료를 수행하도록 되어 있다.

4.2 하중방법

실제의 교정용 호선에 의한 치료과정은 먼저 호선에 탄성변형을 주어 치아와 연결시킨 후, 호선에 가했던 힘을 제거시키는 과정을 거친다. 이러한 하중과정을 역학적으로 해석하기 위하여 Fig. 10(a)와 같은 가상의 보와 트러스 구조 문제를 생각해 볼 수 있다. 처음 A 지점에 있던 보의 끝단에 힘을 가하여  $\delta$ 만큼 떨어진 B 지점까지 강제변위를 시키고, 보와 트러스를 연결하여 결합한 후 힘을 제거하면, 보는 원래 위치로 되돌아가려고 하고 트러스는 인장을 받아 C 지점에서 평형상태가 될 것이다. 이와 같은 상태의 변위 및 응력은 Fig. 10(b)와 같은 부정정계 문제의 해법으로부터 구할 수 있다. 즉, 다음과 같은 평형방정식과 기하학적인 조건을 이용하여 해를 구할 수 있다.

$$P_1 = P_2 = P \tag{3}$$

$$\delta = \delta_1 + \delta_2 \tag{4}$$

여기서  $\delta_1 = \frac{P_1 L_1^3}{3EI}$ ,  $\delta_2 = \frac{P_2 L_2}{EA}$

이고 E는 재료의 종탄성계수이며, I와 A는 각각 보의 단면 2차 모멘트와 트러스의 단면적이다.

위와 같은 해석법은 보나 트러스와 같이 잘 알려진 변위와 하중간의 관계식을 기본으로 하므로 치아해석과 같이 복잡한 거동을 보일 때는 이용하기 어렵다. 다른 해석방법으로, Fig. 10(c)와 같이 보의 끝단을 A 지점에서 B 지점까지 강제변위시키고 그 때의 반력 R을 구한 후, 그것을 연결된 구조에 반대 방향으로 가함으로써 해석을

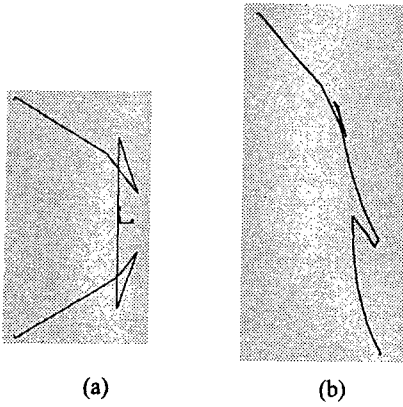


Fig. 9 Initial shape (a) and deformed shape (b) of T-loop arch wire

수행할 수 있다. 이 때의 평형방정식과 기하학적 인 조건은 다음과 같이 된다.

$$R = \frac{EI\delta}{L_1^3} \quad (5)$$

$$P_1 + P_2 = R \quad (6)$$

$$\delta_1 = \delta_2 \quad (7)$$

식 (3), (4)에 의한 해법과 식 (5)~(7)에 의한 해법의 결과는 같게 나타남을 알 수 있다. 두 번째 해법은 첫 번째 해법과는 달리 치아의 호선적용(wire activation)을 유한요소법으로 계산할 때 잘 이용될 수 있으므로, 본 논문에서는 Fig. 11과 같은 2단계의 하중과정을 수행하여 해석하였다.

제1단계에서는 호선의 변형 전 형상을 3차원 보요소를 사용하여 모델링하고 양끝의 절점을 Fig. 9(b)와 같이 바깥쪽으로 늘이고 앞으로 구부러서 브라켓의 위치까지 강제변위를 주었다. 치아의 유한요소는 8절점 3차원 육면체 요소이므로 치아와 호선의 자유도 차이에 의한 해석상 문제가 발생할 수 있다. 이를 제거시키고 실제의 치료과정과 가능한 한 일치시키기 위하여, Fig.12와 같이 브라켓에 고정될 호선의 절점과 그 앞뒤의 절점 및 가상의 절점으로 T형 요소를 구성하고 그 절점들의 변위성분만을 입력하여 강제 회전각도 고려할 수 있도록 하였다. 호선의 강성이 매우 작아 Fig. 9(b)와 같이 변위가 크므로 대변형을 고려한 비선형 해석을 수행하였다.

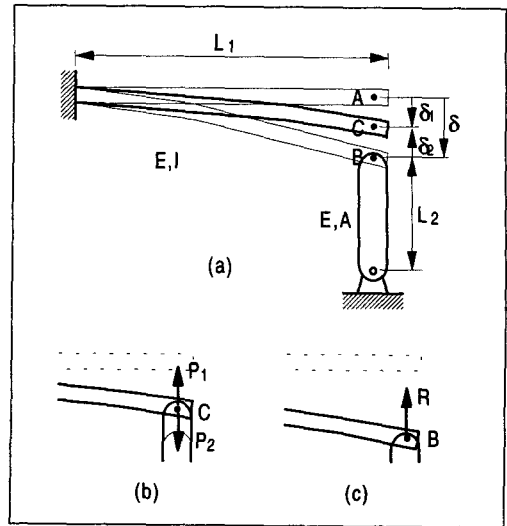


Fig. 10 Load mechanisms of beam truss assembly

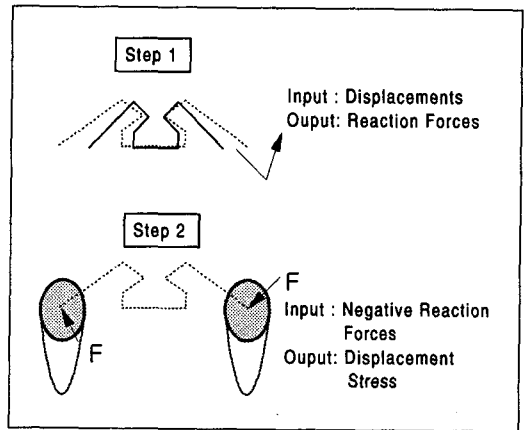


Fig. 11 Loading steps for the finite element analysis of wire activation

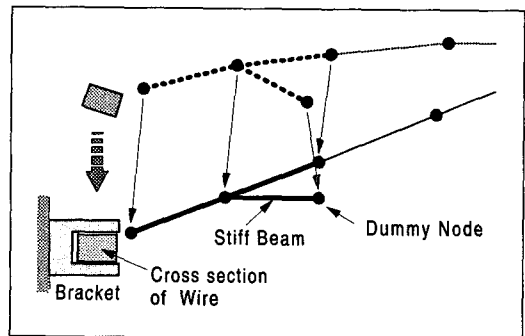


Fig. 12 Dummy Node and T-shape element for representing rotation degree of freedoms

**Table 2** Material properties of wire, tooth and periodontal ligament

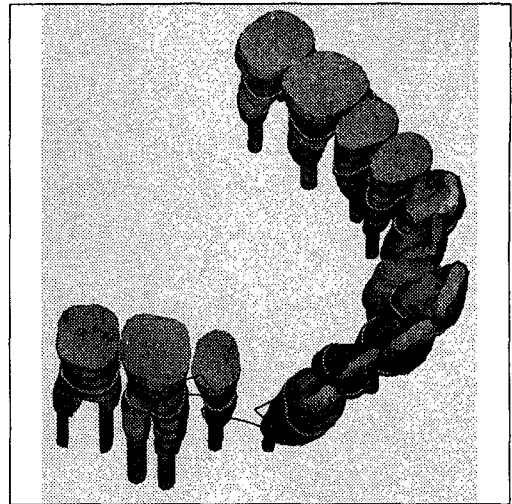
Material	Young's modulus MPa (kgf/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Wire	67000 (7.04× 10 <sup>4</sup> )	0.30
Tooth	19600 (2.00× 10 <sup>4</sup> )	0.30
Periodontal ligament	0.667 (6.80× 10 <sup>-2</sup> )	0.49

제2단계에서는 조밀한 유한요소 모델의 치아, 치근막 및 교정용 호선을 모두 포함시키고 치근막 바깥 면의 절점을 모두 구속한 후, 제2소구치와 제1대구치가 같이 움직이도록 강성이 강한 호선으로 구속하였다. 제1단계에서 구성한 T형 요소와 이와 접촉하는 치아의 절점들이 같이 움직이도록 절점들을 구속하였다. 이러한 조건에서 제1단계에서 계산한 강제변위를 가한 절점에서의 반력을, 부호를 반대로 하여 합침모델의 같은 절점에 가하였다. 유한요소 해석에 사용한 교정용 호선, 치아, 치근막의 탄성 재료상수<sup>(11)</sup>들은 Table 2와 같다.

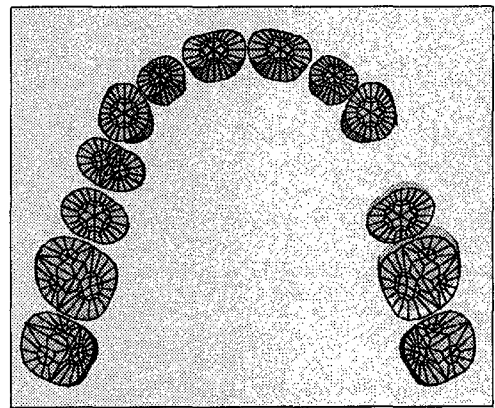
### 5. 유한요소 해석결과

제1단계의 결과로 변형된 교정용 호선의 형상을 치아모델과 함께 Fig. 13에 나타내었다. 강제변위에 의해서 호선은 치아와 정확하게 접촉하였으며 그림과 같은 모델이 제2단계의 변형전 모델이 된다.

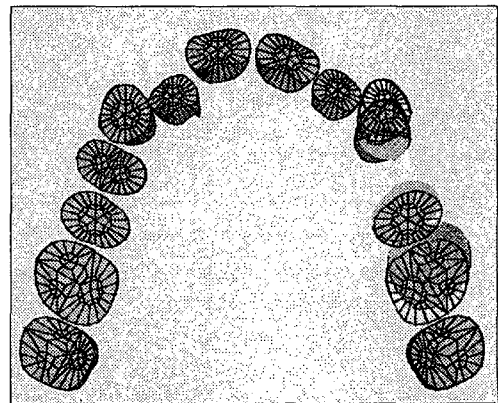
Fig. 14과 Fig. 15는 각각 정교합 모델과 부정교합 치아의 최종적인 해석결과로서 호선이 연결된 단면의 이동상태를 보여주고 있다. 실제로 치아의 초기변위는 대단히 작기 때문에 500배 확대하여 나타내었다. 정교합 모델의 경우에는 견치의 이동이 거의 없었고 제2소구치와 제1대구치가 오히려 끌려가는 치료목적으로 보면 바람직하지 않은 현상을 보였다. 부정교합 모델의 경우에는 견치가 원하는 방향으로 이동하였음을 알 수 있었다. 따라서 부정교합 치아의 모델링, 각 하중단계의 복잡한 조건들이 신뢰성 있게 적용되었음을 알 수 있다.



**Fig. 13** Finite element model for second loading step



**Fig. 14** Deformed shape of normal teeth



**Fig. 15** Deformed shape of malocclusion

Fig. 16은 이동시키려고 하는 견치에 대해 정교합 모델과 부정교합 모델의 한 치근면(치경부, cemento-enamel junction 상 6 mm 지점)을 따라 분포하는 주응력을 보여주고 있다. 정교합 모델의 경우는 주응력의 크기가 거의 0으로 나타났고 부정교합의 경우는 주위를 따라 인장응력과 압축응력이 한 바퀴를 주기로 삼각함수의 형태로 변화하는 것을 알 수 있다. 최대 주응력( $\sigma_1$ )과 최소 주응력( $\sigma_3$ )의 크기는 큰 차이가 없어서 이 부분에는 주로 수직응력이 같은 크기로 작용되고 있고 전단응력은 거의 없는 것을 알 수 있다.

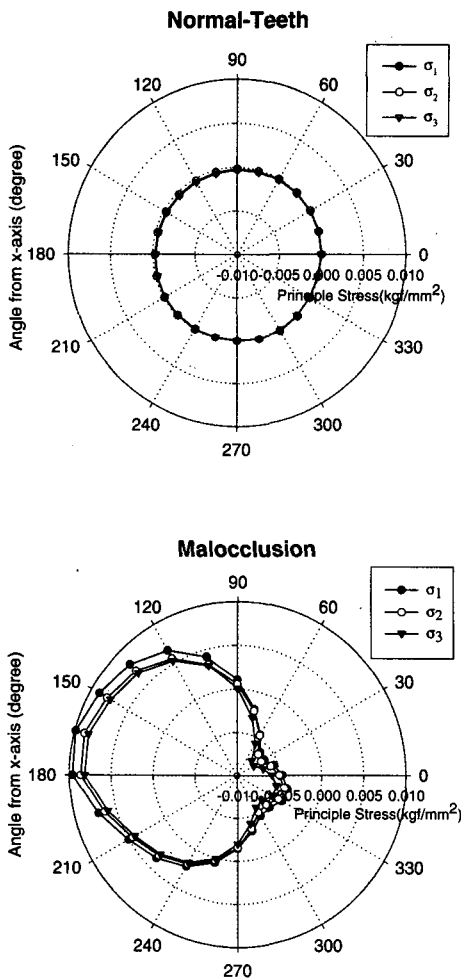


Fig. 16 Principal stress distributions along a periphery of periodontal ligament of the upper canine

그림에서 각도는 악골 아치의 접선방향으로부터의 각도를 나타내고 있으므로(Fig. 5의  $\theta$ ), 전치 쪽에는 인장응력이, 소구치쪽에는 압축응력이 작용되어 대상으로 하는 견치가 소구치 쪽으로 Fig. 14와 같이 이동하였음을 알 수 있다. 두 경우의 응력분포 차이는 대단히 커서 신뢰성 있는 해석을 위해서는 부정교합 치아모델을 사용하여야 함을 알 수 있다.

Fig. 17은 정교합 모델과 부정교합 모델의 치근막에 작용하는 반력 합계를 보여주고 있다. 네모안의 숫자는 치아가 받는 합력의 크기와 방향을 도식적으로 나타내고 있다. 정교합 모델을 사용하였을 때에는 대상으로 하는 견치에 작용하는 힘은 거의 없고 제1소구치가 큰 힘을 받아 치료 목적에 어긋나는 것을 알 수 있다. 반면에 부정교합 모델을 사용하였을 때에는 372 gf의 힘이 아랫방향으로 작용되어 치료목적에 적합한 것을 알 수 있다. 제1소구치쪽의 합력도 큰 것으로 나타났으나, 견치에 비해 소구치를 감싸고 있는 치근막의 면적이 훨씬 크므로 소구치의 이동과 주위에서 받고 있는 응력은 상대적으로 작을 것으로 예상된다. 이러한 거동은 Fig. 14과 Fig. 15의 치아 초기이동 결과와 일치하고 있다.

치근조직의 손상을 방지하고 환자에 불편을 주지 않으면서 빠르게 치아를 이동하기 위해 적당한 힘의 크기는 견치의 경우 150~260 gf로 알려져<sup>(12)</sup> 있으므로, 본 예의 경우와 같은 치아의 실제 치료를 위하여는 호선적용시 강제변위를 약간 작게 하여야 함을 알 수 있다. 이와 같이 유한요소법에 의한 부정교합 치아의 역학적 해석결과를 교정치료시 호선의 설계에 잘 이용될 수 있다.

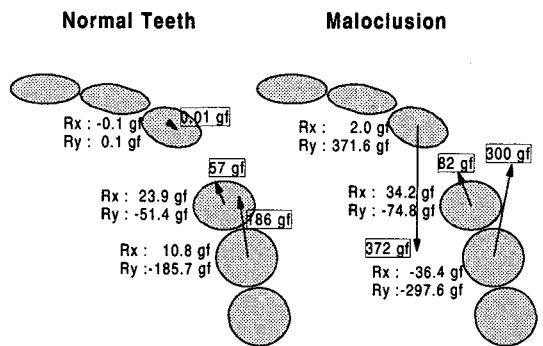


Fig. 17 Reaction Forces acting to the periodontal ligament surrounding each tooth



## 6. 결론

본 논문에서는 치아교정 해석을 위한 전용 유한요소 프로그램을 개발하기 위하여 실제 치아 모델에 대한 유한요소 모델링을 수행하고 이를 상용 프로그램으로 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 부정교합 치아에 대한 유한요소 모델링이 환자에 따른 간단한 인자의 입력으로 가능해짐에 따라 치아 교정에 대한 신뢰성 있는 역학적 해석이 가능하게 되었고 향후 전용 프로그램에서의 활용이 기대된다.

(2) 교정용 호선을 이용하여 견치를 대상으로 한 교정치료예의 해석결과, 부정교합 치아 모델의 경우에 치아의 초기이동과 초기응력이 교정목적에 대해 적절하게 해석되었으며, 정교합 치아 모델을 사용하였을 때에는 치료목적에 맞지 않게 해석될 수 있었다.

(3) 교정치료의 유한요소 해석을 위해서는 상당히 복잡한 하중과정과 조건들이 부가되어야 하므로 유한요소 모델링을 포함한 전용 프로그램의 개발이 필요하다.

## 후 기

본 논문은 1997-98년도 한국학술진흥재단 학제간 연구조성비(과제번호:E00007)에 의해 지원되었으며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

## 참고문헌

(1) Begg, D. R., 1956, "Differential Force in Orthodontic Treatment," *Am. J. Orthod.*, Vol. 42, pp. 481~510.  
 (2) Nikolai, R. J., 1975, "On Optimum Orthodontic Force Theory as Applied to Xannine Retraction," *Am. J. Orthod.*, Vol. 68, pp. 290~302.  
 (3) Moss, M. L. Skalak, R., Patel, H., Sen, K., Moss-Salentijn, L., Shinozuka, M. and Vilmann,

H., 1985, "Finite Element Method Modeling of Craniofacial Growth," *Am. J. Orthod.*, Vol. 87, pp. 453~472.  
 (4) Tanne, K., Sakuda, M. and Burstone, C. J., 1987, "Three-dimensional Finite Element Analysis for Stress in the Periodontal Tissue by Orthodontic Forces," *Am. J. Orthod.*, Vol. 92, pp. 499~505.  
 (5) Cobo, J., Sicilia, A., Arguelles, J., Suarez, D. and Vijande, M., 1996, "Dentoalveolar Stress From bodily Tooth Movement at Different Level of Bone Loss," *Am. J. Orthod.*, Vol. 110, pp. 256~262.  
 (6) Wilson, A. N., Middleton, J., Jones, M. L. and McGuinness, 1994, "The finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament when Subject to Vertical Orthodontic Forces," *Brit. J. Orthod.*, Vol. 21, No. 2, pp. 161~167.  
 (7) Puente, M. I., Galban, L. and Cobo, J. M., 1996, "Initial Stress Difference between Tipping and Torque Movement. A Three-dimensional Finite Element Analysis," *Europ. J. Orthod.*, Vol. 18, pp. 329~339.  
 (8) 최유경, 김태우, 서정훈, 1998, "대구치 직립 스프링 적용시 반작용에 관한 삼차원 유한요소 법적 연구," 대한치과교정학회지, 제28권, 제1호, pp. 61~74.  
 (9) Ash, M. M., 1993, *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*, 7th ed., W. B. Saunders, pp. 1~307.  
 (10) Cooidge, E. D., 1937, "The Thickness of the Human Periodontal Membrane," *J. Am. Dent. Assoc.*, Vol. 24, pp. 1260~1270.  
 (11) Andersen, K. L., Pedersen, E. H. and Melsen, B., 1991, "Material Parameters and Stress Profiles within the Periodontal Ligament," *Am. J. Orthod.*, Vol. 99, pp. 427~440.  
 (12) Gjessing, P., 1985, "Biomechanical Design and Clinical Evaluation of a New Canine-retraction Spring," *Am. J. Orthod.*, Vol. 87, pp.353~362.