

Asymmetric Head-Gear의 견인력의 차이에 따른 상악 제 1 대구치에 나타나는 힘과 변위 및 초기 응력분포에 관한 유한요소법적 비교 연구

차 경 석¹⁾

편측성 II급 부정교합의 치료 시 다양한 mechanics가 사용되어지는데 그중 한가지가 asymmetric face-bow를 가진 head gear이다. 이 asymmetric head gear의 편측 효과에 대해 다양한 연구결과를 보고하고 있는데 이에 저자는 편측성 II급 부정교합의 상악 치열 모델링과 임상에서 자주 사용되는 Power arm asymmetric face-bow를 모델링하고, 견인력을 달리하여 유한 요소법을 통해 치근막에서 발생하는 응력의 분포와 그에 따른 각 방향의 반력, 그리고 그로 인한 변위를 관찰하여 역계를 이해하고 치료효과를 예견하고자 실험을 고안하였다.

발치나 교정치료의 경험이 없는 25세 남자 정상 교합자를 대상으로 컴퓨터 단층 촬영을 시행하여 얻은 방사선필름을 기초로 하여 유한 요소 상악 모델과 치주인대 모델을 제작하고 그후 다시 좌측 제 1 대구치가 근심 편위되어있는 편측성 상악 II급 부정교합 모델로 제작하고, RMO 사의 Face-bow (Penta-FormTM/Medium size)를 기본 모델로 0.045 inch 직경의 inner-bow와 0.072 inch 직경의 outer-bow를 가지는 asymmetric face-bow를 우측을 25mm 짧게 하여 모델링한 후, 좌우측 제 1 대구치에 각각, 250g, 300g, 350g 씩 견인력을 부여하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양측 제1 대구치가 받는 힘의 총합은 견인력이 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였는데 대체로 근심위치된 치아가 정상 위치한 치아보다 더 많은 힘을 받는 것으로 나타났으며, 두치아 모두 원심으로의 힘을 받으며, 원심으로 이동하는 양상을 보여주었다.
2. 측방력은 두 치아 모두 협측으로의 힘을 받는 것으로 나타났는데, 힘의 성분을 분석하여 보면 견인력이 증가함에 따라 X축으로의 힘이 근심 위치된 치아에서 점점 작아지며, 정상 위치한 치아에서 점점 증가하여 측방력의 성분인 힘을 많이 받는 쪽에서 적게 받는 쪽으로 이동하는 양상을 보여주었다.
3. 원심으로의 이동과 동시에 회전과 경사이동 양상을 보여주었는데 견인력의 증가시 함께 증가하는 양상을 보였고, 힘을 많이 받는 쪽, 즉 근심 위치된 치아가 더 많은 회전과 경사이동을 보였으며 적은 양이나마 정상 위치된 치아에서도 같은 양상의 변위를 보였다.

(주요 단어 : 유한 요소법, asymmetric head-gear, 편측성 II급 부정교합, 견인력)

I. 서 론

II급 부정교합은 인종간의 발생빈도에 차이는 있으나 유¹⁾ 등의 보고에 따르면 한국 성인의 경우 II급 1류의 경우 8.2%, II급 2류의 경우 12.8% 정도의 빈도로 발생하는 것으로 알려져 있다. 그 중 다수는 편측성

¹⁾ 단국대학교 치과대학 치과교정학교실, 교수.

* 본 연구는 1999년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

교신저자 : 차경석

충남 천안시 신부동 산 7-11

단국대학교 치과대학 / 041-550-1944

kscha@anseo.dankook.ac.kr

II급 부정교합이며, 이는 유구치의 조기 상실, 결손치 등의 원인에 의해 이환측의 상악 제 1대구치가 근심으로 편위됨으로써 발생된다. 이러한 증례에서 정상적인 I급 구치 관계의 회복을 위해 적용되는 mechanics는 비대칭적이여야 하지만 효과적인 mechanics가 부족하여 많은 교정의의 경우 대칭적인 mechanics를 적용하며, 그로 인해 양측성 II급 부정교합에 비해 치료가 더 어려운 실정이다.

이 경우 적용할 수 있는 비대칭적인 mechanics들 중 하나가 asymmetric face-bow를 이용한 구외력의 적용이다. 최근에는 여러 방법들, 예컨대 precision lingual arch, pendulum appliance, magnet, 다양한 coil spring 등의 개발로 비대칭적인 mechanics의 다양한 구사가 가능해졌지만 asymmetric face-bow를 사용한 구외력의 적용은 비교적 오랜 동안 사용되어져 왔다.

Asymmetric face-bow는 1953년 Baldrige²⁾에 의해 최초로 그 사용이 보고된 이래, 1958년 Haack과 Weinstein에 의해 mechanics가 수학적, 물리학적으로 분석³⁾되었고, 1959년 Drenker는 outer-bow의 길이와 폭을 변형하여 편측성 원심력을 얻을 수 있으나 치열궁이 측방력을 받게 되는 부작용이 나타난다고 보고⁴⁾하였다.

적용되는 구외력의 크기에 대하여서는 많은 이론적, 실험적 연구가 있었으나 일치하지 않는 결과를 보이고 있다. Martina 등⁵⁾은 face-bow의 다양한 형태에 따라 견인력의 크기를 다르게 적용하여야 할 것이라고 하였으며, Yoshida, Jost-Brinkmann 등은 300g 정도의 구외력을 추천한 바 있다.⁶⁾ Asymmetric face bow는 원심력의 편측성 효과를 이용하는 것이므로 outer-bow의 비대칭성을 증가시키는 것이 유리하겠지만, 이와 함께 측방력도 커지게 된다. 최근 Yoshida 등에 의하면 개개 치아에 작용하는 측방력의 비율은 outer bow의 길이와 폭을 변형하고 inner bow의 모양의 변화에 의해 조절될 수 있지만 양쪽 구치에 대한 net lateral force는 변하지 않고 남는다고 하였으며⁶⁾ 이후의 여러 연구에 의해 부작용으로써의 net lateral force의 역학적인 분석이 있어왔으나 그 방향에 대해서도 일관성 있게 규명되지 않고 있다. 또한 Outer bow의 모양과 대칭성에 대해 다양한 유형의 asymmetric face-bow가 소개되었는데, 그 효과에 있어서도 매우 다양한 연구 결과를 보이고 있다.

그중 제작과정의 단순함, 사용편리, 내부 구조의 변형이 필요없는 이유로 power arm face bow가 널리 사용되고 있는데 본 연구는 유한 요소법을 통하여 이

장치의 효과와 유용성에 대해 알아보려고 하였다.

유한요소법이란 유한의 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 각 요소들의 현상을 절점(nodal point)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개요소의 현상을 계산하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법이다⁷⁾. 치의학 분야에서는 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석 등에 유한요소법을 이용한 많은 연구가 있어왔으며, 교정학 분야에서도 유한요소법은 장치 해석, 응력분포, 성장변화의 연구 등에 이용되어 왔으며, 최근 컴퓨터의 급속한 발달로 그 적용범위가 점차 넓어지고 있다. 이에 유한요소법에 의한 장치의 응력해석등을 통하여 장치의 임상적 유용성을 입증할 수 있게된 것이다.

본 연구에서는 정상교합자의 상악 치열 유한요소 모델링을 이용하여 편측성 II급 부정교합의 상악 치열궁을 모델링하여 좀더 임상적인 환경에서 장치의 효과를 연구하고자 하였다.

이에 RMO사의 Face-Bow (Penta-Form™/Medium size)를 기본 모델로 하여 오른쪽의 outer-bow가 25mm 짧은 asymmetric facebow를 모델링한 후, 좌측의 편측성 II급 부정교합 상악 치열궁 모델로 변환하고 좌·우측 상악 제 1 대구치에 asymmetric face-bow를 적용, 편측당 250g, 300g, 350g의 힘으로 견인하여 비교하여 각각의 조건하에서 치아주위조직에 가해지는 여러 교정력과 변위 등을 살펴봄으로써 어떤 조건에서 가장 적절한 치아 이동을 얻을 수 있는가를 살펴보았으며 이에 대한 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

(1) 유한 요소 치아 모델의 제작

1) 치아의 경계절점 취득

가. 발치나 교정 치료의 경험이 없고, 보철이나 수복 치료의 경험도 없으며, 정상적인 크기의 치아와 악궁 형태를 가진 25세의 성인 남자를 모델로 선택하여 상악골과 하악골을 컴퓨터 단층 촬영을 시행하였는데, 상·하악의 치아가 포함되는 치조골 부위는 1.5mm 간격으로, 그 이외의 부위는 3.0mm의 간격으로 촬영하여 총 70장의 단면의 방사선 필름을 얻었다. 촬영시, 중심 교합 상태에서는 한

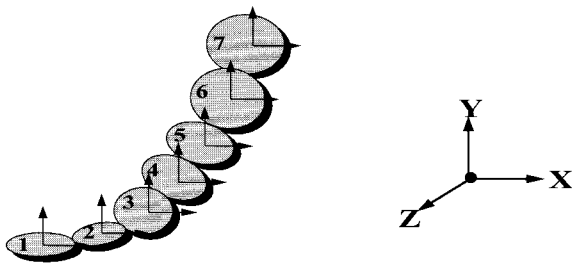


Fig. 1. Reference coordinate system

장의 필름에 상악과 하악치아의 교두들이 겹쳐질 가능성이 있었으므로, 이를예방하기 위하여 상·하악 치아 사이에 설압자를 물고 교합면과 평행하게 촬영하였다.

나. 상악의 치아가 포함되는 20장의 필름만을 골라 각각의 방사선 필름 위에서 sagittal plane을 중심으로, 오른쪽 부위의 치아만을 tracing하였다.

다. Tracing한 각각의 필름을 같은 위치에 고정시킨 후 CCD 카메라(JVC, TK-1070U Color video camera, Japan)를 이용하여 컴퓨터로 읽어들이고 이미지 프로그램을 이용하여 치아 단면의 외곽선을 형성하였다. 이를 filtering하여 치아의 외형이 매끄럽고, 주위와 명확히 구분되도록 하였고 이때 컴퓨터 단층 촬영시의 확대율과 컴퓨터로 읽어들이는 확대율을 고려하여 컴퓨터에 모델링된 치아 모형은 실제 치아의 크기와 같아지도록 조절하였다.

라. 설정된 좌표축은 모든 치아가 포함되는 general 좌표축으로 하여 치아들끼리의 상대적인 좌표는 모형 제작에 고려하지 않았으며, X축과 Y축은 필름상의 좌표를 그대로 사용하고, Z축은 필름에 수직인 선으로 정하였다. 그 다음에 상악 양쪽 중절치 사이의 중심점을 세 축의 원점으로 하여 X축은 오른쪽을 +, 왼쪽을 -로 정하고, Y축은 원심쪽을 +, 근심쪽을 -로 정하였으며, Z축은 견치 교두의 끝의 좌표가 0이 되게 정하여 이를 기준으로 교합면쪽을 +, 치근쪽을 -로 정하였다(fig. 1).

마. General 좌표축으로, 각 치아마다의 중심을 잡고 X축과 Y축의 좌표를 정한 후, 이 중심에서 general 좌표축의 X축과 평행한 선을 기준으로 하여

Table 1. Number of the elements and nodes

	teeth	periodontal membrane
Young's modulus (kgf/mm ²)	2.0×10^3	6.8×10^{-2}
Poisson's ratio	0.3	0.49

22.5° 씩 돌아가게 하여, 이것과 치아의 테두리가 만나는 것을 절점으로 정하여 총 16개의 절점을 정하였다.

2) 유한요소의 생성

경계절점이 정해진 후 Z축 좌표를 1.5mm 씩 증가시키고 이후 마주하는 두 단면의 사각형을 서로 연결하여 8절점 3차원 선형요소를 생성하였다. 이때 치근이 3개인 상악 제 1·2 대구치의 경우 근심협측 치근과 구개측 치근은 10개의 절점을 정하였으며, 원심협측 치근은 8개의 절점을 정해 좀더 정확한 데이터를 얻고자 하였다. 이렇게 각 치아의 단면마다 node를 정하였으며, 이를 기초로 하여 각각의 치아의 모형을 제작하였다.

이렇게 완성된 치아 모형은 오른쪽 상악 중절치부터 제 2 대구치까지의 치아였으며, 이를 X축을 기준으로 대칭 되게 복사하여 왼쪽의 치아 모형도 만들어 완전한 상악 치열궁을 완성하였다.

3) 치근막의 모델링

치근막의 두께는 나이와 부위 그리고 개인에 따라 차이가 있으나 Coolidge의 연구⁸⁾를 참고로 0.25mm로 균일하게 설정하였다. 해석값으로 초기응력을 구하고자 하였으므로, 치조골은 형성하지 않았으며, 치근막의 바깥 층을 구속조건(boundary condition)으로 부여하였다.

치아와 치근막은 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하였으며, 물성치는 Tanne 등⁹⁾의 연구를 참고로 하였다(table 1).

(2) 편측성 II급 부정교합 모델링

앞에서 유한 요소 모델링된 치아는 표준적인 정교합 치아이다. 정교합 치아에 대한 유한요소 해석은 각

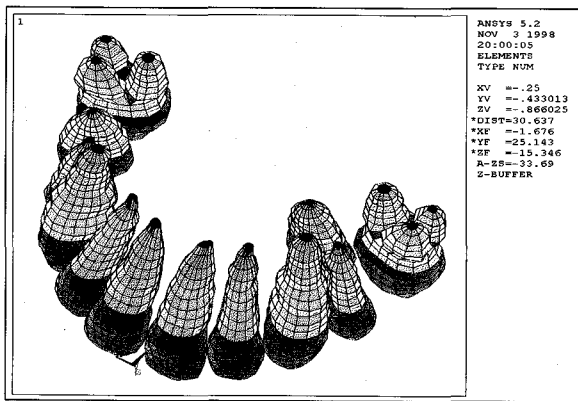


Fig. 2. Three dimensional FEM model of completed unilateral CI II malocclusion maxillary dental arc with PDL

치주인대에 발생하는 인장 혹은 압축 응력을 판단하는 정도에 이용될 수 있지만 교정 치료는 근본적으로 부정교합 치아에 대한 치료이므로 신뢰성 있는 해석을 위해서는 이에 대한 해석이 수행되어야 한다.

부정교합의 치아는 몇 개의 부정교합 측정인자로 표현할 수 있다. 악골의 아치를 기준으로 crown angulation을 법선 방향을 X축으로 하는 치아회전이라 표현하고, crown inclination을 접선을 Y축으로 하는 치아 회전이라 하고, 치아 회전을 z-rotation이라 하였다. 이외에 X, Y, Z방향의 이동을 translation이라 하고 각각의 변수를 (tx, ty, tz)를 사용하여 나타내었다. 악골의 arch와 각각의 치아가 만나는 선이 X축과 θ 각도를 이룬다고 하면, 부정교합의 치아의 새로운 절점 좌표 (X, Y, Z)는 표준 치아의 절점 좌표(X_0, Y_0, Z_0)로부터 다음 행렬식에 의해 구할 수 있다¹⁰⁾.

$$X = R_{\theta} R_{\gamma} R_{\alpha} R_{\beta} R_{\theta} X_0 + T$$

완성된 상악 치열궁 모델에서 양쪽 상악 제 2 대구치를 제거하고, 상악 왼쪽 제 2 소구치를 구개쪽으로 7mm 이동시킨 후, 상악 왼쪽 제 1 대구치를 근심쪽으로 5mm, 구개쪽으로 1mm 이동시켜 각각의 변화된 좌표를 구하고 위의 행렬식에 의해 다시 편측성 II급 부정교합의 치아 모델링을 제작하였다(fig.2).

이렇게 제작된 편측성 II급 부정교합 치아 모형의 절점 수는 치아 4636개, 치근막 5768개이며, 요소 수는 치아 5158개, 치근막 4656개였다(table 2).

Table 2 . Mechanical elastic properties of the tooth, PDL and wire

	node	element
teeth	4636	5158
periodontal membrane	5768	4656

Table 3 . Mechanical elastic properties of the stainless steel wire.

	Stainless steel
Young's modulus(kgf/mm ²)	21.4×10^3
Poisson's ratio	0.3

(3) Asymmetric face-bow 모델의 제작

1) Inner-bow의 제작

편측성 II급 부정교합으로 모델링된 상악 치열궁에 적합한 Ideal archwire를 모델링하여 이를 inner-bow로 사용하였다. Inner-bow는 RMO사의 Face-Bow(Penta-FormTM/Medium size)를 기본 모델로 하여 0.045inch의 등근 stainless steel로 모델링하였고, stainless steel의 물성치는 table 3과 같다.

2) Outer-bow의 제작

RMO사의 Face-Bow(Penta-FormTM/Medium size)를 기본 모델로 하여 모델링한 후 이미 제작되어 있는 inner-bow와 연결하였다.

Outer-bow는 0.072inch의 등근 stainless steel로 모델링하였으며, 이렇게 제작된 Face-Bow를 기본으로, 오른쪽 outer-bow의 길이를 25mm 짧게 하여 asymmetric face-bow 모델을 제작하였다.

2. 연구 방법

(1) 하중 조건

1) 견인력의 부여

Stainless steel로 된 face-bow는 유한요소법으로 모델링이 가능했지만, 환자에게 장착되는 elastic neck strap은 유한요소법으로 모델링이 불가능하였기 때문에, face-bow의 장착 시 실제로 작용하는 견인력

의 방향을 구하여 모델링된 face-bow의 끝에 컴퓨터 상에서 부여하기로 하였다.

우선 모델로 선택된 남자의 목둘레와, face-bow를 장착했을 때 face-bow의 맨 앞쪽에서 목 뒷부분까지의 직선 거리를 측정하였다. 모델의 목둘레의 길이는 37.0cm였으며, face-bow의 맨 앞쪽에서 목 뒷부분까지는 18.5cm였다. 모눈종이에 face-bow를 실제 크기로 그리고, 이 face-bow의 맨 앞쪽에서 Y축 방향으로 12.6cm되는 점을 잡았다. 이 거리는 face-bow의 맨 앞쪽에서 목 뒷부분까지의 거리인 18.5cm에서 37cm의 둘레를 가지는 원의 반지름인 5.9cm를 뺀 값으로, 이 지점을 중심으로 하여 반지름이 5.9cm되는 원을 그려 환자의 실제 목으로 간주하였다. 그 후, face-bow의 양끝에서 이 원에 접하는 선을 그렸는데, 이는 실제로 elastic neck strap 장착시 견인력이 목에 대해 접선의 방향으로 작용하기 때문이었다. 그 다음 이 접선이 원과 접하는 점의 좌표를 구하고 견인되는 방향은 Z축을 기준으로 $+10^\circ$ 가 되는 방향으로 하여 Face-bow의 양 끝점과 이 점점의 좌표를 가지고 삼각함수를 이용하여, face-bow의 양끝에서 실제로 견인되는 각을 구해 이를 컴퓨터 상에 부여하였고 편측당 250g, 300g, 350g의 세 가지 경우로 나누어 실험하였다.

2) 경계 조건

가. 궁극적으로 치아 이동은 치주인대 내의 압력 조건의 변화에 의한 것이므로, 하중에 의한 치아의 반응은 치주인대 범위 내에서 일어나도록 치주인대 최외곽을 경계조건으로 구속하였다.

나. inner bow와 치아가 coupling된 이후에는 일정한 관계를 갖는 하나의 단위로 움직일 수 있도록 constraint equation을 부여하였다.

이상의 방법으로 모델링된 편측성 II급 부정교합의 상악 치아 모형과 asymmetric face-bow를 가지고 다음의 연구를 시행하였다.

편측성 II급 부정교합으로 모델링된 상악 치열구에 오른쪽 outer-bow의 길이를 25mm 짧게 한 asymmetric face-bow를 편측당 250g, 300g, 350g의 힘으로 후방 견인하여,

1. Asymmetric Head gear의 적용시 상악 제 1 대구치가 받게 되는 전체적인 힘의 총합을 비교, 관찰하였다.

2. Asymmetric Head gear의 적용시 상악 제 1 대구치에 발생된 여러 방향의 반력과 그에 의한 변위를 비교, 관찰하였다.
3. 고정원측 치아에 대한 부작용없이 편측성 효과를 극대화하기 위한 최적의 활성화 조건에 대해 고찰하였다.

III. 연구성적

편측성 II급 부정교합으로 모델링된 상악 치열구에 오른쪽 outer-bow의 길이를 25mm 짧게 한 asymmetric face-bow를 편측당 250g, 300g, 350g의 힘으로 후방 견인하여, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Asymmetric Head gear의 적용시 상악 제 1 대구치에 발생하는 반력

견인력의 증가에 따라 상악 제 1 대구치 모두 반력의 총합은 점점 증가하였고 근심 위치된 치아가 정상 위치된 치아보다 더 많은 힘을 받는 것으로 나타났다.

1) X 축으로의 반력

근심 위치된 치아에서는 양(+)의 값을 나타내어 협측으로의 측방력을, 정상 위치된 치아에서는 음(-)의 값을 나타내어 역시 협측으로의 측방력을 나타내었다. 정상 위치된 치아에서는 견인력이 증가할수록 협측으로의 측방력이 증가하였고 근심위치된 치아에서는 견인력이 증가할수록 점차 감소하는 경향을 나타내었다.

2) Y 축으로의 반력

Y축으로의 반력은 견인력에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 음(-)의 값으로 모두 원심력을 받는 것으로 나타났다. 이 때 근심 위치된 치아가 정상 위치된 치아보다 더 큰 힘을 받는 것으로 나타났으며 양쪽 치아 모두 견인력에 따라 원심력이 점점 커지는 것으로 나타났다.

3) Z 축으로의 반력

근심 위치된 치아와 정상 위치된 치아의 z축으로의 반력은 양(+)의 방향으로, 정출력이 발생하는 것으로 나타났으며, 다른 방향으로의 반력에 비해 좀더 적은 양을 나타내었다.

2. Asymmetric Head gear의 적용 시 상악 제 1 대구치에 발생된 변위

Asymmetric facebow의 적용 시 근심 위치된 치아나 정상 위치된 치아 모두 distal tipping과 distal rotation되는 양상을 보였으며, 견인력의 증가에 따라 그 양도 증가하였다. 그러나 distal rotation의 양에서 근심 위치된 치아가 정상 위치된 치아의 rotation 양보다 더 많은 양을 보였으며 회전 양상은 distal in의 방향으로 나타났다. distal tipping의 양도 역시 근심 위치된 치아의 tipping의 양이 더 많았다.

IV. 총괄 및 고찰

교정의는 설정된 치료목표에 부합하는 치아 이동을 위해 기계적인 장치를 사용한다. 생체조직에 이러한 기계적인 장치를 사용하여 바람직한 치료 결과를 얻으려면 교정 장치의 force system에 대한 구조해석과 반응에 대한 해석뿐 아니라 예측 분석까지 되어야 한다. 이에 따라 교정학에선 치아 이동의 물리적 기전을 규명하기 위해 치주 조직 내에서의 변화를 평가하는 많은 연구가 시도되었다. 교정장치에 의해 발생하는 응력 분석을 위한 연구는 치료결과에 따른 임상적인 연구나, 동물 실험 등에 의한 생물학적 연구, 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, 장력계법, laser holography를 이용한 연구, 유한요소법 등의 구조 해석 연구등을 통해 시행되고 있다.^{11), 12), 13)}

이중 광탄성법은 외력이 가해졌을 때 내부 응력을 가시광선 패턴으로 변형시키는 방법으로써, 1816년 영국의 David Brewster가 유리에서 나타나는 strain의 복굴절 광탄성 효과를 발견한 이래 최근 많은 분야에서 응용되고 있다. 그러나, 응력의 크기보다 인접 부위와의 상대적 응력 차이만 비교할 수 있고, 외력을 가한 후 전후 상태를 동시에 관찰이 불가능하며, 모형 제작 및 실험조작이 매우 어렵다는 단점이 있다. 또한 장력계법은 생체나 모형 등 장력계를 사용하면 응력과 부위를 동시에 측정할 수 있으나, 장치가 크고 표면의 부착부위만을 측정할 수 있기 때문에 내부의 연속적인 응력의 분포 변화를 측정할 수 없는 단점이 있다. laser holography 또한 laser 광선을 이용하여 미세한 움직임까지 파악할 수 있으나, 실험조건이 까다롭고 역시 내부의 변화를 파악하기 어렵다.

이에 반해, 유한요소법은 다양한 외력에 대한 생체 조직에서의 응력분포를 생역학적인 측면에서 밝혀

낼 수 있다.

광의에서 유한요소법의 이용은 BC 1,500년경 이집트인이 원의 넓이와 원주의 크기를 구하려는 시도에서부터 출발하였는데, 실제로 유한요소법의 이용은 1956년 Tuner 등¹⁴⁾이 발표한 항공기의 구조해석에 관한 논문 이후에 본격적으로 시작되었다고 할 수 있으며, 이 때의 유한요소법은 강성의 물리적 특성을 이용하여 출발한다.

이런 유한 요소법을 간략하게 정의 내린다면, 유한요소라 불리는 물리적 혹은 편의상 나누어진 요소 위에 정의된 특정 성질의 기저함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리를 사용하여 연속체 문제를 유한 차원 문제로 수식화하는 근사적 방법이다¹⁵⁾. 즉, 분석하고자 하는 물체를 유한개의 요소의 집합체로 간주하고, 각 요소들의 현상은 요소의 절점을 통하여 전달된다고 가정하여 개개 요소에서의 현상을 파악하는 방법으로 절점의 변화를 통해 물체의 변위를 알 수 있고, 요소의 응력, 변형도를 관찰함으로써 대상의 외부 및 내부의 상태를 파악 할 수 있다. 또한 결과를 해석하는 후처리(post-processing)과정에서 단면으로 잘라 그 부위만의 응력을 관찰할 수 있고 변위 전후의 상태를 파악할 수 있으며 명암처리 색상에 의한 표현이 가능하며 animation처리가 가능하여 한 눈에 파악할 수 있는 장점이 있다.

유한요소법은 의학계에서는 외부 응력에 대한 골조직에서의 기계적인 반응을 검증하기 위해서 주로 정형외과 분야에서 많이 활용되고 있으며, 또한 기계적인 힘에 대한 연조직과 골조직의 반응을 검증하는 많은 연구들에 사용되어 왔다. 치의학 분야에서도 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석 등의 연구에 사용되어 왔으며, 교정학에서는 성장연구¹⁶⁾와 정형력¹⁷⁾, 치아 이동, 그리고 두경부¹⁸⁾의 여러 골에 대한 연구 등 다수의 논문이 보고되고 있다.

유한요소의 특성상 분석대상이 복잡한 형태를 갖거나 균일하지 않은 구조물의 응력 분석에도 적용이 가능하며, 대상요소의 크기를 변화시킬 수 있기 때문에 크기에도 제한을 받지 않는 장점이 있다. 따라서 치아와 치근막과 치조골의 물성이 각기 다르더라도 응력을 해석할 수 있게 된다. 단지 이 경우, 전체 작업 중 모델 작업이 전체 작업의 70%를 차지하며 이것이 정확해야 이후 해석 과정 시에 발생하는 오류를 막을 수 있다. 따라서, 유한요소법에는 정확한 모델링이 이루어져야 하며 이후 각 환자별로 특징이 다른 부정교합상태를 나타내어 주는 프로그램이 개발된다면

Table 4. Total force received both maxillary 1st molars(kgf)

		sum	Z	Y	X
250	mesial	3.64E-01	4.18E-02	-2.37E-01	1.03E-01
kgf	normal	1.80E-01	4.50E-02	-2.36E-01	-1.03E-01
300	mesial	4.12E-01	5.02E-02	-2.84E-01	9.12E-02
kgf	normal	2.36E-01	5.40E-02	-2.83E-01	-1.24E-01
350	mesial	4.61E-01	5.85E-02	-3.31E-01	7.87E-02
kgf	normal	2.86E-01	6.30E-02	-3.30E-01	-1.44E-01

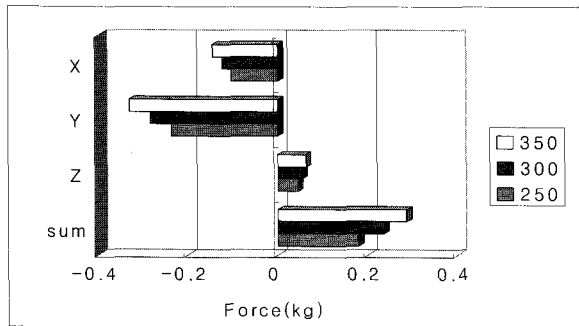


Fig. 3. Total force received normal positioned maxillary 1st molars (kgf)

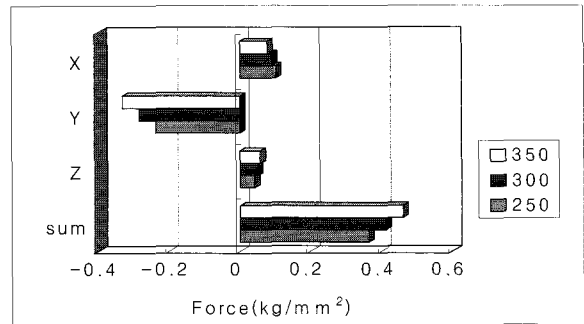


Fig. 4. Total force received mesial positioned maxillary 1st molars (kgf)

여러 가지 호선을 표현하고 그에 따른 장치의 적용시 정확한 응력 분포나 조직 반응을 가시화할 수 있게 된다.

Asymmetric face-bow를 이용한 head-gear는 서로 다르게 근심 편위된 치아의 원심이동을 도모하기 위해 실제 임상에서 많이 사용되고 있는 장치 중의 하나이며, 1958년 Haack과 Weinstein등에 의해 Asymmetric head gear의 사용 시 발생되는 반력과 side effect로 나타나는 측방력에 대해 역학적으로 분석하고 규명된 바 있다³⁾. 이 연구에서 측방력의 1:1비율을 제시하였는데, 이는 Yoshida에 의하면 이론적인 정당성을 갖지 못한다고 하였다⁶⁾. 그 이유는 통계학적으로 얻어진 자료가 방대하고 측방력의 성질상 힘의 분산은 확실히 규명될 수 없다고 하였다. 이후로 많은 연구가 있어왔지만, 완벽한 분석이 부족하고, side effect인 측방력에 대한 결과가 다양한 실정이다.

측방력의 분포는 다양한 face bow의 형태와 역학적

인 특성, 즉 Young's modulus 등과 2차 moment 등에 의해 영향을 받는다고 하였다. 측방력의 분포에 관하여는 다양한 결과가 허용되는 실정이며 그 방향도 연구에 따라 많은 다양한 결과가 나오고 있다. 대부분의 연구에서 측방력의 방향과 구치의 측방으로의 변위는 outer bow의 비대칭의 정도에 달려있다고 하였다.

본 연구에서는 양쪽 제 1 대구치가 받는 측방력이 양쪽 치아에서 협측 방향으로 발생하였으며 측방으로의 반력만을 관찰하였을 때 견인력이 커질수록 같이 증가하는 경향을 보였으나 각 축으로의 성분을 따로 관찰 시 정상 위치된 치아에서는 협측으로의 힘이 커졌고, 근심 위치된 치아에서는 협측으로의 힘이 작아지는 경향을 보여, 견인력이 커질수록 전체적인 측방력이 정상 위치된 치아의 협측으로 이동되는 경향을 보였다(table4, fig3.4). 그러나 양쪽 제 1 대구치 모두 결과적으로는 협측으로 힘을 받는 것으로 나타났

Table 5. Distal force received both maxillary 1st molars (kgf)

	mesial	normal
250 kgf	3.19E-01	2.36E-01
300 kgf	3.96E-01	2.83E-01
350 kgf	4.28E-01	3.30E-01

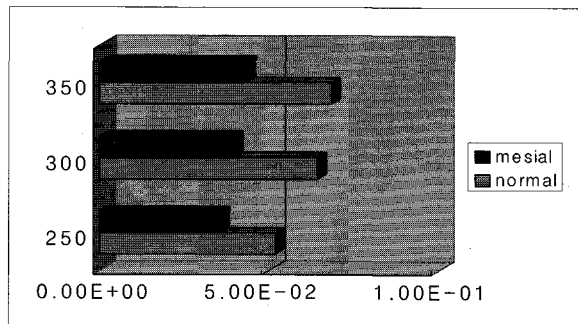


Fig. 5. distal force received both maxillary 1st molar(kgf)

Table 6. Lateral force received both maxillary 1st molars (kgf)

	mesial	normal
250 kgf	5.18E-02	3.56E-02
300 kgf	6.44E-02	3.98E-02
350 kgf	6.85E-02	4.32E-02

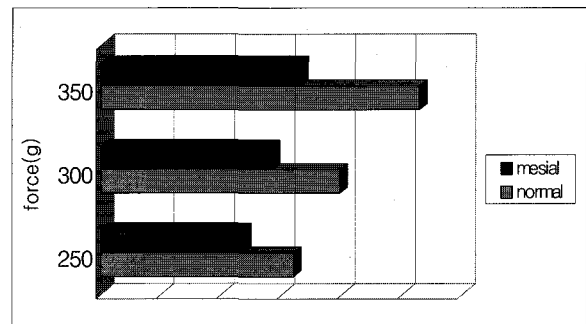


Fig. 6. Lateral force received both maxillary 1st molars (kgf)

는데, 이는 Hershey et al¹⁹⁾, Nobel et al²⁰⁾, Breier et al²¹⁾ 등에 의한 연구 결과와 동일한 것이며 inner bow의 Archial expansion effect에 의한 것이라 하였다. “Archial Expansion Effect”는 뒷부분이 고정되어 있는 arch의 전면에 load가 가해지면 arch가 확장된다는 이론이다. 그러나 Haack과 Weinstein에 의해 규명된 asymmetric face bow에 의해 생긴 반력의 force mechanism에 따르면, 근심 위치된 치아, 즉, 힘을 많이 받는 쪽에서는 구개측으로의 힘을 받게 되고, 정상 위치된 치아, 즉, 힘을 적게 받는 쪽에서는 협측으로의 힘을 받게 된다고 보고³⁾하고 있다. 이전의 Asymmetric head gear에 대한 연구에서 대부분 net lateral force의 발생 방향은 힘을 많이 받는 쪽에서는 구개쪽으로, 힘을 적게 받는 쪽에서는 협측이라고 보고되었는데 Martina et al은 힘을 많이 받는 쪽에서의 구개쪽 측방력에 대해 lingual displacement라 명하였다⁵⁾. 그러나, 이런 측방력에 관해서 많은 이견이 있으며 Nobel과 Waters¹⁷⁾에 의하면 outer bow의 비대칭 정도가 증가하면서 힘을 많이 받는 쪽에서 힘을 적게 받는 쪽으로 협측으로의 측방력이 전이된다고 하였다. 즉, 비대칭의 정도가 커질수록 힘을 많이 받는 쪽

에서 협측으로의 측방력이 감소한다고 할 수 있고, 또한 힘의 방향도 협측에서 설측으로 이행하게 된다. 다시 말하면 outer bow의 비대칭의 정도가 적음에 따라 힘을 많이 받는 쪽에서는 협측으로의 측방력이 작용한다고 할 수 있다. 실제로 본 연구에서 근심 위치된 치아의 측방력이 작아지면서 정상 위치된 치아의 측방력이 커지는 것을 확인할 수 있었다(fig.3.4). 그렇다면 이 연구에서 설정한 25mm outer bow를 짧게 한 것은 비대칭의 정도가 그리 크지 않았다고 유추할 수 있겠다.

한편, 정상 위치된 치아의 측방력은 협측으로 발생하는데 이는 임상적으로 구치의 원심이동을 시킬 경우 발생하는 구치의 폭경의 협소화에 의한 반대 교합이나 교차 교합등의 부작용을 고려해보아 비교적 좋은 방향으로의 부작용이라 할 수 있다.

양쪽 제 1 대구치가 받는 원심력은, 견인력이 증가할수록 정상 위치된 치아와 근심 위치된 치아에서 모두 원심력이 커지는 경향을 보여, 구치부 원심 이동의 편측성 효과는 견인력보다는 outer bow의 비대칭성에 관여한다는 연구들을 뒷받침하였다(table5, fig5).

양쪽 제 1 대구치에서 보이는 변위, 즉 원심경사

Table 7. Distal tipping received both maxillary 1st molars (degree)

	mesial	normal
250 kgf	2.14E-02	2.04E-03
300 kgf	2.25E-02	5.45E-03
350 kgf	3.20E-02	7.86E-03

Table 8. Rotation received both maxillary 1st molars (degree)

	mesial	normal
250 kgf	1.27E-02	1.69E-03
300 kgf	2.05E-02	3.14E-03
350 kgf	2.53E-02	5.01E-03

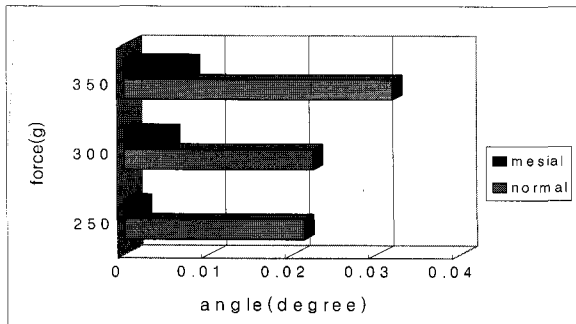


Fig. 7. Distal tipping received both maxillary 1st molars (degree)

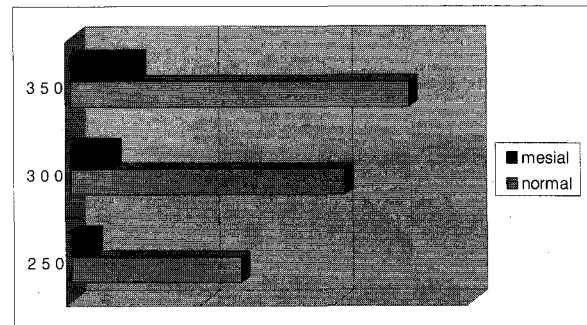


Fig. 8. Rotation received both maxillary 1st molars (degree)

와 회전량은 견인력이 커질수록 모두 커졌는데 근심 위치된 치아에서 정상 위치된 치아보다 2배 보다 많은 변위량을 보여주었다(table7,8, fig.7,8). 이는 치아의 전·후방적인 위치와 견인력이 부여되는 outer-bow의 전·후방적인 위치의 차이로 인해 발생하는 모멘트가 다르기 때문인 것으로 사료된다. 즉, 치아의 위치와 힘이 가해지는 outer-bow의 끝의 위치의 차이가 큰, 근심 위치된 치아는, 그 거리 만큼이나 큰 모멘트가 발생하기 때문에 더 큰 정출력과 회전력을 받게 된 것이고, 반면에 정상 위치된 치아는 그 차이가 작아서 상대적으로 작은 정출과 회전을 보인 것이다.

일반적으로 양측성으로 Class II인 경우의 head gear 사용시, 근심 편위된 Class II side의 치아는 보다 근심 회전을 많이 한다고 알려져 있다. 본 연구에서도 양쪽 제 1 대구치 모두 distal in의 방향으로 회전하는 양상을 보여주었으며 견인력이 커짐에 따라 회전량이 커졌고, 근심 위치된 치아가 더 많이 회전하는 것을 보여주었다(table8, fig.8,10,12,14).

양쪽 제 1 대구치의 원심경사의 양은, 역시 견인력에 따라 커지는 양상을 나타내었는데 근심 위치된 치아의 경사이동의 양이 더 컸으나 정상 위치된 치아

도 점점 경사이동의 양이 커져 원하지 않는 치아의 경사이동 역시 많이 생길 수 있음을 나타내는 것으로서 임상적으로 환자에게 적용시에 주의를 요한다고 하겠다. 이상으로 본 원심력과 그 외의 측방력, 그리고 회전등의 변위를 볼 때 견인력에 따라 대부분 증가 추세를 보여 측방력의 방향과 구치의 측방으로의 변위는 outer bow의 비대칭의 정도가 견인력의 크기보다 더 관련이 되었음을 알 수 있다(table7, fig.7,10, 12,14).

Z=-13.5인 지점(치근 분지부 직하방)에서의 치근막의 초기 응력분포의 관찰에서는, 우선 근심 위치된 치아의 근심협측 치근에서는 원심협측이 압축응력을, 근심구개측이 인장응력을 보였으며, 근심 위치된 치아의 원심협측 치근에서는 원심측이 압축응력을, 근심측이 인장응력을 보였다. 또한 구개측 치근에서는 협측이 인장응력을, 그 외의 부분에서는 압축응력을 보였으며, 견인력이 커질수록 응력의 크기만 변할 뿐 다른 치근과 마찬가지로 전체적인 응력분포의 양상에는 큰 변화는 없었다. 그러나 이때 원심협측 치근에서 압축응력은 견인력이 커질수록 미미하나, 원심구개측에서 원심쪽으로 그리고 협측으로 이동한 것은

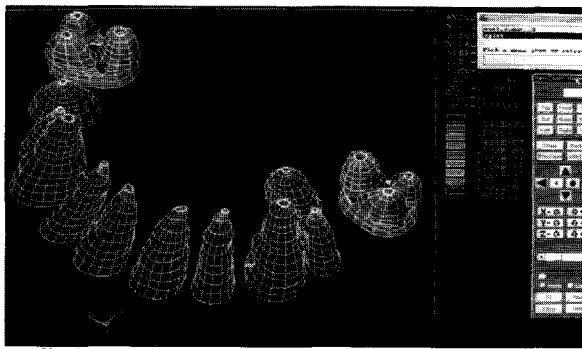


Fig. 9. initial stress distribution on PDL when retraction force was 250g

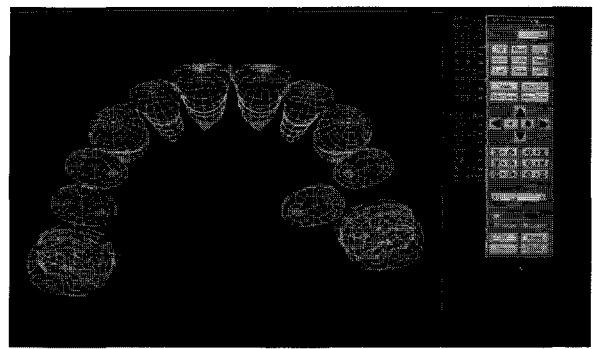


Fig.10. Displacement when retraction force was 250g

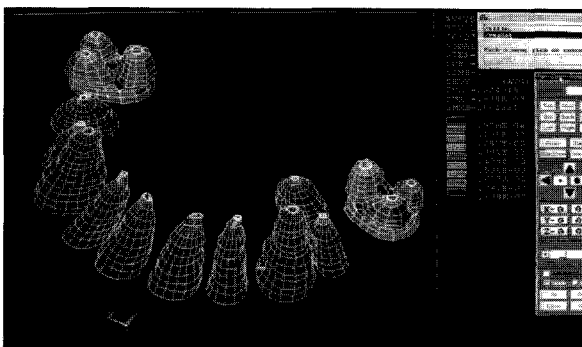


Fig. 11. initial stress distribution on PDL when retraction force was 300g

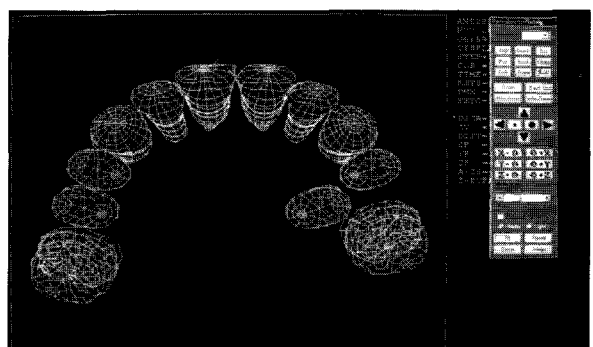


Fig.12. Displacement when retraction force was 300g

힘의 벡터 성분의 변화에 의한 것으로 사료된다. 즉, 힘의 벡터 성분중 견인력에 의한 원심방향의 성분이 길어짐으로써 발행하게 되는 측방 성분의 벡터가 길어짐에 기인한 것으로 사료되었다(fig.9,11,13).

정상 위치된 치아의 근심협측 치근에서는 원심협측이 압축응력을, 근심구개측이 인장응력을 보였으며, 정상 위치된 치아의 구개측 치근에서는 원심구개 쪽이 압축응력을, 근심협측이 인장응력을 보였으며, 이는 견인력이 커질수록 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다(fig.9,11,13).

정상 위치된 치아의 이런 결과는 치아가 받게 되는 원심력과 협측으로의 측방력, 그리고 distal-in 또는 distal-out의 회전등의 복합적인 결과로 사료되는데, 이는 근심 위치된 치아의 더 많은 원심 이동을 도모하기 위해 사용하는 asymmetric face-bow는, 견인력에 상관없이 정상 위치된 치아의 치근에 일정한 방향으로 응력을 부여하고 있음을 나타내는 결과로써, 이는 치아가 받게 되는 원심력과 협측으로의 측방력,

그리고 distal-in의 회전등의 복합적인 결과로 사료된다.

한편, 유한요소법은 유한요소를 제작하는 기법 및 속련도, 비선형 문제에 있어서의 해석 방법 등에 따라 오차가 발생되어 다양한 결과를 얻을 수도 있으며, 기본적으로 물질 상수의 정확한 연구를 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않아도 근사오차가 발생할 가능성이 있다²²⁾. 그리고 매우 간단한 문제를 해결하는데도 수작업으로 행하는 것보다 계산량이 많기 때문에, 크고 복잡한 문제를 해결하기 위해서는 기억 용량이 큰 컴퓨터를 필요로 한다. 게다가 모든 결과는 수학적·정량적으로 표시하여 주기 때문에 그 자료가 대단히 방대하고 이를 다시 임상적으로 재해석해야 하는 번거로움이 있다.

교정치료는 치아에 지속적인 힘을 가해서 치아를 둘러싼 골의 개조와 함께 치아의 이동이 일어나게 한다는 원리에 기초한다. 골은 선택적으로 어느 부분은 흡수가 일어나고 다른 부분은 침가가 일어난다. 즉,

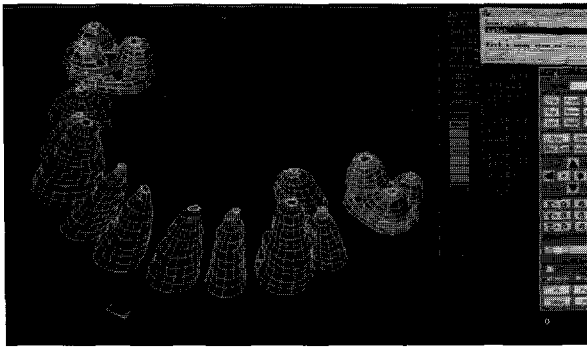


Fig. 13. initial stress distribution on PDL when retraction force was 350g

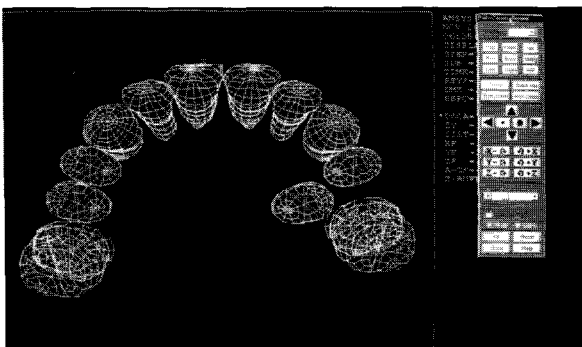


Fig.14. Displacement when retraction force was 350g

치아 이동은 반드시 치조와의 이동과 함께 부착기구를 수반하는 골을 통해 일어난다²³⁾. 골반응은 치주인대를 매개로 해서 발생하기 때문에 치아이동은 우선적으로 치주인대의 현상이다. 이러한 생물학적 변화의 시작은 치주인대에서의 응력 변화에 기인하므로 교정력에 의해 발생하는 치주인대 내 응력 정도를 평가하는 것은 중요한 의미를 가진다고 할 수 있는데, 이 연구에서는 Tanne의 연구를 바탕으로 0.25mm로 치근막을 균일하게 모델링하였으며, 치주인대와 약한 교정력에 대하여 구성물질이 직선적인 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문에 등방·등질의 탄성체로 가정하였다. 치조골은 모델링하지 않았는데, 그 이유는 치아의 초기 이동과 응력은 치주인대의 viscoelastic 성질 내에서 작용을 하고²⁴⁾, 또 치주인대와 골조직의 stiffness의 차이는 골조직의 강성이 약 3000배 정도 더 크기 때문에, 가해진 응력에 대한 변화량이 치주인대에 비해서 골에서는 상대적으로 아주 작아 골에서의 변형을 무시할 수 있다고 사료되었기 때문

이다. 또한 골은 매우 복잡한 구조를 갖고 있기 때문에 유한요소 모형으로 전환하는 시점부터 부정확도를 피할 수 없을 뿐 아니라, 골 자체는 균일하지 않고 이방성의 탄성체이므로 각 부위마다 특성이 다르다. 즉, 유한요소 분석에서는 각기 다른 물성체 부위의 요소에 대하여 각각의 물질 상수를 부여하여 계산하여야 하는데, 골조직에서는 그 경계를 정확히 나누기가 힘들기 때문에 근사 오차를 유발할 수 있으므로 유한요소 모델 제작에서 제외하였다.

그러나 치주인대 역시 물성치가 연구마다 다르고 정확한 자료를 찾기가 어려웠으며 이 또한 유한요소법적인 연구에서 더 고려할 점이다. 기계적 자극에 대해 치주인대의 성질이 계속 변화할 뿐만 아니라, 치주인대 자체가 hour-glass shape으로 그 두께가 부위별, 나이별, 개인별로 다양한데 비하여 이를 수학적으로 0.25mm 단순화 한 것도 실제 치아이동 양상과는 다른 결과를 보일 수도 있을 것이다.

브라켓은 모델링하지 않았으며 대신 브라켓에 해당되는 절점에 가상의 보요소 (beam element)를 추가하여 결과를 해석하였다. 호선과 브라켓사이의 마찰 현상은 비선형 현상을 보이는데, 이를 위해 브라켓과 호선을 모델링하여 gap element나 contact element를 사용한다면 계산량이 방대해지면서 비선형 문제의 해석방법에 따라 오차가 발생할 수 있어 이를 배제하였고, 브라켓으로 설정된 가상의 절점들에 변위를 줌으로써 브라켓에 적용되는 강제 변위와 강제 회전각을 고려하였다¹⁰⁾.

또한, 유한 요소법은 구속조건에 따라서도 결과에 많은 영향을 미치게 되는데 본 논문에서는 구속조건을 7번 치아를 모델링에서 제외하고 전치에서 제 1 대구치까지 치주인대 바깥쪽을 구속하였기 때문에 이에 의하여서도 결과에 여러 변수가 영향을 주었으리라 사료된다.

하지만, 이와 같은 단점들을 줄이기 위해 유한요소법에 대해 충분히 숙지를 하고, 각 재료들의 물질 상수에 대한 연구도 활발히 진행되며, 컴퓨터와 프로그램의 발전이 가속화된다면, 유한요소법을 통하여 실제 인체 내에서의 반응에 버금가는 훌륭한 데이터를 얻을 수 있을 것이다.

V. 결 론

유한 요소법을 사용하여 편측성 II급 부정교합의 상악 치열을 모델링하고, RMO 사의 Face-bow(

Penta-Form™/Medium size)를 기본 모델로 0.045 inch 직경의 inner-bow와 0.072 inch 직경의 outer-bow를 가지는 asymmetric face-bow를 우측을 25 mm 짧게 하여 모델링한 후, 좌우측 제 1 대구치에 각각, 250g, 300g, 350g 씩 견인력을 부여하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양쪽 제1 대구치가 받는 힘의 총합은 견인력이 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였는데 대체로 근심위치된 치아가 정상 위치한 치아보다 더 많은 힘을 받는 것으로 나타났으며, 두치아 모두 원심으로의 힘을 받으며, 원심으로 이동하는 양상을 보여주었다.
2. 측방력은 두 치아 모두 협측으로의 힘을 받는 것으로 나타났는데, 힘의 성분을 분석하여 보면 견인력이 증가함에 따라 X축으로의 힘이 근심 위치된 치아에서 점점 작아지며, 정상 위치한 치아에서 점점 증가하여 측방력의 성분이 힘을 많이 받는 쪽에서 적게 받는 쪽으로 이동하는 양상을 보여주었다.
3. 원심으로의 이동과 동시에 회전과 경사이동 양상을 보여주었는데 견인력의 증가시 함께 증가하는 양상을 보였고, 힘을 많이 받는 쪽, 즉 근심 위치된 치아가 더 많은 회전과 경사이동을 보였으며 적은 양이나마 정상 위치된 치아에서도 같은 양상의 변위를 보였다.

참 고 문 헌

1. 강해경, 유영규 : 1991학년도 연세대학교 학생을 대상으로한 부정교합 빈도에 관한 연구 대치교정지 1992 : 22 : 691-702.
2. Baldridge JP : Unilateral action with headcap, Angle Orthod., 1960 : 31 : 63 : 8
3. Haack DC and Weinstein S : The Mechanics of centric and eccentric cervical traction, Angle Orthod., 1958 : 44 : 346-57.
4. Drenker EW : Unilateral cervical traction with a Kloehe extraoral mechanism, Angle orthod., 1959 : 29 : 201-5.
5. Martina R, Viglione G and Teti R : Experimental force determination in asymmetric face-bows, EJO, 1998 : 10 : 72-5.
6. Yoshida N, Jost-Brinkman P-G, Miethke R-R, König M, Yamada Y : An experimental evaluation effects and side effects of asymmetric face-bows in the light of in vivo measurements of initial tooth movements, Am. J. Orthod., 1998 : 113 : 558-66.
7. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문, 동명사, 1990.
8. Coolidge ED : The thickness of the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc. 1937 : 24 : 1260-70.
9. Tame K, Sakuda M and Burstone CJ : Three dimensional finite element analysis for stress in the Periodontal tissue by orthodontic forces, Am. J. Orthod., 1987 : 92 : 499-505.
10. 주진원, 허경현, 차경석 : 치아교정의 역학적해석을 위한 유한요소 모델링 및 치아의 거동 해석 대한 기계학회논문집, 2000 : 24 : 907-15.

11. 김광호, 손병화, 박영철 : 각종의 HEAD GEAR를 사용한 정형력이 두개 안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성적 연구, 대한치과교정학회지, 1986 : 16 : 71-84.
12. 김현순, 남동석 : 경부고정 headgear 사용시 안면두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1987 : 17 : 185-97.
13. 진익재 양원식 : 교정용 호선에 약한 교정력 적용시 악안면골의 초기반응에 관한 Holographic interferometry 연구, 대치교정지, 1994 : 24 : 447-69.
14. Turner MJ, Clough RW, Martin HC and Topp LJ : Stiffness and deflection analysis of complex structures, J. Aero. Sci. vol.23, 1956.
15. 최양근 : 유한요소 해석, 집문당, 1992.
16. 김주영, 손병화 : Reverse Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1985 : 15 : 7-22.
17. 이인수, 손병화 : Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1995 : 15 : 211-27.
18. 현하영, 이진우, 차경석 : 성장기 아동에서 Cervical Headgear 사용시 골격적 변화 양상에 대한 연구, 대한치과교정학회지, 1996 : 26 : 523-34.
19. Hershey HG, Houghton CW and Burston CJ : Unilateral face-bows : A theoretical and laboratory analysis, Am. J. Orthod., 1981 : 229-49.
20. Nobel PM and Waters NE : Investigation into the behavior of symmetrically and asymmetrically activated face-bows, Am. J. Orthod., 1992 : 101 : 330-41.
21. Breier M, Bourauel C, Drescher D. Schwarze CWDer Einfluss der molarenposition auf das Distalisationsverhalten des indirekten headgears. Fortschr Kieferorthop 1995 : 56 : 216-23.
22. 이영일, 차경석 : Multiloop edgewise archwire의 역학적 해석, 대치교정지, 2000 : 30 : 127-42.
23. Graber TM : Orthodontics-Principle and Practice-, Saunders, 1972 : 255-396.
24. Tanne K, Matsubara S and Sakuda M : Stress distribution in the maxillary complex from orthopedic headgear forces, Angle Orthod., 1993 : 63 : 111-8.
25. 구본찬, 손병화 : 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력분포에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1994 : 24 : 721-33.
26. 권순용, 정규립 : 혼합치열기의 II급 부정교합에 대한 high pull Headgear의 효과, 대한치과교정학회지, 1994 : 24 : 555-67.
27. 민상홍, 윤영주, 김광원 : Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구, 대한치과교정학회지, 1995 : 25 : 143-52.
28. 박춘근, 양원식 : 상악 절치 intrusion시 저항중심의 위치에관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1997 : 27 : 259-72.
29. 안의영, 정규립 : 유한요소법에 의한 하악 제 1 대구치의 Cervical Traction의 효과에 관한 역학적 연구, 대한치과교정학회지, 1989 : 19 : 45-57.
30. 조정현, 이기수, 박영국 : 상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1993 : 23 : 263-73.
31. 천옥진, 김태우, 서정훈 : 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 1995 : 25 : 525-41.
32. 황치일, 서정훈 : 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 1994 : 24 : 479-508.
33. Argyris JH and Kesley S : Energy theorems and structural analysis, butterworth, 1960.
34. Baldini G, Haack DC and Weinstein S : Bilateral buccolingual forces produced by extraoral traction. Angle Orthod., 1981 : 51 : 301-8.
35. Braun S, Johnson BE, Hnat WP and Gornz JA : Evaluation of the cervical forces generated by the cervical biteplate facebow, Angle Orthod., 1993 : 63 : 119-26.
36. Houghton CW : A theoretical and laboratory evaluation of unilateral

face-bows, Master's thesis, Univ. of North Carolina School of Dentistry, 1997.

37. Kraprelian G : An effective unilateral facebow, JCO, 1982 : 26 : 60-1.

38. Kronfeld R : Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc. 1931 : 18 : 19-42.

39. Oosthuizen L, Dijkman JFP and Evans WG : A mechanical appraisal the Kloehn extraoral assembly, Angle Orthod., 1973 : 43 : 221-32.

40. Proffit WR : contemporary orthodontics. Mosby, 1987 : 227-45, 419-38.

41. Wilson AN, Middleton J : The Finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament when Subject to Vertical Orthodontic Forces, BJO, 161-7.

- ABSTRACT -

A FEM comparison study about the force, displacement and initial stress distribution on the maxillary first molars by the application of Asymmetric Head-Gears with the different traction forces

Kyung-Suk Cha

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Dankook University

One of the various mechanics used to treat unilateral Class II malocclusion is head gear with asymmetric face bow. We made the finite element models of unilateral Class II maxillary dental arch and power arm asymmetric face bow. We designed this experiment to observe stress distribution of periodontal ligament, reaction force, and displacement and to understand force system, so to predict the therapeutic effect.

On the basis of computerized tomograph of maxillary dental arch of 25 years old male with normal occlusion without extraction and orthodontic treatment history, we made finite element models of maxillary dental arch and periodontal ligament. Then we modified that model to unilateral maxillary Class II malocclusion model of which maxillary left molar displaced mesially. Also, We made finite element model of asymmetric face bow of which right outer bow shorter than left by 25mm(RMO, Penta-Form™ / Medium size, 0.045 inch inner bow, 0.072 inch outer bow). After that, retraction force of 250g, 300g, 350g were applied to maxillary first molar.

We concluded as follow.

1. The Net force that both maxillary first molars were received increased as the retraction force increased. Mesially positioned tooth received more force than normally positioned tooth. But, both tooth were received distal force, so distal movement occurred.
2. Both tooth received buccal lateral force. In analysis of force element, as the retraction force were increased, force of X-axis at mesially positioned tooth decreased, and force of X-axis at normally positioned tooth increased. so lateral force component moved to the side received less force from more force.
3. There were rotation, tipping with distal movement in maxillary first molar. As retraction force were increased, rotation and tipping also increased. More tipping and rotation occurred at the side received more force, that is, mesially positioned tooth. Though it is small change, displacement of same pattern occur in normally positioned tooth

KOREA. J. ORTHOD. 2001 : 31(3) : 311-23

※ Key words : Finite element method, Asymmetric headgear, Unilateral Class II malocclusion, Retraction force