

치주인대의 비선형 거동을 고려한 하악 견치의 유한요소해석

양훈철[†] · 김기태^{*} · 하만희^{**} · 손우성^{***}

Finite Element Analysis of the Mandibular Canine for Nonlinear Deformation of the Periodontal Ligament

HoonChul Yang, KiTae Kim, ManHee Ha, WooSung Son

Key Words : Hyperelastic Constitutive Equation(초탄성 구성방정식), Periodontal Ligament(치주인대), Finite Element Analysis(유한요소해석), Orthodontic Treatment(교정치료), Mandibular Canine(하악 견치)

Abstract

Hyperelastic constitutive equations for nonlinear deformation of the periodontal ligament were investigated. The parameters in the strain energy potentials were obtained from experimental data for uniaxial and shear responses of the human periodontal ligament. The hyperelastic constitutive equations based on two strain energy potentials was also compared with the linear elastic equation, which is recently reported. The best fitted parameters in the strain energy potentials was applied to finite element program (ABAQUS) to simulate special orthodontic treatment of a mandibular canine.

1. 서론

부정교합(Malocclusion)을 보이는 환자에게 교정치료(Orthodontic Treatment)를 수행할 때 치아에 가해지는 교정력은 치아지주조직(Periodontium)의 변형(Deformation)을 초래하게 된다. 이때 치주조직 또는 치아지주조직의 치주인대 세포(Periodontal Ligament Cell)가 이러한 변형에 반응하여 인접한 치조골(Alveolar Bone)의 흡수(Resorption), 첨가(Apposition)와 같은 치조골 개조(Remodeling)를 일으키게 되며 이러한 결과로 치아 이동이 나타난다.⁽¹⁾

1970년 중반에 유한요소해석(FEM)이 교정치료의 이해를 위해 처음 소개된 이후로 이를 이용한 교정력 적용에 따른 치아 변형에 관한 많은 연구가 수행되었다.^(1,2) 하지만, 현재까지도 치아의 이동 및 변형에 관한 생물학적 반응과 재료의 역학적 요인에 대한 관계

는 아직도 미흡한 부분이 많다. 특히 국내의 이러한 교정학적인 연구는 거의 행해지고 있지 않으며 대부분 외국의 연구결과에 크게 의존하여 교정을 시행하고 있다.

치아 교정에 대한 유한요소해석시 중요한 기술적 부분으로는 치아의 정밀한 3차원 모델 구성과 치아 골조직, 치주인대에 대한 구성방정식의 개발이다. 그러나 사람의 치아는 인종, 나이, 성별 및 지역 등 매우 다양한 변수에 의해 그 특성을 달리하며 현재까지도 표준화된 형태와 기계적 물성이 존재하지 않는다.⁽³⁻⁷⁾ 이러한 점은 치아의 생역학적 해석을 하는데 많은 문제점으로 작용한다.

본 논문에서는 치주인대의 교정력에 대한 정확한 비선형 거동을 예측하기 위하여 초탄성 구성모델을 도입하고 치주인대의 인장과 전단 변형의 실험치와 비교하였다. 실험치와 초탄성 모델에 의한 결과의 비교로부터 최적화된 모델의 재료상수를 제안하였으며 이를 견치(Canine)의 교정력에 따른 변형해석을 위해 유한요소해석에 사용하였다. 또한, 현재까지 보고된 치주인대의 선형 탄성계수에 의한 결과와 비교 분석하여 초탄성 모델에 의한 해석결과를 평가하였다.

[†] 포항공대 기계공학과 대학원

E-mail : goodman@postech.edu

TEL : (054)279-2954 FAX : (054)279-2871

^{*} 포항공대 기계공학과 교수

^{**} 부산대학교 치과 교정학교실

^{***} 부산대학교 치과 교정학교실 교수

2. 치아의 형태와 모델링

2.1 치아의 구성조직과 주위조직

치아의 구성조직은 경조직인 법랑질(Enamel), 상아질(Dentin) 및 백악질(Cementum)과 연조직인 치수조직(Pulp Tissues)으로 구성되어 있으며 치아 주위조직으로는 치조, 치주인대 및 치은(Gingiva) 등이 있다.⁽⁸⁾ Fig. 1은 치아의 구성조직 및 주위조직에 대한 개념도를 나타낸다.

치아의 머리부분인 치관은 법랑질 및 상아질로 구성되며 치아가 잇몸에 박혀있는 이뿌리인 치근은 상아질과 치수조직으로 구성된다. 치관의 법랑질은 상아질보다 약간 강성이 높으나 단순화를 위해 일반적으로 유한요소해석시 두 조직의 물성차이는 고려되지 않는다. 또한, 치근 및 치관내에 존재하는 치수조직은 유체적인 개념으로 인식되는 경향이 크기 때문에 치아의 이동에 대한 해석시 무시된다. 따라서, 치아의 이동에 대한 유한요소해석시 경질의 치관 및 치근부와 치아 주위조직인 치조골과 치주인대만이 일반적으로 고려된다.

2.2 견치의 모델링

견치의 모델링을 위해 정상교합자의 하악 견치(Canine)를 높이 1 mm 간격으로 전산화 단층촬영(GE, Lightspeed Qx/i, USA)하고 촬영된 평면 이미지를 2차원 좌표분석 프로그램(WinDIG 2.5)으로 분석하였다. 각 평면마다 수치화된 좌표값을 CAD/CAM 프로그램인 I-DEAS[9]에 입력 변환하여 폐곡선을 형성한 후 높이에 따른 폐곡선을 치아의 높이 방향으로 연결(Lofting)하여 3차원 Solid 모델을 구성하였다. 이때 치주인대는 치근부분에 0.25 mm의 두께로 균일하게 둘러싸인 구조로 형상화 하였다.⁽⁷⁾ I-DEAS에 의해 3차원적으로 형상화된 치아의 모델은 자유격자생성(Free Meshing) 방식에 의해 유한요소로 격자화하여

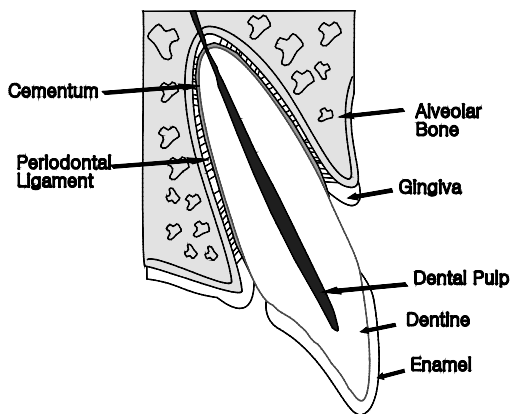


Fig. 1 Anatomical structure of the tooth

해석모델을 완성하였다.⁽⁹⁾ Fig. 2는 유한요소해석을 위해 사용된 견치의 형상을 나타낸다.

2.3 치아의 해석 및 경계조건

I-DEAS⁽⁹⁾에 의해 3차원적으로 구성된 치아의 유한요소모델은 상용 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS⁽¹⁰⁾에 의해 해석되었다. ABAQUS는 현재까지 알려진 상용 유한요소해석 프로그램 중에서 비선형 구성 방정식의 계산 결과가 매우 우수하고 사용자에게 의한 구성 방정식을 유한요소모델에 적용하기 용이하다.⁽¹⁰⁾ ABAQUS를 이용한 견치의 유한요소해석을 위하여 치관 및 치근부에는 7430개의 4절점 3차원 요소인 C3D4(4-node linear tetrahedron)를 사용하였으며 치주인대에는 21338개의 C3D4H(4-node linear tetrahedron, hybrid with linear pressure)와 견치 브라켓(Bracket)을 위해 21개의 R3D3(3-node, triangular facet, 3-D rigid element) 및 15개의 R3D4(4-node, bilinear quadrilateral, 3-D rigid element)를 사용하였다.⁽¹⁰⁾ 상대적으로 연한 치주인대의 외부는 경조직인 치조골

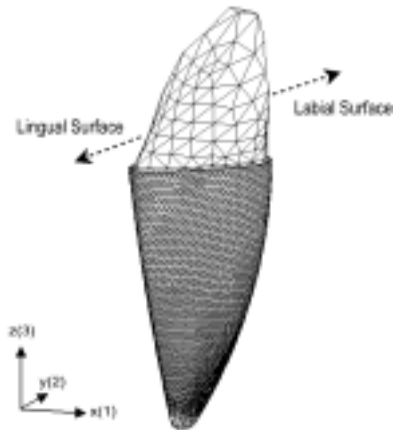


Fig. 2 Finite element meshes of a mandibular canine

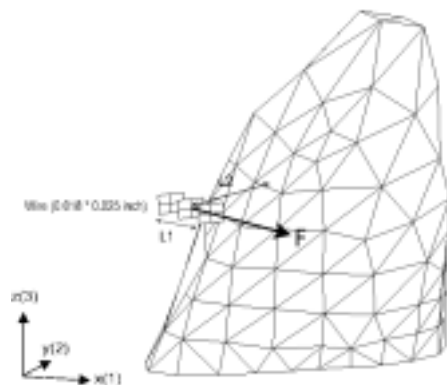


Fig. 3 Boundary and loading conditions of a mandibular canine for finite element analysis

로 둘러싸여 있어서 치근부의 변형과 이동이 매우 제한된다. 따라서, 치주인대의 최외각 부분은 완전 고정되었다고 가정할 수 있기 때문에 유한요소의 경계 조건으로 치주인대 최외각 절점(Node)의 자유도를 모두 구속하였다. 또한, 치주인대와 치근부분은 완전 접합(Perfect Bonding)으로 가정하였으며 이러한 가정은 실제의 치아의 조직구성과 매우 유사하다고 할 수 있다.^(1,7,11)

2.3.1 하악 견치의 유한요소해석

하악 견치에 교정력이 작용할 때 치아의 변형 및 이동에 대한 유한요소해석을 수행하기 위해 치관의 중간높이에 폭(L1) 1.7 mm의 브라켓과 와이어 단면(0.018×0.025 inch²)을 형성하였다. 교정력이 가해지는 지점과 설측 치면상의 부착점의 거리(L2)는 1.5 mm로 설정하였으며 교정시 삽입되는 와이어의 브라켓의 중심점에 와이어의 방향과 나란하게 100 gf의 교정력을 가하였다. 이러한 교정력은 치근의 이동(Translation)과 회전(Rotation)을 발생시켜 치아의 변형을 발생 시킨다. Fig. 3은 유한요소해석시 사용된 하악 견치의 치관에 사용된 하중조건 및 브라켓의 크기와 위치를 나타낸다.

3. 치아 및 치주인대를 위한 구성모델

3.1 치근 및 치관

치근과 치관의 조직은 경조직인 상아질로 대부분 이루어졌다. 이러한 상아질은 이방성의 성질을 나타내기도 하지만 치주인대에 비해 매우 경한 조직임을 고려하여 등방성(Isotropic)으로 가정하여 해석하였다.^(4,7) 또한 교정력의 크기가 치아 경조직의 강성에 비해 매우 작은 하중범위 안에서 치아의 이동과 변형이 발생되기 때문에 치근 및 치관의 기계적 거동은 등방성의 선형 탄성(Linear-elasticity)으로 가정하였다.⁽¹⁾

3.1.1 선형 탄성 구성모델(Linear-Elastic Model)

Hooke의 법칙으로부터 응력 텐서 σ_{ij} 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl}^e \epsilon_{kl}^e \quad (1)$$

여기서 D_{ijkl}^e 는 4차 탄성계수(Elastic Modulus) 텐서이다.

3.2 치주인대

3.2.1. 선형 탄성거동(Linear-Elastic Behavior)

치근부를 약 0.25 mm 두께로 둘러싸는 치아 지지 조직인 치주인대는 현재까지도 그 기계적 특성 및 거

동에 대한 실험 및 이론적 결과가 매우 미흡하다.⁽¹⁾ 그러나, 최근에 치주인대의 인장-압축 실험결과가 일부 소개되어 중요한 연구 결과로 활용되고 있다.^(3,4) 하지만, 치주인대의 기계적 특성은 생물학적 조직의 특성상 나이, 성별, 인종, 지역 뿐만이 아니라 변형속도, 온도 등의 물리적 요인에 의해서도 그 특성을 달리하기 때문에 비교적 큰 실험적 어려범위를 나타내는 경향이 있다.

치주인대의 응력-변형률의 기계적 거동은 비선형 형태를 나타내지만 기존의 유한요소해석 결과에서도 알 수 있듯이 대부분 치주인대를 등방성의 선형탄성 거동으로 가정하여 해석하였다.^(1,7) 이는 치아의 비선형 관계에 대한 이론적 모델이 거의 존재하지 않고 기존의 제안된 비선형 모델도 적용이 너무 복잡하기 때문이다. 또한, 간단한 Hooke의 법칙에 의한 탄성계수를 치주인대에 적용할지라고 발표된 치주인대의 물성치 분포가 너무 커서 유한요소해석 결과에 많은 차이가 나타날 수 있는 문제점이 있다. 이에 본 논문에서는 현재까지 보고된 치주인대 탄성계수의 최고치와 최저치를 이용하여 탄성계수의 차이에 따른 치아의 이동 및 변형과 응력분포 등을 평가하였으며 치주인대의 비선형 거동을 예측하는 데 용이한 초탄성 구성방정식과 초탄성 모델의 재료 상수를 제안하였다. Table. 1은 유한요소해석에 사용된 치아 및 치주인대의 선형 탄성계수 및 포와송 비를 나타낸다.

3.2.2 비선형 탄성거동(Nonlinear- Elastic Behavior)

3.2.2.1. 초탄성 모델(Hyperelastic Model)

치주인대의 비선형 거동을 예측하기 위하여 초탄성 구성방정식을 도입하였다. 대부분의 치주인대의 포와송 비가 0.45 이상이기 때문에 비압축성이라고 가정할 수 있으며^(1,7) 이는 변형률 에너지 포텐셜(Strain Energy Potential)의 형태로 나타낼 수 있다.

초탄성체의 구성 방정식은 변형률 에너지 포텐셜 $U(\epsilon)$ 로부터 얻을 수 있다. 초탄성체를 위한 변형률 에너지 포텐셜들은 여러 가지가 있지만, 본 논문에서는 Ogden 형태와 Reduced Polynomial 형태에 대해서

Table 1 Linear elastic material parameters of the tooth and the periodontal ligament⁽¹⁾

	E [MPa]	ν
Tooth	20,000	0.30
PDL	0.8 (Min)	0.49
	68.9 (Max)	

만 간단히 언급하기로 한다.

Ogden 변형률 에너지 포텐셜 U_o 은 다음과 같이 쓸 수 있다.⁽¹⁰⁾

$$U_o = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (2)$$

여기서 $\bar{\lambda}_i, \lambda_i, J^{el}$ 과 N 은 각각 편차 주 연신율 ($\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i$), 주 연신율, 탄성 체적비와 재료상수를 나타낸다. 또한, μ_i, α_i 와 D_i 는 온도에 의존하는 재료상수이다.

Reduced Polynomial 변형률 에너지 포텐셜 U_{rp} 는 다음과 같이 쓸 수 있다.⁽¹⁰⁾

$$U_{rp} = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (3)$$

여기서 C_{i0} 는 온도에 의존하는 재료상수이며, \bar{I}_1 은 편차 변형률의 1 차 불변량이다. 식 (2)와 (3)에서 D_i 는 재료의 압축성을 나타내며, $D_i = 0$ 는 재료가 완전 비압축성임을 의미한다. Reduced Polynomial 변형률 에너지 포텐셜 U_{rp} 에서 $N=1$ 이면 Neo-Hookean 변형률 에너지 포텐셜이 되며 $N=3$ 이면 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜로 표현된다.⁽¹⁰⁾ 따라서, 본 연구에서는 치주인대의 비선형 거동을 예측하기 위하여 초탄성 모델의 수렴성(Stability)이 뛰어난 3 차 Ogden 모델과 Yeoh 의 변형률 에너지 포텐셜을 이용하여 치아 교정의 유한요소해석을 수행하였다.

2.2.2. 초탄성 모델의 적용과 평가

제안된 초탄성 모델에 의한 치주인대의 기계적 거동을 평가하기 위하여 최근에 발표된 치주인대의 실험치⁽³⁾를 Ogden 변형률 에너지 포텐셜과 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜을 사용하여 응력-변형률의 비선형 관계를 예측하였다. 선형 혹은 비선형 Least-Square 곡선접합의 방식을 이용하여 이론치와 실험치의 차이를 최소화하는 각각의 초탄성 구성방정식을 위한 재료상수를 구하였다.

실험치와 구성 방정식에 의해 계산된 계산치와의 차이의 제곱 S_r 은 다음의 식으로 표현할 수 있다.⁽¹¹⁾

$$S_r = \sum_{i=1}^n e_i^2 = \sum_{i=1}^n (Y_{i,exp} - Y_{i,model})^2 \quad (4)$$

여기서, e_i 는 실험치 $Y_{i,exp}$ 와 구성 방정식에 의한 계산치 $Y_{i,model}$ 의 차이를 나타낸다. 실험치와 구성 방정식에 의한 결과의 차이를 정량적으로 평가하기 위해 관계계수(Correlation Coefficient) R 를 구하였다.

$$R = \sqrt{R^2} = \sqrt{\frac{S_t - S_r}{S_t}} \quad (5)$$

여기서, S_t 는 S_r 의 전체 합을 나타낸다. 따라서, 구성 방정식에 의한 완벽한 실험치의 예측시에는 $S_r=0$ 및 $R^2=R=1$ 이 된다.⁽¹¹⁾

4. 유한요소해석 결과 및 고찰

4.1 초탄성 구성모델

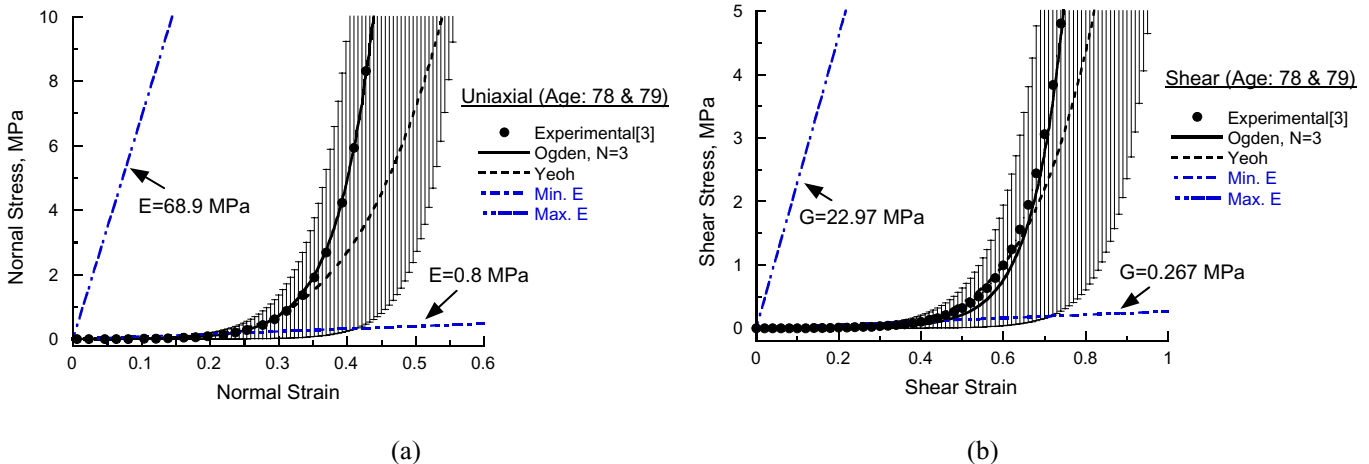


Fig. 4 Variation of (a) normal stress with normal strain and (b) shear stress with shear strain for the periodontal ligament

Table 2 The correlation coefficient between theoretical results by two strain energy potentials and experimental data

	Correlation Coefficient, R	
	Ogden Model (N=3)	Normal
	Shear	0.92695
Yeoh Model	Normal	0.37310
	Shear	0.75868

Table 3 Material parameters for the Ogden strain energy potential of the periodontal ligament

α_i		μ_i [MPa]		D_i [MPa ⁻¹]	
α_1	24.8871	μ_1	-9.93056	D_1	0
α_2	25.0	μ_2	6.15053	D_2	0
α_3	24.6997	μ_3	3.79562	D_3	0

Table 4 Material parameters for the Yeoh strain energy potential of the periodontal ligament

C_{i0} [MPa]	C_{10}	9.6825×10^{-3}
	C_{20}	-1.4368×10^{-2}
	C_{30}	3.3387
D_i [MPa ⁻¹]	D_1	0
	D_2	0
	D_3	0

Fig. 4(a)와 (b)는 각각 치주인대의 인장 및 전단 변형시 응력-변형률의 실험치와 초탄성 구성방정식에 의한 이론치의 비교를 나타낸다. 치주인대 실험치의 분포가 다소 크기 때문에 실험치의 최대값과 최소값의 범위를 에러바(I)로 표기하였다. Fig. 4의 Ogden 모델에 의한 결과는 치주인대의 인장 및 전단 변형에 의한 기계적 거동을 매우 잘 예측함을 알 수 있다. 또한, Yeoh 모델에 의한 결과는 다소 실험치와 차이를 보이지만 치주인대의 항복강도 및 전단강도를 보통 5~10 MPa로 가정하였을 경우^(3,4)에는 이론적 결과가 실험치의 에러범위 안에 위치하여 Yeoh 모델에 의한 치주인대의 유한요소해석도 적절한 결과로 활용될 수 있을 것이다. Table 2는 초탄성 모델에 의한 해석치와 실험치의 관계계수를 나타내며 Table 3 및 4는 각각 치주인대의 비선형 거동을 Least Square 곡선접합에 의한 최적화된 Ogden 및 Yeoh의 변형률 에너지 포텐셜의 재료상수를 나타낸다.

4.2 하악 견치의 유한요소해석

치주인대의 구성방정식에 따른 치아의 이동과 응력 분포의 차이를 조사하기 위하여 견치의 치주인대를 선형 탄성계수로 고려한 경우와 Ogden 및 Yeoh 초탄성 모델로 고려한 경우를 비교 하였다. Fig. 5는 하악 견치의 유한요소해석시 치주인대의 구성방정식의

변화에 따른 견치의 이동을 조사하기 위한 측정위치를 나타낸다. Fig. 5에서처럼 치관점 중심점을 P1, 치근 하부와 치근의 접점 중심을 P2, 치근점 중심을 P3로 나타내었다.

Table 5는 교정력 F=100 gf를 이용하여 하악 견치의 유한요소해석시 치주인대의 구성방정식 변화에 따른 견치 이동을 나타낸다. 탄성계수 및 구성방정식의 변화에 따라 치아의 위치변화는 약 10~10000 배 정도까지 차이가 나타났으며 2개의 초탄성 모델에 의한 결과는 거의 유사한 결과를 보였다. 전반적으로 치주인대의 구성방정식의 변화에 따른 견치의 위치변화는 다소 크게 나타났으며 상대적으로 치관점(P1)의 변위는 치근점(P3)의 변위보다 작게 나타났다. 이는 치아의 치주인대가 치근부위를 둘러싸는 형태이기 때문인데 이러한 치주인대의 기계적 성질 변화는 치아의 위치변화에 매우 큰 영향을 주게 된다. 따라서, 치주인대의 기계적 거동을 정확히 예측할 수 있는 구성방정식의 개발은 교정치료를 위한 치아이동의 유한요소해석시 매우 중요한 부분중의 하나이다.

Fig. 6은 하악 견치의 유한요소해석시 치주인대의 구성방정식 변화에 따른 치주인대의 최소 주응력 (Minimum Principal Stress) 분포를 나타낸다. Fig. 6

(a)와 (b)는 선형 탄성계수 $E=0.8$ 과 $E=68.9$ MPa 를 사용한 결과이며 Fig. 7 (c)와 (d)는 각각 Ogden 과 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜을 사용한 결과를 나타낸다. 치아의 유한요소해석시 최소 주응력의 분포는 치아 교정시 나타나는 생물학적 현상중의 하나인 파골세포 (Osteoclast)의 무세포대(Cell-Free Zone) 형성과 매우 관련이 크기 때문에 치근 및 치주인대의 해석시 중요한 결과로 작용한다.⁽¹⁾ 치주인대 전체에 약 -0.3 MPa 이내의 하중분포를 보임을 알 수 있으며 이러한 유한요소해석결과는 교정 치료시 적절한 교정력의 크기를 결정할 수 있는 결과로 활용될 수 있다. 또한, 초탄성 구성방정식에 의한 결과는 치주인대의 비압축성에 의해 선형 탄성계수에 의한 결과보다 균일한 응력 분포를 보인다. 이러한 치주인대의 비선형 거동에 의한 응력 분포는 기존의 단순한 선형 모델에 의한 결과

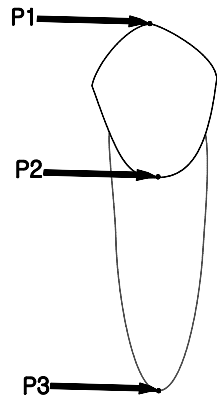


Fig. 5 Measuring points for finite element analysis of a mandibular canine

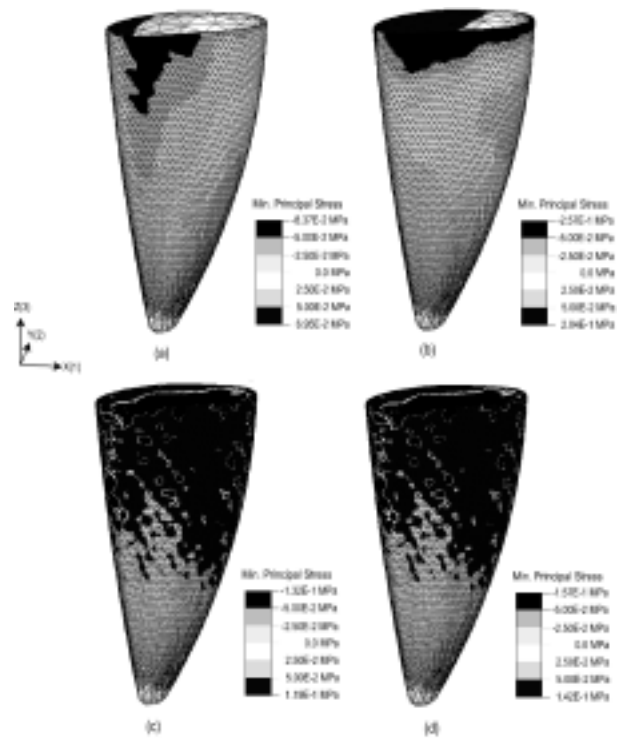


Fig. 6 Minimum principal stress contour of the periodontal ligament of a mandibular canine by using various elastic and hyperelastic constitutive equations for the periodontal ligament; (a) $E=0.8$ MPa, (b) $E=68.9$ MPa, (c) the Ogden and (d) the Yeoh strain energy potential

Table 5 Displacement data of a mandibular canine with elastic and hyperelastic behavior of the periodontal ligament

	Position	Δx [mm]	Δy [mm]	Δz [mm]
Elastic ($E=0.8$ MPa)	P1	1.3045E-03	-8.1004E-04	-1.6370E-04
	P2	5.4143E-04	-4.6705E-04	-4.7374E-05
	P3	-3.4767E-04	-6.0174E-05	-3.3224E-05
Elastic ($E=68.9$ MPa)	P1	1.3641E-04	-1.4021E-04	-4.9292E-06
	P2	1.9088E-05	-1.9768E-05	1.3251E-07
	P3	-5.8348E-09	-7.4141E-08	-5.6214E-07
Ogden	P1	2.8303E-05	-2.8906E-05	-7.9959E-07
	P2	1.3236E-06	-8.8518E-07	-3.9924E-08
	P3	-4.4252E-13	-1.1541E-13	2.9889E-14
Yeoh	P1	2.8304E-05	-2.8910E-05	-7.9990E-07
	P2	1.3224E-06	-8.8619E-07	-3.9714E-08
	P3	-3.6681E-13	-7.6921E-14	2.1333E-14

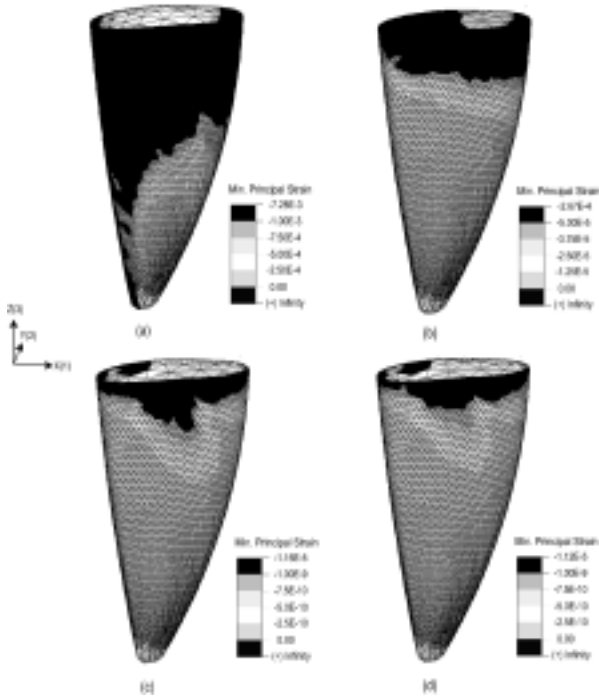


Fig. 7 Minimum principal strain contour of the periodontal ligament of a mandibular canine by using various elastic and hyperelastic constitutive equations for the periodontal ligament; (a) $E=0.8$ MPa, (b) $E=68.9$ MPa, (c) the Ogden and (d) the Yeoh strain energy potential

와 다소 차이가 크게 나타나기 때문에 추후 치아의 교정시 무세포대(Cell-Free Zone)의 임상 분포와 비교하는 데 중요한 결과로 사용될 수 있을 것이다.

Fig. 7은 하악 견치의 유한요소해석시 치주인대의 구성방정식의 변화에 따른 치주인대의 최소 주변형률(Minimum Principal Strain)의 분포를 나타낸다. Fig. 7 (a)와 (b)는 선형 탄성계수 $E=0.8$ 과 $E=68.9$ MPa를 사용한 결과이며 Fig. 6 (c)와 (d)는 각각 Ogden과 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜을 사용한 결과를 나타낸다. 치주인대의 변형은 치관 하중점에 가까운 상부에 집중적으로 크게 나타났으며 치관에서 멀어질수록 변형이 작게 나타나는 경향을 보였다. 또한, 탄성계수 및 구성방정식에 따른 치주인대의 주변형률 차이가 매우 크게 나타났으며 초탄성 구성모델에 의한 변형은 특히 작게 나타났다. 이러한 현상은 치주인대의 포와송 비가 대략 0.5로 체적 변형률이 거의 발생하지 않는 비압축성 조직으로 작용하는 특성을 갖고 있기 때문이다. 따라서, 기존의 탄성모델에 의한 결과로는 이러한 치주인대의 비압축성 및 비선형 거동에 의한 응력 및 변형률 변화를 예측할 수 없기 때문에 Table 5에서처럼 견치의 유한요소해석시 치근의 위치변화가 초탄성 구성모델에 의한 결과보다 매우 크게 나타나는 것이다.

Fig. 8은 하악 견치의 유한요소해석시 치주인대의

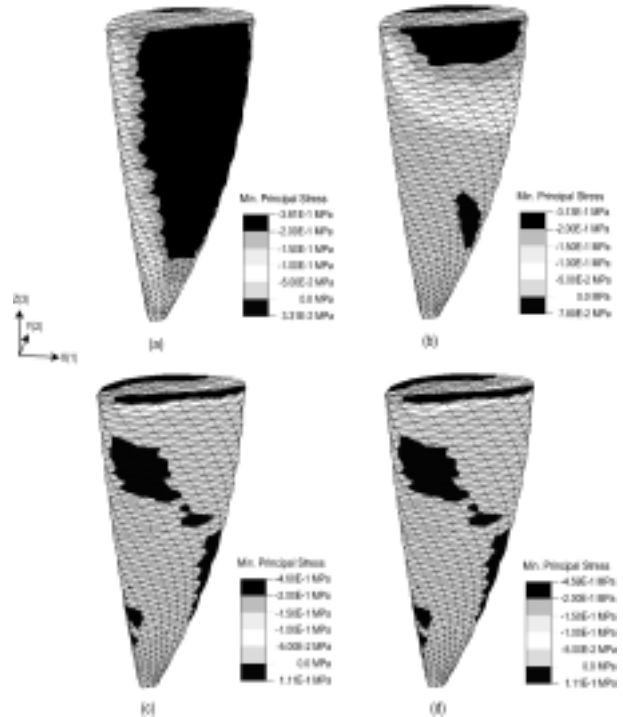


Fig. 8 Minimum principal stress contour of the periodontal ligament of a mandibular canine by using various elastic and hyperelastic constitutive equations for the periodontal ligament; (a) $E=0.8$ MPa, (b) $E=68.9$ MPa, (c) the Ogden and (d) the Yeoh strain energy potential

구성방정식 변화에 따른 치관의 최소 주응력 분포를 나타낸다. Fig. 8(a)와 (b)는 선형 탄성계수 $E=0.8$ 과 $E=68.9$ MPa를 사용한 결과이며 Fig. 8 (c)와 (d)는 각각 Ogden과 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜을 사용한 결과를 나타낸다. 전체적으로 응력 분포의 경향은 다소 차이가 있으나 치근의 응력은 약 -0.5 MPa 이내로 상대적으로 매우 작은 응력분포를 보인다. 이러한 결과는 실제 교정력으로 적용되는 범위인 100~200 gf의 하중으로는 강조적인 치근과 치관부에 변형을 거의 일으킬 수 없음을 보여준다. 이러한 해석결과로부터 치아 이동은 대부분 치아 지지조직인 치주인대의 변형에 의한 현상임을 알 수 있다.^(7,11) 따라서, 교정 치료시 이러한 치아의 정밀한 이동 예측은 무엇보다도 치주인대 등의 연조직에 의한 기계적 거동을 정확히 해석할 수 있는 기술이 뒷받침되어야 할 것이다.

5. 결론

교정 치료시 치아의 이동 및 응력 분포를 조사하기 위하여 3차원 유한요소모델을 구성하였으며 치주인대의 비선형 거동을 예측하기 위한 초탄성 구성모델을 제안 및 평가하였다. 치주인대의 응력-변형률 실험치를 이용하여 최적화된 초탄성 구성모델을 실제 교정사례 중 하악 견치의 치주인대 구성 방정식으로 유한요소모델에 적용하여 다음과 같은 결과를 얻었

다.

(1) 치아 지지조직인 치근막의 비선형 거동은 Ogden 및 Yeoh 변형률 에너지 포텐셜을 이용한 초탄성 구성방정식으로 매우 잘 표현되었다.

(2) 치주인대의 기계적 특성을 위한 구성방정식의 차이는 교정의 유한요소해석시 치아의 이동 및 응력 분포에 매우 큰 영향을 주기 때문에 치주인대에 대한 정확한 구성방정식의 개발이 요구되며 제안된 초탄성 구성방정식은 치주인대의 비선형 거동 모델로 매우 유용하게 사용될 수 있다.

(3) 임상적으로 사용되는 교정력의 크기는 치근의 변형을 거의 발생시키지 않기 때문에 치아의 이동과 교정은 치아 외부조직인 연조직의 변형에 의해 발생됨을 알 수 있다.

참고문헌

- (1) Hayashi, K. and Ishikawa, H., 1996, *Computational Biomechanics*, Springer, pp. 115~134.
- (2) Andersen, K. L., Mortensen, H. T., Pedersen, E. H. and Melsen, B., 1991, "Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 13, pp. 293~303.
- (3) Toms, S. R., Dakin, G. J., Lemons, J. E. and Eberhardt, A. W., 2002, "Quasi-linear behavior of the human periodontal ligament," *J. Biomechanics*, Vol. 35, pp.1411~1415.
- (4) Woo, S. L-Y., Gomez, M. A. and Akeson, W. H., 1981, "The time and history-dependent viscoelastic properties of the canine medial collateral ligament," *J. Biomech. Eng.*, Vo. 103, pp. 293~298.
- (5) Cowin, S. C., 1989, *Bone Mechanics*, CRC Press Inc., Florida, pp. 97~157.
- (6) Mandel, U., Dalgaard, P. and Viidik, A., 1986, "A biomechanical study of the human periodontal ligament," *J. Biomechanics*, Vol. 19, pp. 637~645.
- (7) Jeon, P. D., Turley, P. K., Moon, H. B. and Ting, K., 1999, "Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model," *American J. Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, Vol. 115, No. 3, pp.267~274.
- (8) J. W. Shin, 1995, "Tooth morphology and practice", 2nd edition, JMG Press Inc., pp. 1~6.
- (9) I-DEAS Master Series 8.0, EDS, USA, 2000.
- (10) ABAQUS User's I, II and III Manual, Version 6.3, Hibbitt, Karlsson and Sorenson, USA, 2002.
- (11) Chapra, S. C. and Canale, R. P., 1998, *Numerical Methods for Engineers: with Programming and Software Applications*, WCB/McGraw-Hill, pp.438~439.