

치주인대의 비선형성을 고려한 치아 교정용 호선의 굽힘 최적화

허지인*, 이권희#

(*,# 동아대학교)

Bending Optimization of Archwire for Orthodontics Considering the Nonlinearity of Periodontal Ligament

Ji-In Heo*, Kwon-Hee Lee#

(Received 30 September 2013; received in revised form 11 November 2013; accepted 11 November 2013)

ABSTRACT

Orthodontics is a branch of dentistry that is concerned with the study and treatment of malocclusion, which may result from tooth irregularities, disproportionate jaw relationships, or both. Orthodontic devices consist of brackets, archwire connected to each bracket, and bends and hooks for auxiliary functions. Basically, orthodontics involves the interaction of brackets and archwire. It should be noted that uncontrolled tipping can occur due to unwanted movement of the teeth. The bending of an archwire can control the angle of an archwire and the rotation of a tooth. In this study, we predict the relationship between the bending angle of an archwire and the rotation of a tooth using the Kriging interpolation method. Also, we calculate the angle of an archwire that occurs at the minimum value of tooth rotation.

Key Words : Orthodontics(치아교정), Archwire(호선), Uncontrolled Tipping(비조절 경사이동), V bend(V 굽힘), Periodontal Ligament(치주인대), Nonlinear Analysis(비선형 해석), Kriging(크리깅)

1. 서 론

치아를 지탱하고 있는 치조골은 압축을 받으면 그 조직이 소멸되고, 반대로 인장을 받으면 원래의 밀도를 유지하기 위해 새로운 조직을 생성하는 순응성을 가지고 있다. 치아 교정은 치조골의 순응성을 이용하여 치아의 배열이나 위아래가 맞지 않아 심미적, 기능적으로 문제가 되는 부정교합의 치료

에 쓰이는 방법이다^[1]. 치아교정은 호선, 브래킷, 밴드, 미니 스크류 등을 이용하여 치아나 그 주변 조직에 적절한 외력을 가해주어 치아를 원하는 방향으로 이동시켜 정상적인 교합으로 맞춰주는 것이 최종 목적이다.

치아의 교합을 맞추기 위해 외력을 가해주고 이동시키는 과정에서 여러 가지 이동양상이 나타난다. 이때 나타나는 이동양상 중 비조절 경사이동(uncontrolled tipping)은 치아 교정 과정에서 나타나는 가장 단순한 치아 이동 형태이지만 대개 바람직하지 않은 이동 형태인 경우가 많다. 비조절 경사이동은 치아의 치관부와 치근부가 서로 반대 방향으로 움직여 나타나는 회전 이동의 형태이다.^[2]

Corresponding Author :

Dept. Mechanical engineering of Dong-A Univ.

E-mail : leekh@dau.ac.kr

* Dept. Mechanical engineering of Dong-A Univ.

이런 원치 않는 치아 이동을 제어하기 위해 사용하는 방법으로는 브라켓에 장착하는 호선의 두께, 종류, 형상을 바꿔주거나, 호선에 굽힘을 주는 방법 등이 있다. 이중 호선의 종류나 형상을 바꾸는 방법은 교정 과정에서 얻고자 하는 효과를 효과적으로 얻지 못하는 경우가 많으며, 그 효과를 정량적으로 나타내기가 어려워 기술을 하는 교정의 임상적 경험에 의해서 기술 시간과 결과가 좌우되는 경우가 많다.

반면에 호선에 굽힘을 주어 치아의 회전량을 제어하는 방법은 V형, 후프형, step형 등 여러 형상의 굽힘이 존재하며, 이것들의 제어 효과에 대해서는 80년대부터 2차원 정역학적 해석을 이용한 방법으로 호선 굽힘의 종류와 그 크기에 따라 치아 이동에 어떤 효과가 나타나는지에 대한 연구가 활발히 있었다.^[3-5] 초기의 연구들은 교정 장치와 호선의 상태에 따른 역학적 관계를 나타내는 기초적인 연구로는 높은 평가를 받고 있다. 그러나 대부분의 초기 연구들의 교정 장치 모델은 실제 치아 모델이 아닌 이상적인 2차원으로 단순화 시킨 형상을 이용한 연구가 대부분이므로 실제 치아 교정에 이 해석 결과를 반영하기는 어렵다. 따라서 이후 2차원에서 벗어나 실제 치아 교정에 적용이 가능한 3차원 유한요소 해석 연구들이 국내외에서 많이 이루어지고 있다.^[6-13]

3차원 유한요소 모델을 이용한 연구 중에서도 치아의 각 부분의 재료 성질에 따라서 기초적인 연구와 심화연구로 나뉜다. 이전의 선행 연구에서는^[1,6] 치아의 거동을 선형 탄성으로 가정하고 V형 굽힘의 각도에 따른 치아의 거동을 살펴보고 최적의 굽힘각을 찾아보았다.

본래 치주인대는 조건에 따라 점탄성과 비선형의 성질을 가진다고 알려져 있다. 그러나 초기의 연구에서는 이러한 성질을 고려하지 않고 선형 탄성으로 가정한 후 해석한 경우가 많았다. 이는 실제 임상에 적용하기는 어렵지만 치아 이동 경향을 살펴보기 위한 선행연구이다. 이후 치주인대의 점탄성과 비선형 성질을 고려한 연구가 나왔다. 본 연구의 선행연구로서 진행한 연구에서는 같은 강제변위 조건에서 치주인대를 선형 탄성, 비선형, 점탄성의 성질로 각각 고려한 치아 거동 해석을

진행했었다^[7]. 이를 통해 같은 조건에서 치주인대의 성질을 각각 다르게 주었을 때 치아의 이동 경향이 각각 어떻게 나타나는지를 알아보았다.

본 연구는 그 후속 연구^[7]로 3차원 유한요소 모델을 기초로 치주인대를 비선형 성질을 가진 재료로 가정하고 크리깅 메타모델을 이용하여 호선의 V형 굽힘 각도에 따른 치아의 회전 변위를 예측하고 회전 변위를 최소로 하는 V형 굽힘 각도를 찾아보고자 한다. 회전 변위를 제어하는 것은 불필요한 치아의 이동을 방지하는데 중요한 요소이다. 이를 위해 제 1, 2전치, 견치로 이루어진 좌측 상악 유한요소 모델을 이용하였다.

2. 치아교정 모델의 유한요소 해석

2.1 유한요소 모델링

본 연구에서는 치아의 이동 예측을 위한 선행 연구로 유한요소 해석을 하기 위해서 좌측 상악의 2개의 전치와 1개의 견치를 중심으로 치조골(alveolar bone), 치주인대(periodontal ligament, PDL), 치주근(root)을 3차원 유한요소 모델로 모델링했다. 치주인대는 사람에 따라 각각 그 두께가 다르지만 평균적으로 0.25 mm로 가정하고 모델링했다.^[14] 본 연구에 쓰일 치아 교정 장치는 치아에 직접 부착되는 브라켓과 이 브라켓에 고정되어 치아의 견인을 도와줄 호선으로만 이루어진 간단한 모델이다. 브라켓은 재료에 따라 결찰 방식에 따라 여러 가지 종류가 있지만 이 연구에서는 금속 브라켓을 가장 단순화한 형태로 모델링하였으며, 호선 역시 단순화해 모델링을 했다.

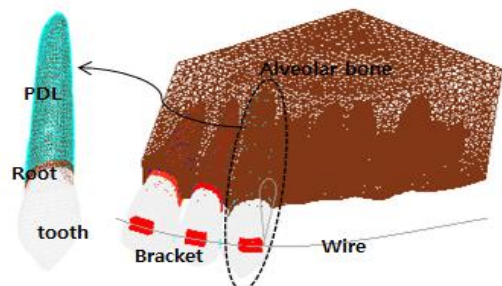


Fig. 1 Finite element model

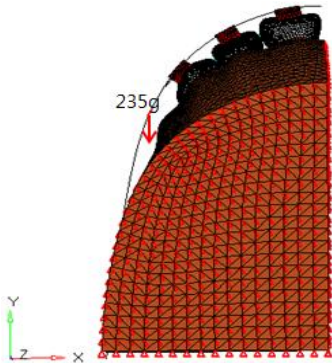


Fig. 2 Boundary condition

Table 1 stress-strain behavior of PDL

strain	stress(kPa)
0.0000	0.0000
0.1009	0.0030
0.1180	0.0049
0.1353	0.0080
0.1528	0.0130
0.1705	0.0212
0.1884	0.0345
0.2065	0.0562
0.2250	0.0914
0.2437	0.1488

Table 2 material property for the FE model

	Young's Modulus(MPa)	Poisson's Ratio
tooth	20,000	0.3
alveolar bone	2,000	0.3
PDL	0.05	0.3
bracket	200,000	0.3
wire	200,000	0.3

치아, 치조골, 치주인대 등은 3차원 유한요소 모델인 테트라 요소를 이용하여 모델링 했으며, V굽힘을 줄 호선은 보 요소로 모델링 하였다. 이때 사용된 호선은 직사각형 단면의 0.017×0.025 가 사용되었다. 본 연구에 사용된 3차원 유한요소 모델은 Fig. 1에 나타내었다.

2.2 유한요소 모델 및 경계조건

상악 좌측의 치아 모델을 가정한 모델링이므로 모델의 좌측 경계부분과 치조골의 위쪽은 두개골과 우측 치조골과 맞닿아 있다고 가정하고 자유도를 모두 구속해 주었으며, 브라켓과 연결된 호선엔 -Y방향으로 235 g의 하중을 가해주었다. 유한요소 모델에 나타낸 경계조건은 Fig. 2에 나타내었다.

치주인대를 제외한 유한요소 모델의 각 재질은 선형 탄성 재료로 가정했으며, 각 재료의 특성은 Table 2에 나타내었다. 치주인대는 보통 점탄성 성질을 가진다고 알려져 있다. 하지만 장기적인 해석(long-term)으로 본다면 치주인대는 점탄성이 아닌 비선형 재료로 단순화한 해석을 할 수 있다.^[15] 선행연구^[7]에서는 치주인대를 선형탄성, 비선형 탄성, 점탄성 등 각각의 재료로 가정하고 해석을 진행했지만 본 연구에서는 장기적인 해석의 관점에서 치아의 거동을 살펴보고자 한다. 따라서 치주인대를 비선형 재료로 가정하고 유한요소 해석을 진행하였다. 치주인대의 비선형 특성은 Table 1에 나타내었다.^[16]

2.3 유한요소 해석 결과

호선의 V형 굽힘의 각도에 따라 교정력이 어떻게 변하는지 알아보기 위해 우선 호선에 어떤 굽힘도 가하지 않은 상태에서 유한요소 해석을 진행하였다. 해석은 상용 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하였다. 치아의 회전 변위는 각 방

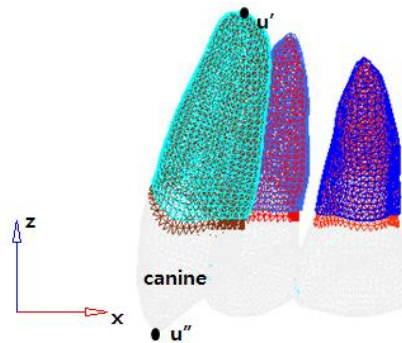


Fig. 3 position of rotation displacement

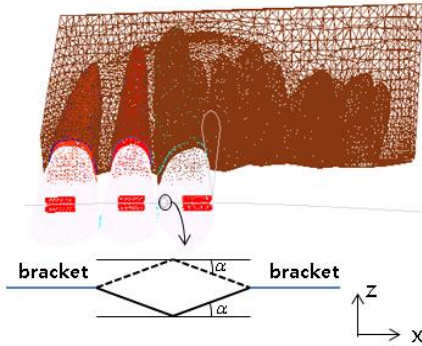


Fig. 4 V-bend of archwire

향에 다 나타나지만 치아 교정 시에 문제가 되는 회전 방향은 X방향의 Rotx 성분인 경우가 많다. 따라서 본 연구에서는 Rotx의 변위만을 고려하였다. 이때 Rotx 변위는 다음 식과 비례한다.

$$u = u' - u'' \quad (1)$$

각 성분은 Fig. 3에 나타내었으며 본 연구는 세 개의 치아 중 가장 회전량이 많은 좌측 견치의 변위에 대해서 진행하였다. 호선에 V형 굽힘을 주지 않은 상태에서의 해석 결과는 $u = -0.198 \text{ mm}$ 이다. 치아 교정에서 이러한 회전 변위를 최소화 할수록 이상적인 교정 과정이라고 할 수 있다.

3. 메타모델을 이용한 호선의 굽힘 해석

실제 치아 교정 과정에서 치아의 회전 변위를 조절하기 위해서 호선에 굽힘 각도를 줄 때 좌우측에 각각 한군데씩 V형 굽힘을 주는 경우가 많다. 본 연구에서 사용하는 유한요소 모델은 32개의 치아 중 좌측 3개의 치아만을 모델링한 대칭 모델이기 때문에 여기서는 제 2전치와 견치 사이의 호선 한군데에 V형 굽힘을 주었다. 상세한 위치는 Fig. 4에 나타내었다. 호선에 주는 굽힘은 교정 치료 중 치아의 불필요한 회전을 막기 위해서 호선의 Z방향으로 부여해 주었다. 호선의 굽힘 각도에 따른 치아의 이동 변위를 예측하기 위해서 메타모델 기법 중 크리깅 내삽법을 사용하였다.

3.1 반응모델 정의

호선의 굽힘 각도를 어떻게 정의하느냐에 따라 치아의

회전량이 결정된다. 본 연구에서는 설계변수에 해당되는 V형 굽힘의 각도 α 에 따라 치아의 회전변위 u 가 어떻게 변하는지 알아보고 이를 최소화하기 위한 호선의 굽힘 각도를 예측해보고자 한다. 아래는 크리깅 이론에 대한 간단한 소개이다.^[1,6]

크리깅 근사모델은 다음과 같이 표현된다.

$$y(x) = f(x) + z(x) \quad (2)$$

$y(x)$ 는 실제 함수이며 다항식 $f(x)$ 와 확률 변수 $z(x)$ 로 이루어져있다. 여기서 다항식 $f(x)$ 는 상수로 대치할 수 있는데 이를 식(3)에 나타내었다.

$$y(x) = \beta + z(x) \quad (3)$$

여기서 β 는 상수이고, $z(x)$ 는 평균이 0이고 분산이 σ^2 인 정규분포를 따르는 확률변수이다. 반응함수 $y(x)$ 는 회전변위 u 로 대응되며, x 는 굽힘 각도 α 와 같으며, 상관행렬 및 상관함수는 식(4), (5)와 같이 표현된다. 상관함수의 선택에 따라 크리깅 근사함수의 각 점들 사이에서의 정확도가 결정된다.

$$R(\theta; x^j, x^k) = \text{Corr}[z(x^j), z(x^k)] \quad (4)$$

$$R(\theta; x^j, x^k) = \text{Exp}\left[-\sum_{i=1}^n \theta_i |x_i^j - x_i^k|^2\right] \quad (5)$$

또한 \hat{y} 을 근사 모델의 함수라고 한다면 $y(x)$ 와 \hat{y} 의 평균제곱오차(mean squared error)가 최소가 되도록 하면 \hat{y} 는 다음과 같이 예측할 수 있다.

$$\hat{y}(x) = \hat{\beta} + r^T(x)R^{-1}(y - \hat{\beta})q \quad (6)$$

여기서 $\hat{\beta}$ 는 β 의 일반화된 추정치, R^{-1} 은 상관행렬 R 의 역행렬, r 은 상관벡터, y 는 n_s 개의 표본데이터 벡터이고, q 는 n_s 개 성분을 갖는 단위벡터이다. 우도함수(likelihood function) L 은 다음 식(7)과 같이 정의된다.

$$L(y, \theta, \beta, \sigma^2) = \frac{(2\pi\sigma^2)^{-n_s/2}}{\sqrt{|R|}} \cdot \text{Exp}\left[-\frac{(y - \beta q)^T R^{-1}(y - \beta q)}{2\sigma^2}\right] \quad (7)$$

위 식을 이용하여 구한 β 와 σ^2 의 최대우도 추정치는 식(8), (9)에 나타내었다.

$$\hat{\beta} = (q^T R^{-1} q)^{-1} q^T R^{-1} y \quad (8)$$

$$\hat{\sigma}^2 = \frac{(\mathbf{y} - \hat{\beta}\mathbf{q})^T \mathbf{R}^{-1}(\mathbf{y} - \hat{\beta}\mathbf{q})}{n_s} \quad (9)$$

θ 의 값을 구하기 위해서는 더 복잡한 과정이 요구되는데 θ 의 최대우도 추정량인 $\hat{\theta}$ 를 구하기 위해서는 아래와 같은 최적화 문제를 해결해야 한다.

$$\text{Maximize} - \frac{[n_s \cdot \ln(\hat{\sigma}^2) + \ln|\mathbf{R}|]}{2} \quad (10)$$

3.2 반응모델 해석 결과

메타모델을 생성하기 위해서는 먼저 표본점의 개수를 정의해야 한다. 본 연구에서는 굽힘 각도를 $-30^\circ \sim 30^\circ$ 로 제한하고, 이를 총 10개의 표본점으로 나누었다. 각 표본점에서의 변위 계산을 위한 유한요소 해석은 상용 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 사용하였다. 각 표본점과 각 표본 별 변

Table 3 sample point and responses

Case No.	Design variable(°)	Responses(mm)
1	30	-0.02583
2	24	0.01444
3	18	0.03880
4	12	-0.13369
5	6	-0.16965
6	-6	-0.20716
7	-12	-0.13332
8	-18	-0.05948
9	-24	0.01436
10	-30	0.08820

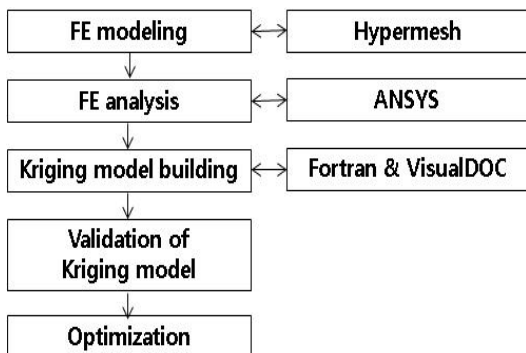


Fig. 5 Design process

Table 4 Responses of the metamodel

Case No.	Initial value(°)	Design variable(°)	Responses(mm)
1	-30	-23.648	0.184×10^{-3}
2	-25	-23.652	0.184×10^{-3}
3	-20	-23.647	0.184×10^{-3}
4	-15	-23.640	0.184×10^{-3}
5	-10	-23.708	0.184×10^{-3}
6	-5	-23.648	0.184×10^{-3}
7	0	18.790	0.463×10^{-3}
8	5	16.973	0.340×10^{-2}
9	10	23.488	0.544×10^{-10}
10	15	19.161	0.989×10^{-3}
11	20	19.278	0.726×10^{-7}
12	25	23.458	0.651×10^{-10}
13	30	30.00	0.667×10^{-3}

위 결과는 Table 3에 나타내었다. 회전 변위를 최소값으로 하는 최적화 문제를 해결하기 위해 Visual Fortran과 VisualDOC을 이용하였다. 본 연구에서 진행된 모델링, 유한요소 해석 및 최적화 프로세스는 Fig. 5에 나타내었다.

생성된 메타모델을 이용해서 구한 최적의 굽힘 각도와 그 반응치는 Table 4에 나타내었으며, 이때의 반응치는 기존 반응치의 제곱 값이다. 이를 통해 예측된 최적의 굽힘 각도는 23.488° 이고, 이때의 변위는 약 7.375×10^{-6} mm이다. 예측값의 타당성을 검증하기 위해 유한요소 모델을 이용하여 V형 굽힘의 각도가 23.488° 일 때의 Rotx의 변위를 계산해 보았으며, 이때의 변위는 6.50×10^{-5} mm로 나왔다. 이 값은 기존 초기 변위 값인 -0.198 mm에 비해 0에 가까운 값으로 이는 치아 교정에서 호선에 주는 굽힘 각도로 치아의 회전량 제어 기능을 향상시켰다고 할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 2개의 전치와 1개의 견치로 이루어진 상악 좌측 대칭 유한요소 모델을 이용하여 치아 교정 과정에서 생길 수 있는 치아의 비조절

경사이동이 일어나는 경우의 유한요소 해석을 하였다. 또한 메타모델 기법 중 크리깅 내삽법을 사용하여 치아 교정용 호선의 굽힘을 이용한 치아의 회전 변위를 예측하고 이를 최소화할 수 있는 최적의 호선 굽힘 각도를 구했다.

또한 본 연구에서는 치주인대를 비선형 탄성의 성질로 가정하고 해석을 진행했지만, 이를 점탄성 성질로 가정하고 해석을 진행한다면 치아 교정 초기 단계의 치아 거동을 알 수 있을 것이다.

신뢰성 높은 메타모델과 실제에 가까운 유한요소 모델을 이용하여 호선의 V형 굽힘에 따른 변위와 최적 굽힘값을 찾는다면 이는 실제 치아 교정 과정에서도 적용할 수 있을 것이다. 이는 향후 과제에서 수행할 예정이다.

후 기

이 논문은 2013년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (2012R1A1A4A01004291).

REFERENCES

1. Lee, K. J., Cho, Y. S., Kim, S. P. and Lee, K. H., "Prediction of the bending effect of an archwire for orthodontics," *Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineering*, Vol. 9, pp. 95-100, 2010.
2. Park, Y. C., Burstone, C. J., *Segmented arch technique*, Jisung pub, pp. 15-19, 2001.
3. Burstone C. J., and Koenig H. A., "Creative Wire Bending - The Force System from Step and V Bends," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 93, pp. 59-67, 1988.
4. Frans Ronay, Wolfgang Kleinert, Birte Melsen, Charles J., Burstone, "Force system developed by V bends in an elastic orthodontic wire," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 96, pp. 295-301, 1989.
5. Christian Demange, DCD., SQODF., CECSMO.,

"Equilibrium situations in bend force systems," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 98, pp. 333-339, 1990.

6. Jeon, B. H., Han, S. H. and Lee, K. H., "Bending angle optimization of archwire in orthodontics", *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 26, pp. 3959-3964.
7. Heo, J. I., Han, S. H. and Lee, K. H., "Finite element analysis, considering viscoelastic property of periodontal ligament," Submitted to *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Sep., 2013.
8. Steven J. Lindauer, Robert J. Isaacson, A. Denis Brilto, "Three-dimensional force systems from activated orthodontic appliances," *Topics in Biomechanics*, Vol. 7, pp. 207-214, 2001.
9. Paolo M. Cattaneo, Michel Dalstra, Birte Melsen, "Moment to force ratio center of rotation and force level : A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 133, pp. 681-689, 2008.
10. Field C., Ichim I., Swain M. V., Chan E., Darendeliler M. A., Li W., Li Q., "a 3-dimensional finite element multi-tooth model," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 135, pp. 174-181, 2009.
11. Chung, A. J., Kim, U. S., Lee, S. H., Kang, S. S., Choi, H. I., Jo, J. H., Kim, S. C., "The pattern of movement and stress distribution during retraction of maxillary incisors using a 3D finite element method," *The Korean Journal of Orthodontics*, Vol. 37, pp. 98-113, 2007.
12. Jeong, G. M., Sung, S. J., Lee, K. J., Chun, Y. S. and Mo, S. S., "Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition," *The Korean Journal of Orthodontics*, Vol. 39, pp. 83-94, 2009.
13. Kojima Y., Fukui H., "A numerical simulation of tooth movement by wire bending," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.

- 130, pp. 452-459, 2006.
14. Wang, Chen-Ying, Su, Ming-Zen, Chang, Hao-Hueng, Chiang, Yu-Chih, Tao, Shao-Huan, Cheng, Jung-Ho, Fuh, Lih-Jyh, Lin, Chun-Pin., "Tension-compression viscoelastic behaviors of the PDL," [Journal of the Formosan Medical Association](#), Vol. 111, pp. 471-481, 2012.
 15. Cattaneo, P. M., Dalstra M. and Melsen B., "The finite element method:a tool to study orthodontic tooth movement," *Journal of Dental Research*, Vol. 84, pp. 428-433, 2005.
 16. Toms, S. R. and Eberhardt, A. W., "A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading," *Am J orthod dentofacial orthop*, Vol. 126, pp. 657-665, 2003.