

비대칭 헤드기어의 적용시 상악 제 1 대구치에 나타나는 힘과 변위 및 초기 응력분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

김 중 수¹⁾ · 차 경 석²⁾ · 주 진 원³⁾ · 이 진 우⁴⁾

편측성 II급 부정교합 환자를 만나는 것은 임상에서는 흔한 일이지만, 치료 방법은 제한적인 것이 사실이다. 그 중에서도 asymmetric head-gear는 그 사용의 횟수에 비해 정확하고 완전한 이해가 부족한 실정이며, 효과를 극대화시키기 위한 장치의 디자인에 대한 정보 역시 아직도 논란이 많고, 그 동안의 연구들도 확실한 해답을 주지는 못하고 있다. 더욱이 asymmetric face-bow를 유한요소법을 통해 해석한 것은 그 예를 찾아볼 수 없었기에 본 연구를 시행하게 되었다.

발치나 교정치료의 경험이 없는 정상교합자를 대상으로 유한요소법을 사용하여 편측성 II급 부정교합의 상악 치열궁을 모델링하고, RMO사의 Face-Bow(Penta-Form™/Medium size)를 기본 모델로 오른쪽의 outer-bow가 15mm, 25mm, 35mm씩 짧은, 세 개의 asymmetric face-bow를 모델링한 후, 편측성 II급 부정교합 상악 치열궁 모델의 좌,우측 상악 제 1 대구치에 세 종류의 asymmetric face-bow를 적용, 편측당 0.3kgf의 힘으로 견인하여 비교한 결과, 다음의 결론을 얻었다.

1. 양쪽 제 1 대구치가 받는 힘의 총합은 세 경우 모두에서 거의 차이가 없었으나, outer-bow의 길이가 짧아질수록 근심 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 증가하였고, 정상 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 감소하는 결과를 보였다.
2. 양쪽 제 1 대구치가 받는 측방력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 협측으로의 힘이 커졌고, 근심 위치된 치아에서는 협측으로의 힘이 작아지는 경향을 보여, outer-bow의 길이가 짧아질수록 전체적인 측방력이 정상 위치된 치아의 협측으로 이동되는 경향을 보이긴 했지만, 양쪽 제 1 대구치 모두 협측으로 힘을 받는 것으로 나타나 "Archial Expansion Effect"를 보였다.
3. 양쪽 제 1 대구치가 받는 원심력과 정출력, 그리고 distal tipping의 양은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 감소하였고, 근심 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 증가하는 경향을 보였다.
4. 양쪽 제 1 대구치의 rotation은, 정상 위치된 치아에서는 distal-in의 rotation을 보였으며 outer-bow의 길이가 짧아질수록 그 양이 증가하였고, 근심 위치된 치아에서는 두 가지의 결과를 나타냈는데, outer-bow가 15mm 짧은 경우에는 distal-in의 rotation을 보였으나, 25mm와 35mm 짧은 경우에는 distal-out의 rotation을 보여 15mm와 25mm 사이에 변환점이 존재하는 것으로 나타났다.
5. 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근에서 outer-bow의 길이가 짧아짐에 따라 압축응력이 구개측에서 원심측으로, 그리고 협측으로 이동하는 양상을 나타내었다.
6. 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근을 제외한 근심협측 치근과 구개측 치근, 그리고 근심 위치된 치아의 세 개의 치근 모두는, outer-bow의 길이가 짧아질수록 응력의 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다.

(주요단어 : 비대칭 헤드기어, 유한요소법, 제 1 대구치의 이동(Archial Expansion Effect))

¹⁾ 단국대학교 치과대학 교정학 교실 대학원생.

²⁾ 단국대학교 치과대학 교정학 교실 교수.

³⁾ 충북대학교 기계공학부 부교수.

⁴⁾ 단국대학교 치과대학 교정학 교실 조교수.

* 본 연구는 1997, 1998년도 한국학술진흥재단 학제간 연구조성비(과제번호 E00007)에 의해 지원되었습니다.

교신저자 : 김중수

충남 논산시 두마면 남선리 957-14번지

남선보건저소 치과실 / 042-840-2560

orthodream@hanmail.net

1. 서 론

좌, 우측 상악 제 1 대구치의 위치가 전후방적인 관점에서 비대칭적으로 일어나는 원인은, 좌, 우 비대칭적으로 유치 또는 영구치가 조기 상실되었거나, 좌, 우 비대칭적으로 영구치의 맹출이 지연되거나 선천적으로 결손 되어 있는 경우, 혹은 구순구개열과 같은 선천적 결손이 있거나, 외상 등으로 인하여 골격적으로 비대칭을 갖게 된 환자의 경우 등 여러 가지가 있다¹⁾. 위의 경우가 아니라 하더라도, II급 부정교합 환자에서 좌, 우측 상악 제 1 대구치가 근심측으로 편위된 양이 같지 않은 경우가 종종 있다.

근심 편위된 상악 제 1 대구치를 원심으로 이동시키는 것은 교정학에서 매우 중요한 분야 중의 하나라고 할 수 있으며, 임상에서는 다양한 방법들을 통하여 환자에게 적용시키고는 있으나, 그 결과는 매우 다양하게 나타나고 있다.

1982년 Kaprelian²⁾은 양측성 II급 부정교합보다 편측성 II급 부정교합의 치료가 더 어려움을 지적하면서, 지금까지 많은 교정의들이 편측성 II급 부정교합을 양측성으로 치료하여 왔는데 이것은 효과적인 mechanism이 부족하기 때문이라고 하였다.

Kaprelian이 언급한 것처럼 좌, 우측 상악 제 1 대구치의 근심 편위의 양이 다르게 나타났을 경우, 이 치아들의 원심 이동은 좌측과 우측이 달라야만 함에도 불구하고, 임상적으로 이에 대한 고려를 주의 깊게 하지 못하고 있는 형편이다.

좌, 우측 상악 제 1 대구치의 근심 편위의 양이 다르게 나타났을 경우, 비록 임상적으로 precision lingual arch, transpalatal arch, quad-helix, pendulum appliance, active plate, magnet, continuous arch 상에서의 elastic이나 coil, 그리고 asymmetric head-gear 등이 사용되고는 있으나, 이 장치들에 대한 완전한 이해가 아직은 부족하고, 장치들마다 가지고 있는 부작용들로 인하여 사용에 있어서 주의가 요구되고 있다.

Asymmetric face-bow에 대해서는 Baldrige가 1953년에 그 사용을 최초로 보고³⁾하였고, 1954년 Block, 1955년 Boman의 보고³⁾도 있다. 그 후 1958년 Hacck과 Weinstein⁴⁾은 수학과 물리화학적 공식으로 사용하여 asymmetric face-bow를 분석하였으며, 1959년 Drenker⁵⁾는 arm의 길이를 원심측으로 2inch 길게 하고, $\frac{3}{4}$ inch를 바깥쪽으로 벌리면 unilateral reaction을 나타내지만 치열궁이 측방력을 받게 된다고 보고하

였다.

1973년 Dijkman 등⁶⁾은 inner-bow와 outer-bow의 모양의 다양성은 중요하지 않은데, 이는 line of retraction과 치아의 저항중심과의 관계에서, 모양에 따라 적용되는 힘에 변화가 없기 때문이라고 하였다. 1998년 Yoshida 등⁷⁾은 개개 치아에 작용하는 측방력의 비율은 outer-bow와 inner-bow의 모양의 변화에 의해 조절되어질 수 있지만, 양쪽 구치에 대한 net lateral force는 변하지 않고 남아 결국 치아에 가해지는 측방력은 같다고 하였다.

비록 아직도 많은 논란이 있기는 하지만 지금까지 발표된 문헌들²⁻⁹⁾을 종합해 보면, outer-bow의 비대칭성이 증가할수록 원심력의 편측성 효과는 커지며, 측방력 역시 커진다는 것이다. Asymmetric face-bow를 이용한 헤드기어를 사용하는 목적이 근심 편위된 제 1 대구치에 대한 원심력의 편측성 효과를 이용하는 것이므로 outer-bow의 비대칭성을 증가시키는 것이 유리하겠지만, 이와 함께 측방력도 커지게 된다. 이것은 우리가 바라지 않는 부작용으로서 편측성 구치부 반대교합을 야기할 수 있기 때문에 주의를 해야 한다.

그러나 측방력에 대해서는 여러 가지 다른 의견들이 많으며 아직도 논란이 되고 있는데, 측방력에 대해 Hacck과 Weinstein⁴⁾은 이론적인 정당성은 없지만 1:1이라고 하였으며, Houghton¹⁰⁾, Hershey 등¹¹⁾, Baldini 등⁸⁾, Nobel과 Waters¹²⁾ 등은 "Archial Expansion Effect"라는 이론을 내세워 양측 구치가 협측으로 변위된다고 주장하였다. 이것은 뒷부분이 고정되어 있는 arch의 전면에 load가 가해지면 arch가 확장된다는 이론이다. Yoshida 등⁷⁾은 근심 위치된 치아에서는 설측력을, 원심 위치된 치아에서는 협측력을 받게 된다고 보고하고 있다.

응력분석의 방법은 크게 나누어 이론 수치적 방법과 실험에 의한 방법으로 구분할 수 있는데, 이들은 상호보완적인 관계에 있다고 볼 수 있다¹³⁾. 실험적인 방법에 의한 예를 들면, strain-guage법, holography법, 광탄성법, brittle-coating법 등이 있으며, 이론적인 방법의 수치 해를 구하는 도구로서는 유한요소법이 있는데, 그 중에서도 유한요소법은 다른 방법들에 비해 많은 장점이 있으며, 최근 컴퓨터의 급속한 발달로 각종의 구조해석에 많이 이용되고 있다.

유한요소법이란 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 각 요소들의 현상을 절점(nodal point)을 통하여 전달된다고 가정하고 개개요소의 현상을 계

산하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법이다¹⁴⁾. 치의학 분야에서는 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석 등에 유한요소법을 이용한 많은 연구가 있었으며, 교정학에서는 성장연구, 정형력, 치아이동 그리고 두경부에 관한 연구 등에 유한요소법의 이용이 활발히 진행되고 있다¹⁵⁾.

편측성 II급 부정교합에 asymmetric face-bow를 사용하는 것은 임상에서는 흔한 일이지만, 그 사용의 횟수에 비해 asymmetric face-bow에 대한 정확하고 완전한 이해는 부족한 실정이며, 효과를 극대화시키기 위한 장치의 디자인에 대한 정보 역시 아직도 논란이 많고, 그 동안의 연구들 역시 확실한 해답을 주지는 못하고 있다. 더욱이 asymmetric face-bow를 유한요소법을 통해 해석한 것은 그 예를 찾아볼 수 없었기에 본 연구를 시행하게 되었으며, 편측성 II급 부정교합에 길이가 다른 asymmetric face-bow를 유한요소로 모델링한 후, 편측당 0.3kgf의 견인력을 부여하여 분석, 비교한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

(1) 유한 요소 치아 모델의 제작

말치나 교정 치료의 경험이 없고, 보철이나 수복 치료의 경험도 없으며, 정상적인 크기의 치아와 악궁형태를 가진 성인 남자의 치아 안면 두개골을 모델로 선택하였다.

모델의 치아를 포함하여 상악골을 컴퓨터 단층 촬영을 시행하였는데, 상악의 치아가 포함되는 부위는 1.5mm 간격으로, 그 이외의 부위는 3.0mm의 간격으로 촬영하여 방사선 피폭량을 최소화하면서도 정확한 데이터를 얻기 위해 노력하였다. 컴퓨터 단층 촬영시, 중심 교합 상태에서는 한 장의 필름에 상악과 하악 치아의 교두들이 겹쳐질 가능성이 있었으므로, 이를 예방하기 위하여 상·하악 치아 사이에 설압자를 물은 상태에서 교합면과 평행하도록 촬영하였다. 이렇게 하여 얻어진 필름 중 치아 모델의 제작을 위해 상악의 치아가 포함되는 필름만을 골라 상악 치열궁 모델링 작업에 들어갔다.

각각의 단층 촬영상에서 sagittal plane을 중심으로, 오른쪽 부위의 치아만을 tracing하였다. 치아의 외형

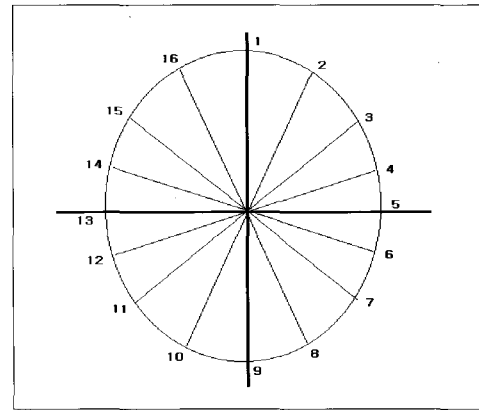


Fig. 1. Diagram represented nodal point on PDL

을 그대로 tracing한 후 그 내부를 검게 칠하여 추후 컴퓨터로 읽어 들일 때 오차의 발생을 줄이고자 하였다. Tracing한 각각의 필름을 CCD 카메라(JVC, TK-1070U Color video camera, Japan)를 이용하여 컴퓨터로 읽어들인 후, 읽은 데이터를 filtering하여 치아의 외형이 매끄럽고, 주위와 명확히 구분되도록 하였다. 컴퓨터 단층 촬영시의 확대율과 컴퓨터로 읽어 들일 때의 확대율을 모두 고려하여 컴퓨터에 모델링된 치아 모형은 실제 치아의 크기와 같아지도록 조절하였다.

설정된 좌표축은 모든 치아가 포함되는 general 좌표축으로 하여 치아들끼리의 상대적인 좌표는 모형 제작에 고려하지 않았으며, X축과 Y축은 필름 상의 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 원심쪽으로의 방향을 +, 그 반대 방향을 -로 정하였으며, Z축은 교합면쪽을 +, 치근쪽을 -로 정하였다.

각각의 필름을 읽은 단면상에서, 각 치아마다의 면적의 중심을 잡고 X축과 Y축의 좌표를 정한 후, 이 중심에서 general 좌표축의 X축과 평행한 선을 기준으로 하여 22.5°씩 돌아가게 하여, 이것과 치아의 테두리가 만나는 것을 절점으로 정하여 총 16개의 절점을 정하였다(Fig. 1). 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.

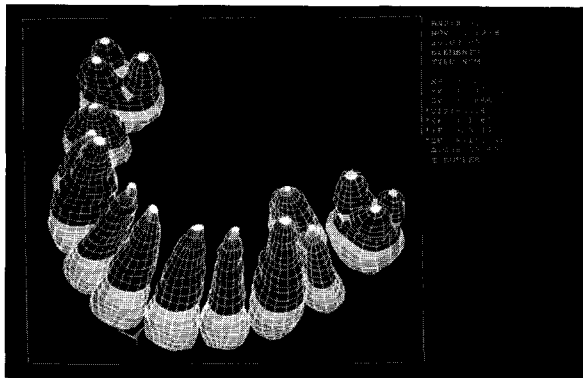


Fig. 2. Three dimensional FEM model of completed unilateral CI II malocclusion maxillary dental arch with PDL



Fig. 3. Asymmetric head-gear made right outer-bow 15mm shortened

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

치근막의 두께는 Coolidge¹⁶⁾의 연구를 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 등¹⁷⁾의 연구를 참고로 하여 치아와 치근막의 Young's modulus(kgf/mm²)는 각각 2.0×10^3 와 6.8×10^2 로, Poisson's ratio는 0.3과 0.48로 하였다.

(2) 편측성 II급 부정교합 모델 만들기

이렇게 완성된 상악 치열궁 모델에서 양쪽 상악 제 2 대구치를 제거하고, 상악 왼쪽 제 2 소구치를 구개 쪽으로 7mm 이동시킨 후, 상악 왼쪽 제 1 대구치를 근심 쪽으로 5mm, 구개 쪽으로 1mm 이동시켜 임의적인 편측성 II급 부정교합의 치아 모형을 제작하였다(Fig. 2).

제작된 편측성 II급 부정교합 치아 모형의 절점 수는 치아 4636개, 치근막 5768개이며, 요소 수는 치아 5158개, 치근막 4656개였다.

(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 모델링하여 Young's modulus (kgf/mm²)는 21.4×10^3 로, Poisson's ratio는 0.3으로 하였다.

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 15mm, 25mm, 35mm씩 짧게 하여 asymmetric face-bow 모델을 제작하였다.(Fig. 3)

나. 연구방법

(1) 견인력의 부여

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

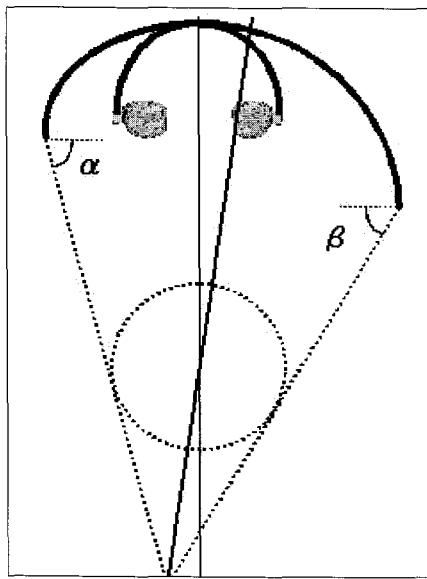


Fig. 4. Diagram of degree retracted by asymmetric face-bow

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. 그리고 견인되는 방향은 Z축을 기준으로 +10°가 되는 방향이었다.

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 구하였다.

Face-bow의 양 끝점과 이 접점의 좌표를 가지고 삼각함수를 이용하여, face-bow의 양끝에서 실제로 견인되는 각을 구해 이를 컴퓨터 상에 부여하였다.

이런 과정을 세 가지 형태의 face-bow 모두에 반복하여 실제로 견인되는 각을 구하였는데, 그 모식도

Table 1. Degree retracted by asymmetric face-bow (Degree)

	Degree of $\angle \alpha$	Degree of $\angle \beta$
15mm short	80.5	73.7
25mm short	84.2	73.7
35mm short	88.0	73.7

와 값은 다음과 같다(Fig. 4, Table 1).

Cervical retraction head-gear의 장착시 견인력에 대해서는 학자들마다 이견^{7-9,17,18)}이 많지만, 본 연구에서는 편측당 0.3kgf로 동일하게 부여하여 견인력의 총합은 0.6kgf였다.

이렇게 모델링된 편측성 II급 부정교합의 상악 치아 모형과 asymmetric face-bow를 가지고 양쪽 상악 제 1 대구치가 받게 되는 전체적인 힘과 변위 및 치근 분지부 직하방의 치근막에 나타나는 초기 응력분포를 관찰, 비교하였다.

III. 연구 성적

1. Asymmetric Head-Gear의 적용시 양쪽 제 1 대구치에 나타나는 힘의 크기

모든 축에서 양쪽 제 1 대구치가 받는 힘의 총합은, 세 경우 모두에서 거의 차이가 없었으나, outer-bow의 길이가 짧아질수록 근심 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 증가하였고, 정상 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 감소하는 결과를 보였다(Table 2, Fig. 5).

2. Asymmetric Head-Gear의 적용시 양쪽 제 1 대구치의 변위(Fig. 11~13)

1) 양쪽 제 1 대구치가 받는 측방력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 협측으로의 힘이 커졌고, 근심 위치된 치아에서는 좌표상에서 협측으로의 힘이 작아지는 경향을 보여, outer-bow의 길이가 짧아질수록 전체적인 측방력이 정상 위치된 치아의 협측으로 이동되는 경향을 보이긴 했지만, 양쪽 제 1 대구치 모두 협측으로 힘을 받는 것으로 나타났다(Table 3, Fig. 6).

Table 2. Total force received both maxillary 1st molars (kgf)

	15 mm short	25 mm short	35 mm short
Mesially positioned tooth	0.374203	0.412297	0.446858
Normally positioned tooth	0.264787	0.236052	0.213687
Total force	0.63899	0.648349	0.660545

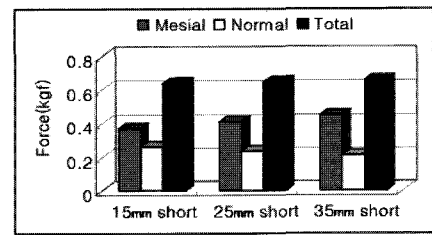


Fig. 5. Total force received both maxillary 1st molars (kgf)

Table 3. Lateral force received both maxillary 1st molars (kgf)

	Mesially positioned tooth	Normally positioned tooth
15 mm short	-0.10506	0.13922
25 mm short	-9.31E-02	0.14616
35 mm short	-8.06E-02	0.15322

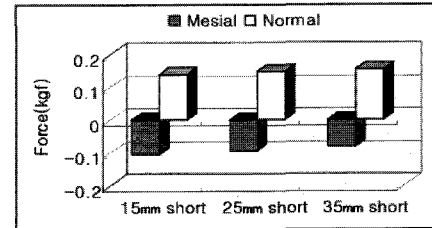


Fig. 6. Lateral force received both maxillary 1st molars (kgf)

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

	Mesially positioned tooth	Normally positioned tooth
15 mm short	0.35415	0.2208
25 mm short	0.39645	0.18104
35 mm short	0.43405	0.14477

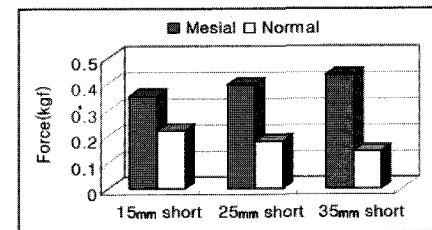


Fig. 7. Distal force received both maxillary 1st molars (kgf)

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

	Mesially positioned tooth	Normally positioned tooth
15 mm short	5.97E-02	4.45E-02
25 mm short	6.44E-02	3.98E-02
35 mm short	6.92E-02	3.50E-02

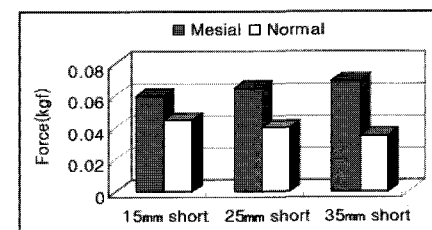


Fig. 8. Extrusion force received both maxillary 1st molars (kgf)

Table 6. Distal tipping received both maxillary 1st molars (Degree)

	Mesially positioned tooth	Normally positioned tooth
15 mm short	1.76E-02	7.45E-03
25 mm short	2.24E-02	5.46E-03
35 mm short	2.68E-02	3.64E-03

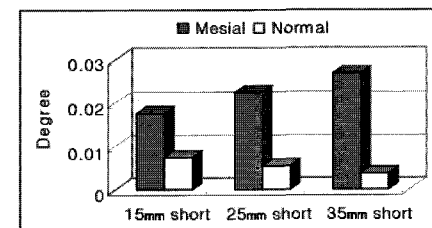


Fig. 9. Distal tipping received both maxillary 1st molars (Degree)

Table 7. Rotation received both maxillary 1st molars (Degree)

	Mesially positioned tooth	Normally positioned tooth
15 mm Short	1.60E-02	-7.95E-04
25 mm Short	2.05E-02	3.14E-03
35 mm Short	2.48E-02	6.80E-03

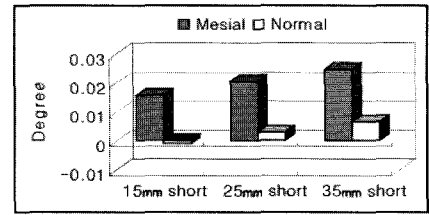


Fig. 10. Rotation received both maxillary 1st molars (Degree)

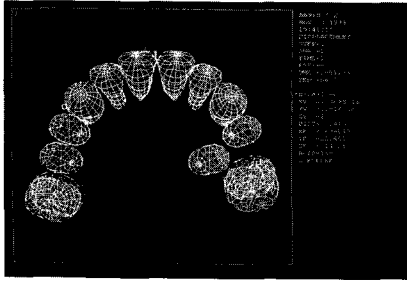


Fig. 11. Teeth displacement when right outer-bow was 15mm shortened

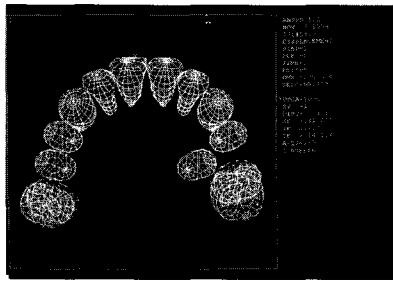


Fig. 12. Teeth displacement when right outer-bow was 25mm shortened

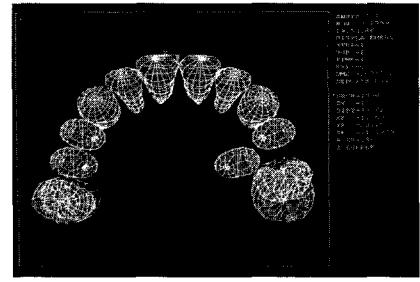


Fig. 13. Teeth displacement when right outer-bow was 35mm shortened

Table 8. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	7.75E-04	6.90E-04	6.10E-04
2	6.79E-04	5.72E-04	5.21E-04
3	-7.21E-05	-1.11E-04	-1.82E-04
4	-8.15E-04	-8.65E-04	-9.53E-04
5	-1.02E-03	-1.08E-03	-1.17E-03
6	-1.04E-03	-1.07E-03	-1.16E-03
7	-8.64E-04	-8.70E-04	-9.61E-04
8	3.78E-04	3.10E-04	2.95E-04

Table 9. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	5.65E-04	4.92E-04	4.34E-04
2	-3.35E-05	-6.51E-05	-1.03E-04
3	-8.91E-04	-8.99E-04	-9.94E-04
4	-9.58E-04	-9.93E-04	-1.09E-03
5	-6.09E-04	-6.75E-04	-7.44E-04
6	-3.70E-04	-4.03E-04	-4.80E-04
7	-8.13E-05	-1.35E-04	-1.93E-04
8	7.97E-04	7.00E-04	6.53E-04

Table 10. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	3.78E-04	3.08E-04	2.70E-04
2	-6.15E-04	-6.62E-04	-7.62E-04
3	-1.63E-03	-1.64E-03	-1.78E-03
4	-1.07E-03	-1.11E-03	-1.23E-03
5	-2.01E-04	-2.87E-04	-3.77E-04
6	2.84E-04	2.09E-04	1.31E-04
7	6.64E-04	5.52E-04	5.11E-04
8	1.20E-03	1.07E-03	9.84E-04

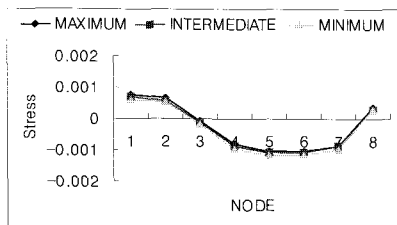


Fig. 14. Stress distribution of disto-buccal root of mesially positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

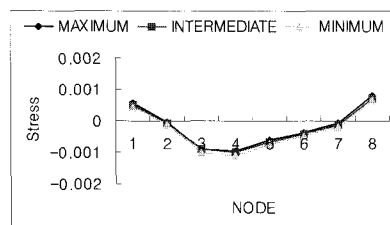


Fig. 15. Stress distribution of disto-buccal root of mesially positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

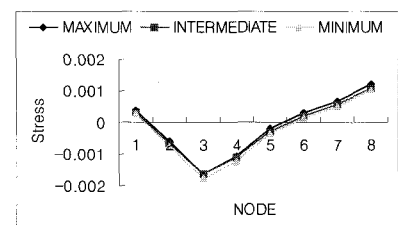


Fig. 16. Stress distribution of disto-buccal root of mesially positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

Table 11. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	1.57E-03	1.41E-03	1.25E-03
2	3.49E-03	3.05E-03	2.78E-03
3	3.35E-03	3.05E-03	2.97E-03
4	-1.62E-05	-2.42E-04	-4.46E-04
5	-2.39E-03	-2.54E-03	-2.83E-03
6	-3.45E-03	-3.55E-03	-3.84E-03
7	-3.65E-03	-3.73E-03	-4.01E-03
8	-1.04E-03	-1.16E-03	-1.34E-03

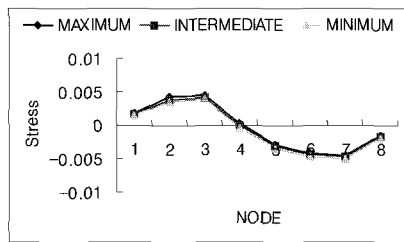


Fig. 17. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

Table 12. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	1.83E-03	1.63E-03	1.45E-03
2	4.38E-03	3.82E-03	3.48E-03
3	4.50E-03	4.10E-03	4.02E-03
4	2.85E-04	-9.31E-06	-2.58E-04
5	-2.78E-03	-2.98E-03	-3.34E-03
6	-4.20E-03	-4.33E-03	-4.70E-03
7	-4.52E-03	-4.63E-03	-4.99E-03
8	-1.45E-03	-1.63E-03	-1.86E-03

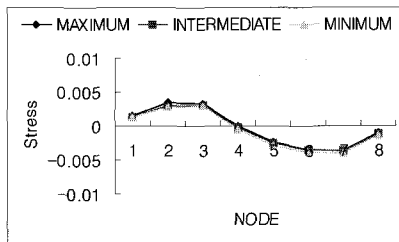


Fig. 18. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

Table 13. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	2.06E-03	1.83E-03	1.63E-03
2	5.20E-03	4.54E-03	4.13E-03
3	5.56E-03	5.08E-03	4.99E-03
4	5.68E-04	2.11E-04	-7.89E-05
5	-3.14E-03	-3.39E-03	-3.82E-03
6	-4.89E-03	-5.05E-03	-5.49E-03
7	-5.34E-03	-5.46E-03	-5.91E-03
8	-1.84E-03	-2.07E-03	-2.35E-03

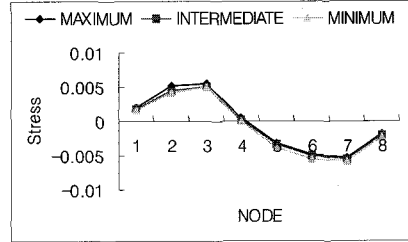


Fig. 19. Stress distribution of disto-buccal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

Table 14. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	2.85E-04	2.10E-04	1.40E-04
2	-5.38E-04	-5.79E-04	-6.31E-04
3	-1.21E-03	-1.21E-03	-1.28E-03
4	-1.29E-03	-1.29E-03	-1.38E-03
5	-1.64E-04	-2.19E-04	-2.85E-04
6	3.14E-04	2.39E-04	1.95E-04
7	5.98E-04	5.03E-04	4.28E-04
8	1.88E-03	1.68E-03	1.66E-03
9	1.60E-03	1.46E-03	1.40E-03
10	9.93E-04	8.88E-04	7.88E-04

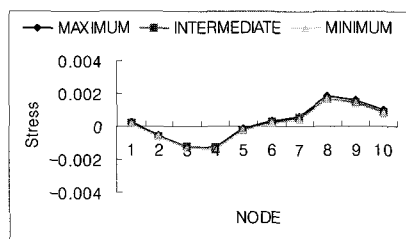


Fig. 20. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 15mm shortened (kgf/mm²)

Table 15. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	4.55E-04	3.50E-04	2.52E-04
2	-6.98E-04	-7.63E-04	-8.61E-04
3	-1.50E-03	-1.53E-03	-1.63E-03
4	-1.63E-03	-1.64E-03	-1.76E-03
5	-4.12E-04	-4.88E-04	-5.77E-04
6	3.24E-04	2.42E-04	1.99E-04
7	8.22E-04	7.18E-04	6.40E-04
8	2.49E-03	2.28E-03	2.26E-03
9	2.11E-03	1.95E-03	1.89E-03
10	1.48E-03	1.34E-03	1.24E-03

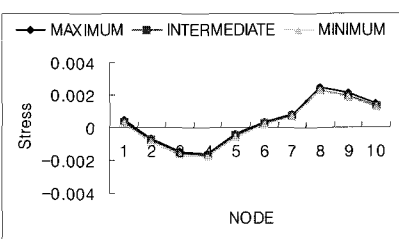


Fig. 21. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 25mm shortened (kgf/mm²)

Table 16. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	6.21E-04	4.83E-04	3.56E-04
2	-8.49E-04	-9.38E-04	-1.08E-03
3	-1.78E-03	-1.83E-03	-1.97E-03
4	-1.95E-03	-1.99E-03	-2.13E-03
5	-6.46E-04	-7.40E-04	-8.57E-04
6	3.35E-04	2.44E-04	2.00E-04
7	1.03E-03	9.20E-04	8.36E-04
8	3.07E-03	2.84E-03	2.83E-03
9	2.60E-03	2.42E-03	2.36E-03
10	1.94E-03	1.78E-03	1.66E-03

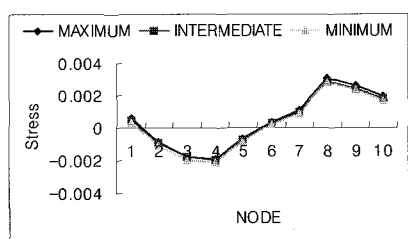


Fig. 22. Stress distribution of palatal root of normally positioned tooth when right outer-bow was 35mm shortened (kgf/mm²)

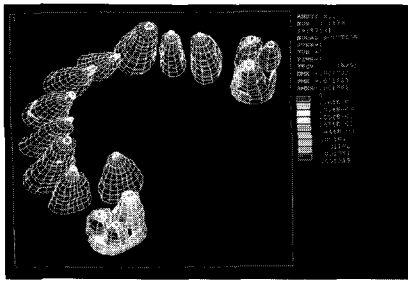


Fig. 23. Initial stress distribution on PDL when right outer-bow was 15mm shortened

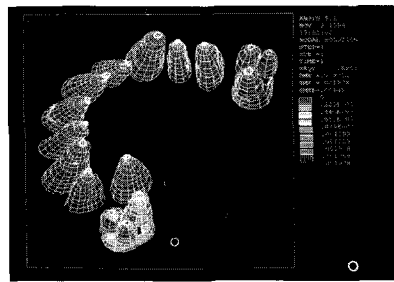


Fig. 24. Initial stress distribution on PDL when right outer-bow was 25mm shortened

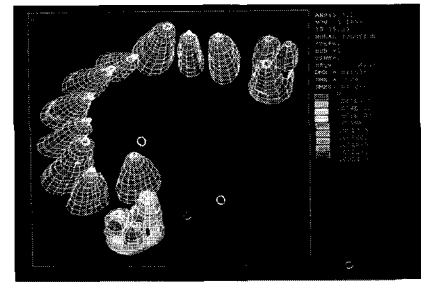


Fig. 25. Initial stress distribution on PDL when right outer-bow was 35mm shortened

2) 양쪽 제 1 대구치가 받는 원심력과 정출력, 그리고 distal tipping의 양은, 정상 위치된 치아에서 outer-bow의 길이가 짧아질수록 감소하였고, 근심 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 증가하는 경향을 보였다(Table 4~6, Fig. 7~9).

3) 양쪽 제 1 대구치의 rotation은, 정상 위치된 치아에서는 distal-in의 rotation을 보였으며 outer-bow의 길이가 짧아질수록 그 양이 증가하였고, 근심 위치된 치아에서는 outer-bow가 15mm 짧은 경우에는 distal-in의 rotation을 보였으나, 25mm와 35mm 짧은 경우에는 distal-out의 rotation을 보여 15mm와 25mm 사이에 변환점이 존재하는 것으로 나타났다(Table 7, Fig. 10).

3. Asymmetric Head-Gear의 적용시 양쪽 제 1 대구치에 나타나는 치근막에서의 초기 응력분포 (Fig. 23~25)

1) 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근에서 outer-bow의 길이가 짧아짐에 따라 압축 응력이 구개측에서 원심측으로, 그리고 협측으로 이동하는 양상을 나타냈다(Table 8~10, Fig. 14~16).

2) 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근을 제외한 근심 협측 치근과 구개측 치근, 그리고 근심 위치된 치아의 세 개의 치근 모두는, outer-bow의 길이가 짧아질수록 응력의 크기만

변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다(Table 11~16, Fig. 17~22)

IV. 총괄 및 고찰

교정치료는 치아에 지속적인 힘을 가해서 치아를 둘러싼 골의 개조에 의한 치아 이동이 일어나게 한다는 원리에 기초한다. 골은 선택적으로 어느 부분은 흡수가 일어나고 다른 부분은 침가가 일어난다. 골반응은 치주인대를 매개로 해서 발생하기 때문에 치아 이동은 우선적으로 치주인대의 현상이다¹⁹⁾. 그런데 이러한 생물학적 변화의 시작은 치근막에서의 응력 변화에 기인하므로 교정력에 의해 발생하는 치근막내 응력 정도를 평가하는 것은 중요한 의미를 가진다.

따라서, 교정적 치아 이동의 물리적 기전을 규명하기 위해 치주 조직 내에서의 변화를 평가하는 많은 연구가 시도되었다. 이를 위해 교정의는 임상적인 소견이나, 동물 실험 등에 의한 생물학적 연구, 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, 장력계법, laser holography를 이용한 연구, 유한요소법 등의 구조해석을 통해 시행하고 있다²⁰⁻²²⁾.

그러나 살아있는 조직 내에서의 응력분포를 측정하는 것은 매우 어려우며, 아직도 두개안면복합체 내에서의 응력분포의 상세한 패턴에 대해서는 완전히 밝혀지지 않고 있다. 이에 유한요소법은 다양한 외력에 대한 살아있는 조직에서의 응력분포를 생역학적인 측면에서 밝혀내는 것을 가능하게 해준다¹⁹⁾.

이 연구에서 사용된 치아 모델은 실제 사람의 컴퓨터 단층 사진을 사용하여 치아와 치근막을 모델링하였다. 치근막은 선행들의 연구¹⁶⁾를 바탕으로 0.25mm로 균일하게 모델링하였으며, 치근막은 약한 교정력에

대하여 구성물질이 직선적인 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문에 등방·등질의 탄성체로 가정하였다.^{15,20,21,23,24)}

교정 장치는 크게 구강내 장치(intraoral appliance)와 구강외 장치(extraoral appliance)로 나눌 수 있는데, 헤드기어는 구강외 장치의 일종²⁶⁻³⁰⁾으로 크게 악정형력을 이용하여 골격적인 개선을 도모하는 것과 치아의 원심 이동을 도모하는 것, 두 가지의 효과를 위해 사용하고 있는데, 사실상 이 둘을 따로 떼어놓고 논의하는 것은 불가능하다.

그 중에서도 asymmetric face-bow를 이용한 head-gear는 서로 다르게 근심 편위된 치아의 원심이동을 도모하기 위해 실제 임상에서 많이 사용되고 있는 장치 중의 하나이지만, 그것에 대한 완벽한 분석이 아직도 부족한 실정이다.

본 연구는 asymmetric face-bow를 분석하기 위해 유한요소법을 사용하였다. 기존의 수학적 혹은 물리적인 방법을 통한 분석은 arch 자체를 rigid body로 생각하고 분석을 하여 그 결과에 의구심을 남겼으며, 실제 사람에게 적용하는 것은 그 결과만을 볼 수 있을 뿐, 그 힘을 근본적으로 분석하는 것은 불가능하기 때문이었다.

편측성 II급 부정교합의 상악 모형을 모델링하여 실제 환자에게 적용하는 것과 같아지도록 최대한 노력하였으며, 치아와 face-bow의 물질상수를 그대로 적용하여 오차의 발생을 줄이고자 하였다.

실험 결과, 양쪽 제 1 대구치가 받는 힘의 총합은 세 경우 모두에서 거의 차이가 없었으나, outer-bow의 길이가 짧아질수록 근심 위치된 치아에서 받게 되는 힘의 크기는 증가하였고, 정상 위치된 치아에서 받게 되는 힘의 크기는 감소하는 결과를 보였다.

양쪽 제 1 대구치가 받는 측방력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 협측으로의 힘이 커졌고, 근심 위치된 치아에서는 협측으로의 힘이 작아지는 경향을 보여, outer-bow의 길이가 짧아질수록 전체적인 측방력이 정상 위치된 치아의 협측으로 이동되는 경향을 보였다. 그러나 양쪽 제 1 대구치 모두 협측으로 힘을 받는 것으로 나타났는데, 이는 지금까지 알려진 연구와는 반대의 결과이었다. 지금까지의 연구들은 근심 위치된 치아에서는 구개측으로의 힘을 받게 되고, 정상 위치된 치아에서는 협측으로의 힘을 받게 된다고 보고하고 있기 때문이다. 또한, 이러한 결과는 상식적으로도 이해가 되지 않는 결과였는데, 그 이유는 분명히 주어지는 견인력은, X축

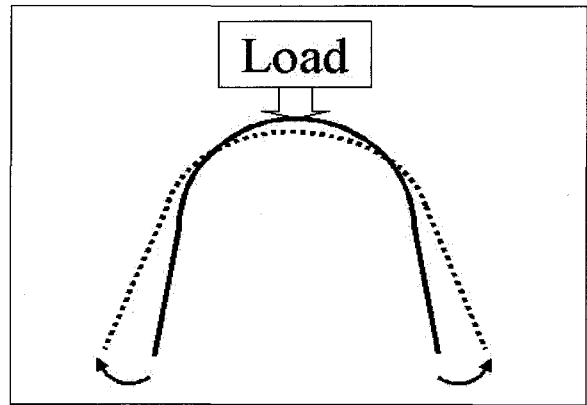


Fig. 26. Diagram of "Archial Expansion Effect"

의 힘만을 생각했을 경우, 양쪽 제 1 대구치 모두에서 구개측으로 작용하기 때문이었다. 그리고 이것은 수학이나 물리화적인 공식을 사용하여 분석한 결과와도 상반되는 결과였다.

결과에 의심을 가지고 프로그램을 다시 돌리기를 여러 번 반복했지만 결과는 여전히 마찬가지였다. 혹시나 있었을지도 모를 오류를 찾기 위해 실험의 첫 단계부터 차근차근 검토를 시작했다. 하지만 어떠한 오류도 발견하지 못했다. 실험으로부터 나온 데이터를 놓고 정밀 분석에 들어갔다. 여기서 필자는 Houghton^{6,8,10,11)}이 주장한 "Archial Expansion Effect"에 이목을 집중할 수밖에 없었다. 측방력에서 모두 협측으로의 힘을 받는 것을 풀 수 있는 해답은 "Archial Expansion Effect"에 없었다. 하지만 이것을 증명하는 것이 문제였다. 여러 가지 방법을 다 동원해 보았지만 그것을 증명하는 것은 쉽지가 않았다. 마지막으로 견인력을 X축, Y축, Z축의 힘으로 나누어서 부여한 후 각각에 대해 프로그램을 돌려보기로 했다.

그 결과 필자는 "Archial Expansion Effect"를 확인할 수 있었다. 즉, X축으로 가해지는 힘에 의해 치아는 구개측으로 4gf의 힘을 받는 반면, Y축으로 가해지는 힘, 즉 원심력에 의해 치아는 협측으로 123.17gf의 힘을 받아 결과적으로 치아는 협측으로 힘을 받게 되는 것으로 나타난 것이다. Z축의 힘에 의해 치아가 받게 되는 측방력은 무시할 수 있을 만큼 작았다.

여기에서 우리는 수학적 혹은 물리화적인 방법을 통해 arch를 분석할 때의 한계점을 찾을 수 있다. Arch 자체를 rigid body로 생각하고 분석을 할 때는 "Archial Expansion Effect"는 생각할 수조차 없다. 그러므로 결과는 실제 face-bow를 환자에게 적용했

을 때와는 완전히 다르게 나올 수밖에 없는 것이다.

“Archial Expansion Effect”는 뒷부분이 고정되어 있는 arch의 전면에 load가 가해지면 arch가 확장된다는 이론으로 Fig. 26은 이것을 도식적으로 나타낸 것이다.

양쪽 제 1 대구치가 받는 원심력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 원심력이 작아졌고, 근심 위치된 치아에서는 원심력이 커지는 경향을 보여, outer-bow의 길이가 짧아질수록 구치부 원심 이동의 편측성 효과가 커진다는 기존의 보고들과 일치하는 결과를 보였다.

양쪽 제 1 대구치가 받는 정출력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 정출력이 작아졌고, 근심 위치된 치아에서는 정출력이 커지는 경향을 보였는데, 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 차가 큰, 근심 위치된 치아는, 그 거리만큼이나 큰 모멘트가 발생하기 때문에 더 큰 정출력을 받게 된 것이고, 반면에 정상 위치된 치아는 그 차가 작아서 상대적으로 작은 정출력을 보인 것이다.

양쪽 제 1 대구치의 rotation은, 정상 위치된 치아에서는 distal-in의 rotation을 보였으며 outer-bow의 길이가 짧아질수록 그 양이 증가하였고, 근심 위치된 치아에서는 두 가지의 결과를 나타냈는데, outer-bow가 15mm 짧은 경우에는 distal-in의 rotation을 보였으나, 25mm와 35mm 짧은 경우에는 distal-out의 rotation을 보여 15mm와 25mm 사이에 변환점이 존재하는 것으로 나타났다. 이는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 asymmetric face-bow가 작용하는 중심이 정상 위치된 치아쪽으로 이동하는 것을 나타낸 결과로 사료된다.

양쪽 제 1 대구치의 distal tipping의 양은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 distal tipping의 양이 작아졌고, 근심 위치된 치아에서는 distal tipping의 양이 커지는 경향을 보였다. 이러한 결과는 원심이동시에 outer-bow의 길이가 짧아질수록 원심력은 커지나, 원하지 않는 치아의 tipping 역시 많이 생길 수 있음을 나타내는 것으로서 임상적으로 환자에게 적용시에 주의를 요한다고 하겠다.

치근 분지부 직하방에서의 치근막의 초기 응력분포의 관찰에서는, 우선 근심 위치된 치아의 근심협측

치근에서는 원심협측이 압축응력을, 근심구개측이 인장응력을 보였으며, outer-bow의 길이가 짧아질수록 응력의 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다. 그리고 근심 위치된 치아의 원심협측 치근에서는 원심측이 압축응력을, 근심측이 인장응력을 보였으며, outer-bow의 길이가 짧아질수록 역시 응력의 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다. 마지막으로 근심 위치된 치아의 구개측 치근에서는 협측이 인장응력을, 그 외의 부분에서는 압축응력을 보였으며, outer-bow의 길이가 짧아질수록 응력의 크기만 변할 뿐 다른 치근과 마찬가지로 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다. 이는 근심 위치된 치아의 더 많은 원심 이동도 모하기 위해 사용하는 asymmetric face-bow는, 그 길이에 상관없이 근심 위치된 치아의 치근에 일정한 방향으로 응력을 부여하고 있음을 나타내는 결과로써, 이는 치아가 받게 되는 원심력과 협측으로의 측방력, 그리고 distal-in의 rotation 등의 복합적인 결과로 사료된다.

정상 위치된 치아의 근심협측 치근에서는 원심협측이 압축응력을, 근심구개측이 인장응력을 보였으며, outer-bow의 길이가 짧아질수록 원심협측에서 압축응력이 감소하는 경향을 보였다. 그리고 정상 위치된 치아의 원심협측 치근에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 압축응력이 구개측에서 원심측으로, 그리고 협측으로 이동하는 양상을 나타내었다. 정상 위치된 치아의 구개측 치근에서는 원심구개측이 압축응력을, 근심협측이 인장응력을 보였으며, 이는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 그 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다.

정상 위치된 치아의 이런 결과 역시, 치아가 받게 되는 원심력과 협측으로의 측방력, 그리고 distal-in 또는 distal-out의 rotation 등의 복합적인 결과로 사료되는데, 원심협측 치근에서 압축응력이 outer-bow의 길이가 짧아질수록 구개측에서 원심측으로 그리고 협측으로 이동한 것은 치아가 15mm 짧은 outer-bow의 적용시에는 distal-in의 rotation을 보이다가 25mm 짧아졌을 때는 distal-out의 rotation으로 바뀌고, 35mm 짧은 outer-bow의 적용시에는 distal-out의 rotation의 양이 커진 것에 기인하는 것 같다. 즉, 다시 말해서, 이는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 asymmetric face-bow가 작용하는 중심이 정상 위치된 치아쪽으로 이동하기 때문인 것으로 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 않으면 근사오차가 발생할 가능성이 있다. 그리고 매우 간단한 문제를 해결하는데도 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 있다²⁸⁾. 하지만 이와 같은 단점들을 줄이기 위해 유한요소법을 충분히 숙지하고, 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

본 연구는 유한요소법을 사용하여 편측성 II급 부정교합의 상악 치열궁을 모델링하고, RMO사의 Face-Bow(Penta-FormTM/Medium size)를 기본 모델로 오른쪽의 outer-bow가 15mm, 25mm, 35mm씩 짧은, 세 개의 asymmetric face-bow를 모델링한 후, 편측성 II급 부정교합 상악 치열궁 모델의 좌·우측 상악 제 1 대구치에 세 종류의 asymmetric face-bow를 적용, 편측당 0.3kgf의 힘으로 견인하여 비교한 결과, 다음의 결론을 얻었다.

1. 양쪽 제 1 대구치가 받는 힘의 총합은 세 경우 모두에서 거의 차이가 없었으나, outer-bow의 길이가 짧아질수록 근심 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 증가하였고, 정상 위치된 치아가 받는 힘의 크기는 감소하는 결과를 보였다.
2. 양쪽 제 1 대구치가 받는 측방력은, 정상 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 협측으로의 힘이 커졌고, 근심 위치된 치아에서는 협측으로의 힘이 작아지는 경향을 보여, outer-bow의 길이가 짧아질수록 전체적인 측방력이 정상 위치된 치아의 협측으로 이동되는 경향을 보이긴 했지만, 양쪽 제 1 대구치 모두 협측으로 힘을 받는 것으로 나타나 "Archial Expansion Effect"를 보였다.
3. 양쪽 제 1 대구치가 받는 원심력과 정출력, 그리고 distal tipping의 양은, 정상 위치된 치아에서는

outer-bow의 길이가 짧아질수록 감소하였고, 근심 위치된 치아에서는 outer-bow의 길이가 짧아질수록 증가하는 경향을 보였다.

4. 양쪽 제 1 대구치의 rotation은, 정상 위치된 치아에서는 distal-in의 rotation을 보였으며 outer-bow의 길이가 짧아질수록 그 양이 증가하였고, 근심 위치된 치아에서는 두 가지의 결과를 나타냈는데, outer-bow가 15mm 짧은 경우에는 distal-in의 rotation을 보였으나, 25mm와 35mm 짧은 경우에는 distal-out의 rotation을 보여 15mm와 25mm 사이에 변환점이 존재하는 것으로 나타났다.
5. 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근에서 outer-bow의 길이가 짧아짐에 따라 압축응력이 구개측에서 원심측으로, 그리고 협측으로 이동하는 양상을 나타내었다.
6. 치근 분지부 직하방에서 치근막의 초기 응력분포를 관찰한 결과, 정상 위치된 치아의 원심협측 치근을 제외한 근심협측 치근과 구개측 치근, 그리고 근심 위치된 치아의 세 개의 치근 모두는, outer-bow의 길이가 짧아질수록 응력의 크기만 변할 뿐 전체적인 응력분포의 양상에는 변화가 없었다.

참 고 문 헌

1. Graber TM. Orthodontics : Principle and Practice, Philadelphia : WB Saunders, 1972 : 255-396.
2. Kaprelian G. An effective unilateral facebow. J Clin Orthod 1982 : 26 : 60-1.
3. Baldrige JP. Unilateral action with headcap. Angle Orthod 1960 : 31 : 63-8.
4. Hacck DC and Weinstein S. The Mechanics of centric and eccentric cervical traction. Angle Orthod 1958 : 44 : 346-57.
5. Drenker EW. Unilateral cervical traction with a Kloehn extraoral mechanism. Angle Orthod 1959 : 29 : 201-5.
6. Oosthuizen L, Dijkman JFP and Evans WG. A mechanical appraisal of the Kloehn extraoral assembly. Angle Orthod 1973 : 43 : 221-32.
7. Yoshida N, Jost-Brinkmann 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 Dentofac Orthop 1998 : 113 : 558-66.
8. Baldini G, Haack DC and Weinstein S. Bilateral buccolingual forces produced by extraoral traction. Angle Or-

- thod 1981 : 51 : 301-18.
9. Braun S, Johnson BE, Hnat WP and Gomez JA. Evaluation of the vertical forces generated by the cervical biteplate facebow. *Angle Orthod* 1993 : 63 : 119-26.
 10. Houghton CW. A theoretical and laboratory evaluation of unilateral face-bows, Master's thesis. Univ. of North Carolina School of Dentistry, 1977.
 11. Hershey HG, Houghton CW and Burston CJ. Unilateral face-bows : A theoretical and laboratory analysis. *Am J Orthod* 1981 : 79 : 229-49,.
 12. Nobel PM and Waters NE. Investigation into the behavior of symmetrically and asymmetrically activated face-bows. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992 : 101 : 330-41.
 13. 김광호, 손병화, 박영철. 각종의 HEAD GEAR를 사용한 정형력이 두개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성적 연구. *대치교정지* 1986 : 16 : 71-84.
 14. 조정현, 이기수, 박영국. 상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1993 : 23 : 263-73.
 15. 황치일, 서정훈. 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1994 : 24 : 479-508
 16. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc* 1937 : 24 : 1260-70.
 17. Tanne K, Sakuda M and Burstone CJ. Three dimensional finite element analysis for stress in the Periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987 : 92 : 499-505.
 18. Martina R, Viglione G and Teti R. Experimental force determination in asymmetric face-bows. *Europ J Orthod* 1988 : 10 : 72-5.
 19. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*, St. Louis : CV Mosby, 1987 : 227-45, 419-38.
 20. 구분찬, 손병화. 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력분포에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1994 : 24 : 721-33.
 21. 박춘근, 양원식. 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1997 : 27 : 259-72.
 22. 천옥진, 김태우, 서정훈. 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석, *대치교정지* 1995 : 25 : 525-41.
 23. 민상홍, 윤영주, 김광원. Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구. *대치교정지* 1995 : 25 : 143-52.
 24. Wilson AN, Middleton J. The Finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament when Subject to Vertical Orthodontic Forces. *Br J Orthod* 1994 : 161-7
 25. 김현순, 남동석. 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1987 : 17 : 185-97.
 26. 권순용, 정규립. 혼합치열기의 II급 부정교합에 대한 high pull Headgear의 효과. *대치교정지* 1994 : 24 : 555-67.
 27. 김주영, 손병화. Reverse Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1985 : 15 : 7-22.
 28. 안의영, 정규립. 유한요소법에 의한 하악 제 1 대구치의 Cervical Traction의 효과에 관한 역학적 연구. *대치교정지* 1989 : 19 : 45-57.
 29. 이인수, 손병화. Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1985 : 15 : 211-27
 30. 현하영, 이진우, 차경석. 성장기 아동에서 Cervical Headgear 사용시 골격적 변화 양상에 대한 연구. *대치교정지* 1996 : 26 : 523-34.

- ABSTRACT -

A THREE-DIMENSIONAL FEM COMPARISON STUDY ABOUT THE FORCE, DISPLACEMENT AND INITIAL STRESS DISTRIBUTION ON THE MAXILLARY FIRST MOLARS BY THE APPLICATION OF VARIOUS ASYMMETRIC HEAD-GEAR

Jong-Soo Kim, Dyung-Suk Cha, Jin-Won Ju, Jin-Woo Lee

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to compare the force, the displacement and the stress distribution on the maxillary first molars altered by the application of various asymmetric head-gear. For this study, the finite element models of unilateral CI II maxillary dental arch was made. Also, the finite element models of asymmetric face-bow was made. Three types of asymmetric face-bow were made : each of the right side 15mm, 25mm and 35mm shorter than the left side.

We compared the forces, the displacement and the distribution of stress that were generated by application of various asymmetric head-gear.

The results were as follows.

1. The total forces that both maxillary first molars received were similar in all groups. But the forces that mesially positioned tooth received were increased as the length of the outer-bow shortened, and the forces that normally positioned tooth received were decreased as the length of the outer-bow shortened.
2. In lateral force comparison, the buccal forces that normally positioned tooth received were increased as the length of the outer-bow shortened, and the buccal forces that mesially positioned tooth received were decreased as the length of the outer-bow shortened. Though the net lateral force moved to the buccal side of normally positioned tooth as the length of the outer-bow shortened, both maxillary first molars received the buccal force. That showed "Archial Expansion Effect"
3. The distal forces, the extrusion forces and the magnitudes of the crown distal tipping that mesially positioned tooth received were increased as the length of the outer-bow shortened, and the forces that normally positioned tooth received were decreased as the length of the outer-bow was shortened.
4. The magnitude of the distal-in rotation that normally positioned tooth received were increased as the length of the outer-bow was shortened. But, mesially positioned tooth show two different results. For the outer-bow 15mm shortened, mesially positioned tooth showed the distal-in rotation, but for the outer-bow 25mm and 35mm shortened, mesially positioned tooth showed the distal-out rotation. Thus, the turning point exists between 15mm and 25mm.
5. This study of the initial stress distribution of the periodontal ligament at slightly inferior of the furcation area revealed that the compressive stress in the distobuccal root of the normally positioned tooth moved from the palatal side to the distal side and the buccal side successively as the length of the outer-bow shortened.
6. This study of the initial stress distribution of the periodontal ligament at slightly inferior of the furcation area revealed that the magnitudes of stress were altered but the total stress distributions were not altered in the mesiobuccal root and the palatal root of normally positioned tooth, and also three roots of mesially positioned tooth as the length of the outer-bow shortened.

KOREA. J. ORTHOD. 2001 : 31(1) : 25-38

* Key words : asymmetric face-bow, FEM, maxillary first molar (Archial Expansion Effect)