

Multiloop Edgewise Arch Wire의 tip back 정도에 따른 응력 분포에 관한 유한요소법적 연구

이영일¹⁾ · 차경석²⁾ · 주진원³⁾ · 이진우⁴⁾

임상에서 다양하게 사용되는 Multiloop Edgewise Arch Wire(MEAW)는 구치부 치아의 치축 직립을 위해 II급 고무줄이나 수직고무줄과 함께 사용된다. 이때 tip back bend의 정도는 각 환자의 구치치축의 근심경사의 정도에 따라 가감이 결정되나 이 장치가 실제 치근막에서 어떤 효과를 나타내는지 정확히 알려진 바는 없다. 이에 저자는 MEAW의 역학적 효과를 알아보기 위해 tip back bend의 정도를 변화시킨 후 II급 고무줄, 수직고무줄을 적용시켜 유한요소법을 통해 치근막에서 발생하는 응력의 분포와 크기를 정량적으로 비교, 관찰하여 장치의 역계를 이해하고 치료효과를 예측해 보고자 실험을 고안하였다.

발치나 교정치료의 경험이 없는 25세 남자 정상교합자를 대상으로 컴퓨터 단층촬영을 시행하여 얻은 방사선필름을 기초로 하여 유한요소 상악치아모델과, 치근막모델을 제작하였으며 여기에 beam element로 제작된 MEAW의 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 달리하여 II급 고무줄 및 수직고무줄을 적용시켜 각 치근막에서의 압축, 인장력의 분포와 응력의 크기를 상호 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. MEAW에 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 부여하고 II급 고무줄이나 수직고무줄을 적용시켰을때 전체 치근막에 나타나는 압축, 인장의 분포는 II급 고무줄, 수직고무줄 각각의 경우에서 tip back bend의 정도에 상관없이 유사한 양상을 나타냈다.
2. 각 치아의 치근막에 나타난 압축, 인장력의 크기는 5도, 10도의 경우보다 15도 tip back bend 부여시 더 크게 나타났다.
3. 제1, 2대구치 원심측 치근막에서는 압축력이 나타났으며 특히 제2대구치 치근막의 압축부위가 제1대구치 치근막 압축부위보다 더 넓고 압축력의 크기도 더 크게 나타났다. 또한 tip back bend 정도가 클수록 압축력도 크고 압축부위도 더 넓게 나타났다.
4. 대구치 치근막의 압축력은 소구치 치근막의 압축력보다 상대적으로 더 작게 나타났다.
5. II급고무줄과 수직고무줄 적용 시를 비교해 보면 수직고무줄 장착시 전치부 치근막에 인장력이 더 넓게, 그 크기는 더 작게 나타났다. 반면에 구치부 치근막에 나타나는 응력의 분포와 크기는 별 차이를 보이지 않았다.
6. 전치부 치근막 인장부위에서 인장력은 견치에서 제일 컸다.

주요단어 : MEAW, Tip back bend, 치근막, 유한요소법

서 론

치아에 지속적인 교정력이 가해지면 치아와 주위

의 치근막, 치조골을 포함해 넓게는 상, 하악골까지 광범위하고 다양한 생물학적 변화가 나타난다.¹⁾ 치아가 치조골을 통해 움직이는 현상은 치근막에 의해 매개되는 골조직의 개조에 의해 나타나므로 치아이동은 근본적으로는 치근막 현상이라 말할 수 있다. 특히 치근막 내의 응력의 변화는 치조골의 생물학적 반응을 결정짓는 중요한 요소라 할 수 있다. 따라서 교정력의 생물학적인 면 뿐 아니라 역학적인 면에서의 고찰이 필요하다.

¹⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실 대학원생

²⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실 교수

³⁾ 충북대학교 기계공학부 부교수

⁴⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실 조교수

* 본 연구는 1997, 1998년도 한국학술진흥재단 학재간 연구조성비(과제번호E00007)에 의해 지원되었습니다.

1904년 Sandstedt²⁾가 성견을 대상으로 한 조직학적 관찰에서 치조골의 인장부위에서는 신생골 형성이, 압박부위에서는 골흡수 현상이 일어나며, 특히 강한 힘이 가해지는 곳에서는 “undermining resorption”이 나타남을 관찰, 보고 한 이래 교정력에 대한 연구가 지속적으로 이루어져 왔다. 1932년 Schwartz³⁾는 모세혈관압과 같은 20-26 gm/cm²의 힘이 direct bone resorption을 일으켜 생리적 치아이동을 이룰 수 있다고 하였고, Storey와 Smith^{4,5)}는 Begg⁶⁾의 differential force concept에 동조하여 각각의 치아마다 적절한 힘의 크기는 모두 다르다고 하였다. 그 후 Burstone,⁷⁾ Graber⁸⁾ 등은 “적절한 힘”을 치근 흡수나 치조골 소실과 같은 조직 손상을 최소화하면서 치아동요, 동통과 같은 임상 증상 없이, 치근막의 생활력을 최대로 유지하면서 치아를 빠르게 이동 할 수 있는 힘이라 정의하였다.

임상적으로는 약하고 지속적인 힘 (light continuous force) 이 세포활성도를 높여 치아이동을 용이하게 이룰 수 있는데 이러한 일정한 힘은 호선의 하중변형률의 감소와 작용영역의 증가에 의해 이루어 질 수 있다.⁹⁾ 호선의 하중변형률을 낮추기 위해선 coil이나 loop를 형성하여 길이를 늘이거나, 호선의 단면적을 감소시켜야 하는데, 단면적이 감소되면 교합력에 의한 변형이 쉽게 유발될 수 있고 교정용 악간고무와 같은 부수적 교정장치의 사용에 의해 호선이 교합평면을 유지하기가 어려우므로 일반적으로는 호선의 길이 증가로 이상적인 탄성을 얻는 것이 바람직하다고 하였다.^{10,11)}

이러한 관점에서 볼 때 Multiloop Edgewise Arch Wire(MEAW)는 작고 지속적인 교정력이 발휘되는 생리적이고 효율적인 장치라 할 수 있다. MEAW는 김¹²⁾이 개방교합 환자에서 전방으로 경사진 구치치축을 개선할 목적으로 고안한 것인데 현재는 I, II, III급 부정교합 및 과개교합 등의 치료에서 다양하게 사용되고 있다.¹³⁾ MEAW는 측절치 원심부에서부터 제2대구치 근심부까지 각각의 치아 사이에 수직 및 수평의 loop를 포함하고 있는데, 이로 인해 plain arch wire에 비해 전체 호선의 길이가 2.5배 정도 늘어나게 되고, 하중변형률을 1/10로 감소시킬 수 있게 되어 지속적인 교정력을 얻을 수 있다.¹²⁾ MEAW는 교정치료 후기에 구치군의 수직화, 교합평면의 재형성, 하악의 중심위로의 이동, 측방치군의 일체적 이동, 개개 치아에 적절한 torque 부여 등을 위해 사용¹⁴⁾ 될 수 있는데 각 loop에 부여한 tip back bend는 악간고무와 함

께 사용함으로써 구치부를 후방으로 이동시킬 수 있다. 견치 원심면부터 부여되는 tip back bend는 치아의 경사이동을 통해 근심경사된 구치를 일체히 직립시킬 수 있는데¹⁵⁾ 근심경사가 심할수록 요구되는 tip back bend의 양도 커지게 된다. MEAW에서의 전형적인 tip back bend의 양을 김¹²⁾은 3-5도라 하였고, 장¹⁶⁾은 5-10도가 적절하다고 하였다.

교정치료는 다양한 재료와 다양한 기계적 장치를 생체에 적용하여 치료목적을 달성케 되므로 이에 대한 이해가 필수적이다. 따라서 생체현상을 생리, 조직학적으로 규명하려는 노력과 더불어 적용된 장치에 대한 역학적 해석이 선행되어야 하며 장치가 인체에 적용되었을 때 나타나는 생역학적 고찰은 인체의 다양하고 복잡한 반응을 예측하고 설명하는데 중요한 수단이 된다.

생역학적 관점에서 응력을 측정, 관찰하는 방법은 광탄성법, 홀로그래피법, 스트레인 게이지법, 유한요소법 등이 있다. 이 중 유한요소법은 실험대상인 비정형물체를 유한개의 요소로 나뉘 각 요소에 물리적 성질과 실험환경을 적용한 후 각 요소에서 발생하는 결과를 이용하여 변분가중법의 원리로 전체 구조물의 결과를 도출하는 방법으로, 다른 응력분석법들과는 달리 형상이 복잡하고 균일하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 표면이나 내부 어느 곳에서도 각 부분의 응력, 반력, 변위 등을 계산해 낼 수 있고, 변형 전후의 상태를 동시에 비교해 볼 수 있다는 장점이 있다.¹⁷⁻¹⁹⁾ 이러한 장점으로 인해 유한요소법을 이용한 연구가 근래에 들어 많이 이루어지고 있다. 특히 교정학에서는 성장연구²⁰⁻²³⁾ 악정형력의 영향에 대한 연구,²⁶⁻³²⁾ 치아이동에 관한 연구³³⁻⁵⁰⁾ 등에서 다양하게 사용되었다. 그러나 유한요소법을 이용하여 치아의 거동을 신뢰성 있게 해석하기 위해서는 적절한 유한요소 모델과 변위조건, 특히 실제 시술과 일치하는 하중과정에 대한 선택이 중요하며 이에 대한 연구가 필요하다.

본 연구는 정상인과 동일하게 제작된 상악치아 및 치근막모델에 MEAW의 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 변화시켜 적용한 후, 여기에 수직고무나 II급 악간고무를 걸어 이때 발생하는 변형거동과 초기응력 분포 양상을 조사하고, 응력의 크기를 정량적으로 비교 분석하여 장치의 역계 (force system) 및 효과를 이해하고 치료결과를 예측해 보고자 하는 목적으로 시행되었다.

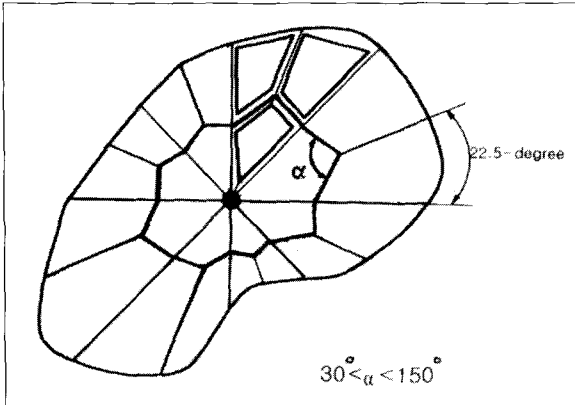


그림 1. 유한요소 치아모델의 단면도

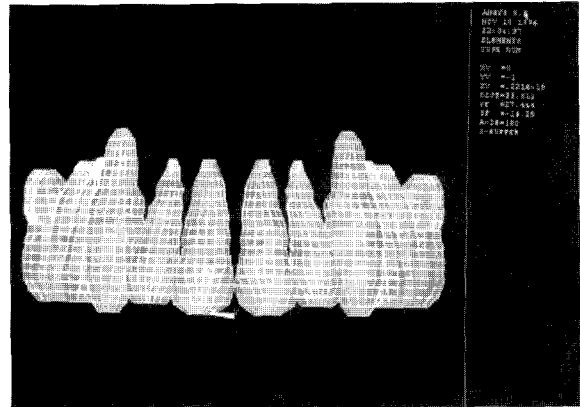


그림 2. 유한요소 치아모델

연구 재료 및 방법

1. 유한요소모델링

(1) 치아모델의 제작

본 연구에 사용될 치아모델의 제작을 위해 발치나 교정치료의 경험이 없고 정상교합으로 분류되는 만 25세의 남자를 대상으로 컴퓨터 단층촬영을 시행하였다.

Nasion에서 하악골 하연까지 치아가 포함된 부위는 1.5 mm 간격으로, 그 외의 부위는 3 mm 간격으로 단층촬영을 시행하여 총 70장의 방사선필름을 얻었다. 이중 치아가 포함된 방사선필름 20장에서 상악 편측의 치아만을 tracing한 후, tracing한 치아의 내측을 검게 칠하여 경계가 명확히 구분되게 하고 tracing한 각각의 용지를 CCD 카메라 (JVC TK-1070U Color video camera) 를 이용해 컴퓨터에서 영상처리하였다. 입력된 데이터를 filtering하여 치아 단면 부위가 명확하게 구별되도록 하였고, 컴퓨터 단층촬영에서의 확대율과, CCD 카메라를 이용하여 컴퓨터로 입력될 때의 배율 등을 모두 고려하여 컴퓨터에 모델링된 치아모형이 실제 크기의 좌표를 갖도록 조절하였다.

전체 좌표계에서 인체의 상하방향을 Z좌표로 하므로 동일한 2차원 단면사진에 있는 모든 점들은 같은 Z좌표를 갖는다. 따라서 평면 상에서 X,Y위치를 측정함으로써 3차원 좌표를 모두 얻어낼 수 있게 된다. 본 모델링에서는 치아의 최상면과 최하면의 중심을 직선적으로 연결한 선과 각 단면이 만나는 점을 각 평면의 중심점으로 하였다. 이러한 방법으로 단면상에서 각 치아마다의 중심을 잡고 X축과 Y축의 좌표축

을 정한 후, 방사선필름 단면상의 general 좌표축의 X축과 평행한 선을 기준으로 22.5도씩 돌아가며 경계와 만나는 16개의 절점을 정하였다. 이때 측정오차를 최소화하기 위하여 경계를 따라 측정된 절점들을 fitting하여 매끈한 곡선을 얻었다. 경계의 16개 절점이 정해지면 내부에 17개의 절점을 일정한 규칙에 따라 자동적으로 결정하고 그림 1과 같은 유한요소의 한 평면을 형성하였다.

단면의 사각형을 서로 연결하여 한 층에 24개씩의 8절점 3차원 선형요소를 생성하였고 같은 방법으로 편측 중절치부터 제2대구치 까지 모델을 제작하고 반대쪽은 복사하여 대칭이동하였다 (그림 2).

(2) 치근막모델 제작

치근막의 두께는 나이와 부위 그리고 개인에 따라 차이가 있으나 평균 0.25mm⁶⁾로 알려져 있으므로 균일하게 치근 둘레를 따라 모델링하였다. 이를 위해 2점의 8절점 3차원 선형요소를 치아에 연결하였으며 반대쪽 치아에 대해서도 동일하도록 대칭이동하였다 (그림 3).

(3) Wire모델의 제작

단면이 .016"×.022"인 Stainless steel 호선을 사용하여 각 치아마다 일정한 거리씩 떨어져 최대한 이상적인 치열궁을 이루도록 MEAW의 모델을 제작하였다. 먼저 일정한 길이의 호선을 각 치아마다 일정한 거리를 두고 치열궁 형태를 지니도록 제작하고 Euler's equation을 이용하여 회전이동을 시키고 loop의 좌표를 결정하였다. 그 후 다시 5도, 10도, 15도의 tip back bend를 부여한 MEAW를 완성하였다. 사용

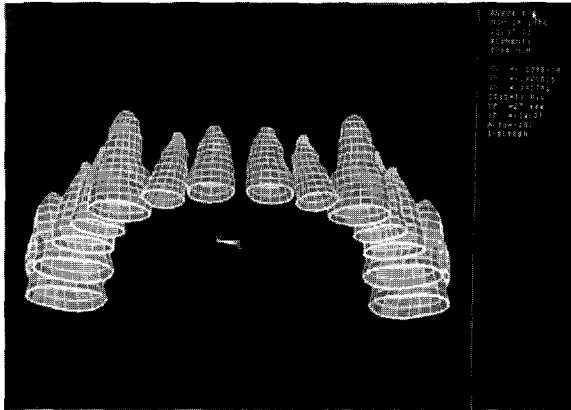


그림 3. 유한요소 치근막모델

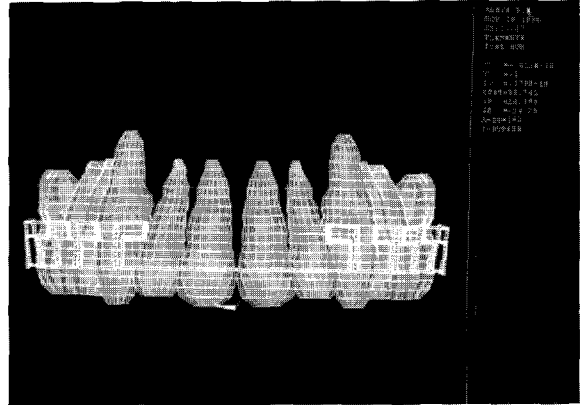


그림 4. 유한요소 wire 모델이 치아에 적용된 상태

한 유한요소는 절점당 6자유도를 갖는 3차원 보요소 (beam element)이다 (그림 4).

(4) 완성된 모델의 총 요소수와 절점수는 Table 1과 같고, 실험에 사용된 물성치는 Table 2에 나타내었다.

2. 치료방법의 역학적 과정

MEAW의 tip back bend는 제1소구치 근심의 L loop부터 제2대구치 근심까지 각 loop의 근원심 부위에 부여하게 된다. 이렇게 tip back bend가 부여된 MEAW는 전후방으로 굴곡이 진 compensating curve가 형성된다. 완성된 MEAW의 끝부분을 buccal tube에 넣고 호선을 당겨 브라켓에 결합하면 전치부에는 순측 방향의 경사이동과 함께 압하력이 나타나고 구치부에도 후방 경사이동이 나타나게 된다. 이때 수직고무나 2급고무를 적용시키면 MEAW에 의한 전치부 압하력을 보상할 수 있고 구치부에서 나타나는 후방 경사이동에 대한 고정원으로 작용하게 된다.¹³⁾

3. 경계조건과 하중조건

위에서 서술한 과정을 유한요소 시뮬레이션하기 위하여 다음과 같은 2단계의 하중과정을 수행 하였다

- 1단계 : 호선에 브라켓까지의 변위나 회전각을 주고 이에 대한 reaction force를 이용하여 역으로 가해진 힘 또는 모멘트를 구해낸다.
- 2단계 : 브라켓에 호선을 연결하여 치아와 호선이

Table 1. Number of the elements and nodes.

	요소수	절점수
치아	5158	4636
치근막	4656	5768
호선	654	655

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

	Young's Modulus (Kg/mm ²)	Poisson's ratio
치아	2.0×10 ³	0.30
치근막	6.8×10 ⁻²	0.49
호선 (stainless steel)	2.14×10 ⁴	0.30

하나의 모델이 되게한 후 외부 하중을 제거하기 위하여 구해진 reaction force를 반대로 전체 모델에 가하는 과정을 거 친다.

(1) MEAW의 적용

치아모델과 wire모델을 하나의 전체 좌표계로 옮겨, 호선을 브라켓에 해당하는 치아의 절점에 강제변위시켜 적용하고 이때 강제변위를 가한 절점에서의 반력을 구하였다. bracket에 해당하는 치아의 절점은 교합면에서 4.5 mm 거리에 있는 점을 택하였고 호선

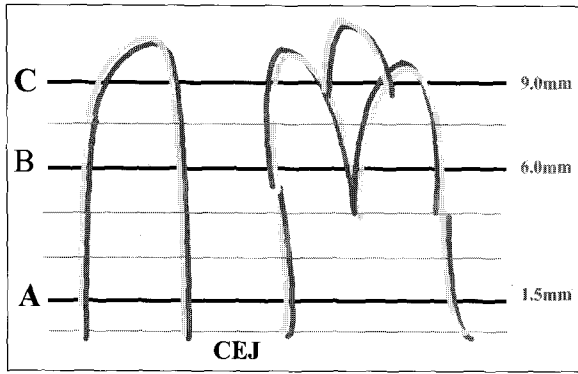


그림 5. Reference planes

의 반력은 대 변형 비선형 해석을 수행하여 계산하였다. Tip back bend의 각도는 5°, 10°, 15°의 세 경우를 대상으로 실험하였다.

호선에 의해 치아에 전달되는 교정력을 정확히 표현하기 위해서 호선이 치아에 적용되는 부위의 절점 하나를 택하여 여기에 가상의 보요소 (beam element)를 추가하고 이를 이루는 4개의 점들이 하나의 unit로 치아에 적용되게 하였다. 이와같이 가상의 절점들에 변위를 줌으로써 브라켓에 적용되는 강제변위와 강제회전각을 고려할 수 있다. 해석과정에서 호선은 대변위 (large displacement) 의 거동을 보이므로 비선형 해석을 수행하였다.

(2) 치아에의 하중전달

호선과 치아를 하나의 유한요소모델로 결합한 후 앞서 계산한 반력을 반대로 가하여 전체해석을 하였다. 여기에 교정용고무줄의 인장에 해당하는 힘을 추가하여 가하였다. 교정용 약간고무줄에 의한 인장력의 위치와 방향 및 크기는 다음과 같다.

- 1) II급 고무줄 : 입이 중등도로 벌어졌을 때 하악 제2대구치가 있으리라 예상되는 곳을 상악 제2대구치 하방 15 mm로 정하여 250 gf의 II급 고무줄⁴⁷⁾을 적용시켰다.
- 2) 수직 고무줄 : 같은 방법으로 상악견치 하방 25 mm에서 150 gf의 수직고무줄^{16,47)}을 적용시켰다.

전체 해석모델의 경계조건으로는 치근막 바깥면의 절점을 모두 고정하였다.

4. 결과 처리 방법

- (1) 유한요소분석의 결과는 CEJ(cemento-enamel junction) 하 1.5 mm, 6.0 mm, 9.0 mm 세 부분의 치근막 주위를 따라서 조사하였으며(그림 5), 이를 가시적으로 보여주기 위하여 응력분포도와 교정력 적용 전, 후의 변형거동을 그래픽 처리하였다.
- (2) 유한요소분석을 위한 컴퓨터 프로그램으로는 preprocessing, postprocessing, solution은 상용 유한요소프로그램인 ANSYS version 5.2를 이용하였고, 이를 pentium pro 200의 cpu가 탑재된 IBM 호환 personal computer에서 운용하였다.

연구결과

MEAW에 각 5도, 10도, 15도의 tip back bend를 주고 250 gf의 II급 고무줄과 150 gf의 수직고무줄을 걸었을 때 치근막에 발생하는 응력 분포 상태를 고찰하였다.

1. II급 고무줄을 적용했을 때 전체 치근막에서 압축, 인장이 일어나는 각각의 지점은 5도, 10도, 15도 tip back bend를 부여한 세 경우에서 모두 유사한 양상을 보였다. 이중 10도 tip back bend를 부여했을 때 치근막에 나타나는 압축, 인장의 분포를 살펴보면 (그림 6)

- (1) 치경부에 근접한 A plane에서는 중절치, 측절치, 견치의 순측 치근막에서 인장력이 나타났 으며, 제1, 제2소구치 원심측 치근막에서 인장력이, 제1, 제2대구치 원심측 치근막에서 압축 력이 관찰되었다.
- (2) 치근의 중간부위인 B plane에서는 중절치 치근막에서 인장력이, 제2소구치 치근막에서 압축 력이 관찰되었고, 제1, 제2대구치의 distobuccal root의 치근막에서 응력이 '0' 으로 나타났다.
- (3) 치근의 거의 끝부분인 C plane에서는 견치 치근막에서 인장력이 관찰되었고, 제1, 제2대구치 buccal root 치근막에서 응력이 '0' 으로 나타났다.

2. 수직고무줄을 적용했을 때 전체 치근막에서 압축, 인장이 일어나는 각각의 지점은 5도, 10도, 15도 tip back bend를 부여한 세 경우가 유사한 양상을 보였다. II급 고무줄을 적용했을 때와 비교해보면 중

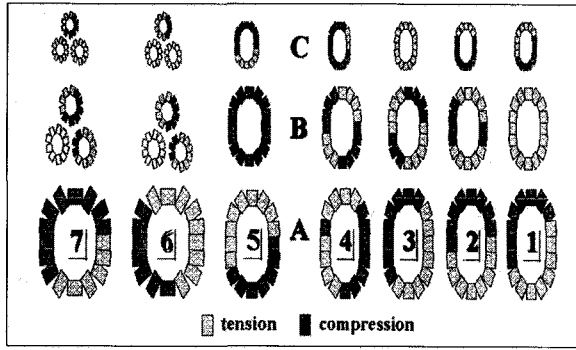


그림 6. II급고무줄 적용시 응력 분포도(10도 tip back 경우)

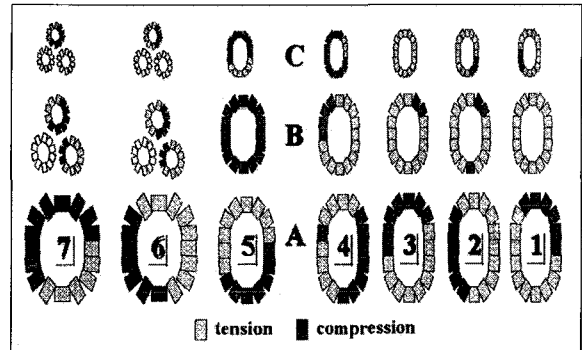


그림 7. 수직고무 적용시 응력 분포도(10도 tip back 경우)

절치, 측절치, 견치의 치근막에서 그 분포가 다르게 나타났다 (그림 7).

- (1) A plane에서는 중절치 원심측 순측 치근막에서, 측절치에서는 근심측 순측 치근막에서, 견치 에서는 순측 치근막에서 안장부위가 더 넓게 나타났다.
- (2) B와 C plane에서도 II급 고무줄 적용시 보다 중절치, 측절치, 견치의 치근막 모두에서 인장부위 가 더 넓게 나타났다.
3. 각 치아의 치근막에 나타난 압축, 인장력의 크기는 5도나 10도 tip back bend를 부여한 경우 에서보다 15도 tip back bend를 부여한 경우에서 더 크게 나타났다 (그림 8-10, Table 3-9).

- (1) 제2대구치 치근막에서는 압축부위가 제일 넓게 나타났고, 최대 압축력은 distolingual corner 에 서, 최대 인장력은 mesiobuccal corner에서 나타 났다 (Table 3).
- (2) 제1대구치 치근막에서의 최대 압축력은 disto- buccal corner에서, 최대 인장력은 mesiobuccal corner에서 나타났다 (Table 4).
- (3) 제2소구치 치근막에서의 최대 압축력은 협면 중 앙에서, 최대 인장력은 설면 중앙에서 나타 났다 (Table 5).
- (4) 제1소구치 치근막에서의 최대 압축력은 mesio- buccal corner에서, 최대 인장력은 distobuccal corner에서 나타났다 (Table 6).
- (5) 견치 치근막에서의 최대 압축력은 원심 중앙부 에 서, 최대인장력은 근심 중앙부에서 나타났다 (Table 7).

Table 3. Principal stress of \bar{I} (+인장, -압축, $\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	-0.48482	-1.0678	-1.8002
2	-0.3368	-0.75171	-1.29
3	-0.05281	-0.13411	-0.26928
4	0.21034	0.3306	0.66412
5	0.46199	0.97068	1.5345
6	0.65666	1.3937	2.2361
7	0.64576	1.387	2.2635
8	0.4099	0.89873	1.5097
9	0.21206	0.48536	0.86124
10	-0.08058	-0.14751	-0.17881
11	0.30989	-0.64368	-0.99602
12	-0.32206	-0.67715	-1.0686
13	-0.39712	-0.85615	-1.3632
14	-0.48696	-1.05	-1.7209
15	-0.56767	-1.2338	-2.044
16	-0.53045	-1.0323	-1.9413

- (6) 중절치, 측절치 치근막에서의 최대 압축력은 설측 중앙부에서, 최대 인장력은 순측 중앙부 에 서 나타 났다 (Table 8-9).

4. 구치부 치근막의 압축부위에서 각각의 압축력을 비교시 압축력이 크게 나타나는 순서는 제1소 구 치, 제2소구치, 제2대구치, 제1대구치의 치근막 순 이었다 (Table 10).

Table 4. Principal stress of 6 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	0.1599	0.4924	0.44659
2	0.22168	0.47451	0.74439
3	0.24848	0.52349	0.94436
4	0.31659	0.66044	1.2898
5	0.48043	0.99959	1.9921
6	0.49502	1.0255	2.1111
7	0.24177	0.49192	1.1489
8	-0.1302	-0.28596	-0.34056
9	-0.38267	-0.81275	-1.3652
10	-0.43815	-0.92179	-1.6802
11	-0.47523	-0.99358	-1.9041
12	-0.3361	-0.69893	-1.3964
13	-0.21254	-0.43522	-0.97252
14	-0.08226	-0.15808	-0.51238
15	0.01037	0.03839	-0.17765
16	0.08681	0.19734	0.14196

Table 6. Principal stress of 4 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	15.621	25.832	48.392
2	-6.1519	-8.8416	-13.435
3	-25.155	-39.327	-67.922
4	-39.329	-62.398	-109.54
5	-65.356	-108.3	-182.79
6	-78.004	-122.87	-215.31
7	-64.216	-99.84	-173.42
8	-16.537	-40.76	-40.063
9	27.911	45.907	82.649
10	40.333	65.423	117.19
11	33.477	54.642	98.636
12	14.287	24.174	45.087
13	-0.98418	-0.27808	1-8963
14	4.018	7.1551	14.635
15	17.699	28.784	53.296
16	25.011	40.61	74.593

Table 5. Principal stress of 5 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	7.727	16.966	32.252
2	3.439	7.85	15.176
3	-0.12763	1.083	4.289
4	-2.5687	-3.1615	-1.6127
5	-5.1154	-7.8249	-8.6656
6	-8.1876	-14.752	-22.184
7	-11.076	-22.803	-41.131
8	-11.14	-25.627	-52.987
9	-6.3393	-17.585	-41.393
10	0.14165	-4.2487	-16.945
11	2.4194	1.8086	-3.3157
12	1.9845	2.4138	0.87807
13	1.75	3.23	5.1133
14	3.6886	8.7536	18.141
15	7.426	17.593	36.213
16	9.3918	21.422	42.469

Table 7. Principal stress of 3 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	-15.736	-16.909	-22.76
2	3.606	1.6862	0.18592
3	29.48	27.295	30.913
4	56.783	54.414	64.435
5	70.248	68.794	83.597
6	62.79	64.952	84.301
7	39.368	47.262	70.497
8	14.949	26.264	49.183
9	-8.9242	3.79	23.113
10	-31.532	-19.738	-7.4428
11	-37.135	-28.529	-23.168
12	-26.991	-23.104	-23.515
13	-10.849	-11.821	-16.317
14	-0.7776	-5.0504	-14.844
15	-4.2858	-11.443	-24.888
16	-17.407	-21.567	-33.149

Table 8. Principal stress of 2 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	-11.588	-8.8	-8.2573
2	-12.1	-5.409	-2.8052
3	-3.2753	5.6503	6.5868
4	16.94	24.879	20.446
5	40.98	43.805	33.413
6	62.477	59.06	41.25
7	72.259	60.595	36.724
8	64.788	48.03	21.746
9	46.39	29.957	7.451
10	20.85	10.831	-1.6193
11	-4.3211	-6.7169	-10.759
12	-18.065	-17.997	-17.335
13	-27.713	-26.415	-22.816
14	-34.402	-31.37	-25.96
15	-28.341	-26.64	-22.585
16	-15.589	-15.34	-14.833

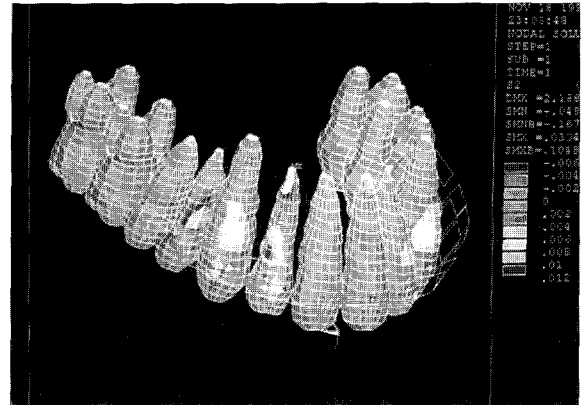


그림 8. 5도 tip back bend 적용시 응력 분포

Table 9. Principal stress of 1 ($\times 10^{-4} \text{kg/mm}^2$)

node	5°	10°	15°
1	5.7606	5.2471	4.6875
2	9.6527	9.8165	9.9457
3	11.383	12.813	14.247
4	10.952	13.178	15.515
5	11.739	14.025	16.404
6	12.503	14.409	16.387
7	6.851	8.5159	10.218
8	-2.5008	-1.117	0.3201
9	-6.223	-5.1588	-4.0878
10	5.613	-4.9216	-4.2648
11	-5.7654	-5.4071	-5.1141
12	-6.3426	-6.2173	-6.1923
13	-6.6067	-6.5246	-6.5517
14	-5.4168	-5.4081	-5.5018
15	-2.1622	-2.3873	-2.6988
16	1.7134	1.2498	0.7274

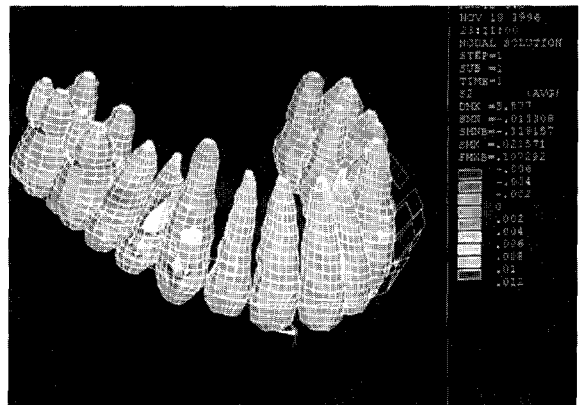


그림 9. 10도 tip back bend 적용시 응력분포

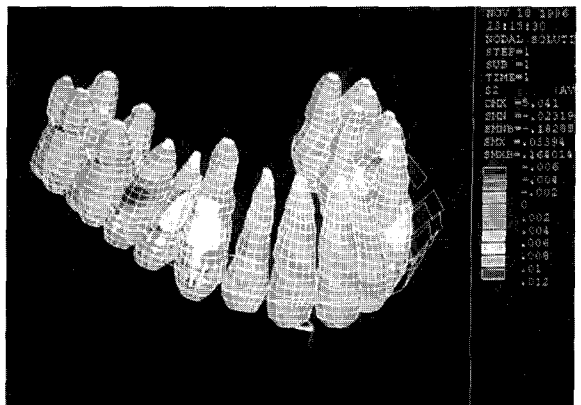


그림 10. 15도 tip back bend 적용시 응력분포

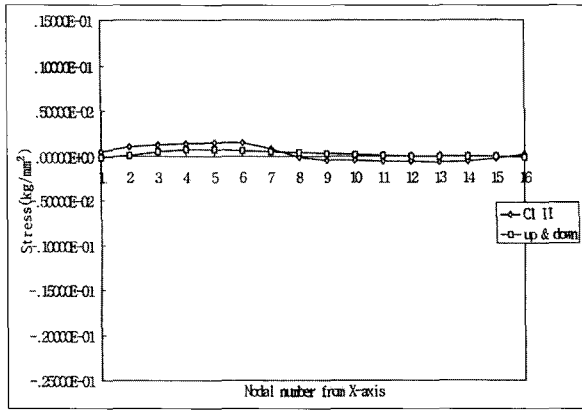


그림 11. Principal stress of 1

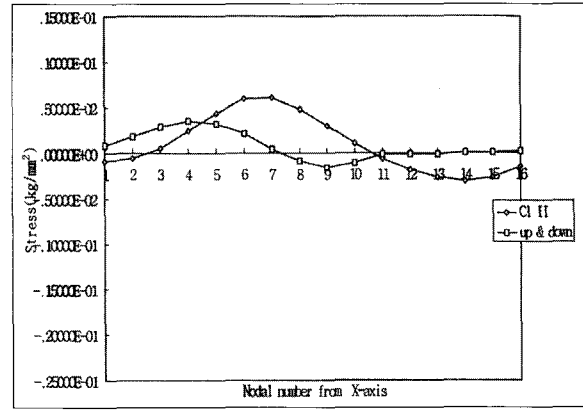


그림 12. Principal stress of 2

Table 10. Principal stress of 4, 5, 6, 7 (15도경우, 압축부위)

node	4	5	6	7
1	-13.435	-1.6127	-0.34056	-0.17881
2	-67.922	-8.6656	-1.3652	-0.99602
3	-109.54	-22.184	-1.6802	-1.0683
4	-182.79	-41.131	-1.9041	-1.3632
5	-215.31	-52.187	-1.3964	-1.7209
6	-173.42	-41.393	-0.97252	-2.044
7	-40.063	-16.945	-0.51238	-1.913
8		-3.3157	-0.17785	-1.8002
9				-1.29
10				-0.2928

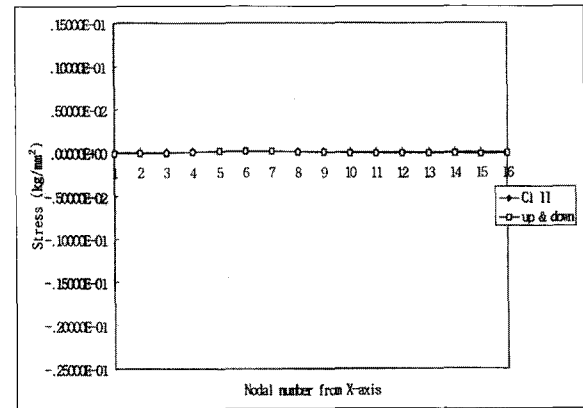


그림 13. Principal stress of 6

Table 11. Principal stress of 1, 2, 3 (15도경우, 인장부위)

node	1	2	3
1	0.72742	6.5868	0.18592
2	4.6875	20.446	30.913
3	9.9457	33.413	64.433
4	14.247	41.25	83.597
5	15.515	36.724	84.301
6	16.405	21.746	70.497
7	16.387	7.451	49.183
8	10.218		23.113
9	0.32012		

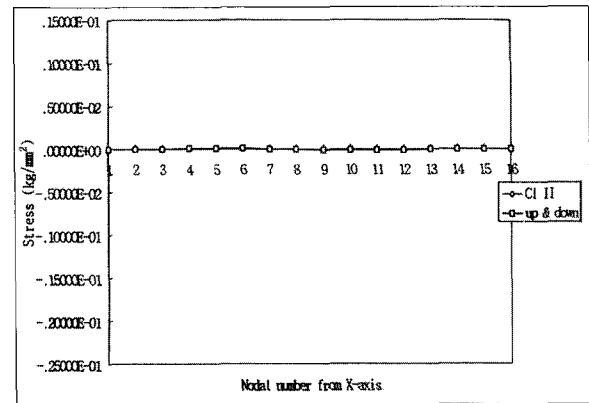


그림 14. Principal stress of 7

Table 12. A평면에서의 압축/인장률(II급고무)

치아	5°	10°	15°
1	1.00	1.00	0.77
2	1.28	1.00	1.28
3	1.00	1.00	1.00
4	1.00	1.00	0.70
5	0.60	0.70	1.00
6	0.70	0.70	1.00
7	1.66	1.66	1.66

Table 13. A평면에서의 압축/인장률(수직고무)

치아	5°	10°	15°
1	0.70	0.60	0.60
2	0.45	0.60	0.45
3	1.00	0.70	0.77
4	1.00	1.00	0.70
5	0.60	0.70	1.00
6	0.70	0.70	1.00
7	1.66	1.66	1.66

- 전치부 치근막의 인장부위에서 각각의 인장력을 비교시 인장력이 크게 나타나는 순서는 견치, 측절치, 중절치의 치근막 순 이었다 (Table 11).
- 치경부에 근접한 A plane에서 각 치근막에 나타나는 압축/인장율을 비교하였을 때 5도, 10도, 15도 tip back bend를 부여한 세 경우에서 모두 제2대구치 치근막에서 압축부위가 가장 넓게 나타났다 (Table 12-13).
- 수직고무줄과 II급 고무줄 적용시 전치부 치근막에서 인장력의 크기를 비교해 보면 II급고무줄 적용시의 인장력이 더 크게 나타났다 (그림 11-12).
- 수직고무줄과 II급 고무줄 적용시 구치부 치근막에서 압축력의 크기를 비교해 보면 수직고무줄 적용시와 II급 고무 적용시에 거의 유사하게 나타났다 (그림 13-14).

총괄 및 고안

교정력이 치아에 가해지면 치조골의 선택적 흡수와 첨가에 의해 골개조가 나타남으로써 치아는 치조골을 통해 이동된다. 그런데 이러한 골조직 개조를 유발하는 근본적인 요인은 교정장치에 의해 발생하는 치근막 내의 응력 변화이고 이에 따라 세포의 조직반응이 나타나게 된다. 즉 치근막 내의 응력이 변화하게 되면 치근막 내의 혈관에서 혈류량의 변화가 생기고 화학적 환경이 바뀌어 세포 분화가 자극되도록 지시되며⁵⁸⁾ piezoelectric current가 발생하게 된다.^{56,57)} 따라서 교정력에 따른 치아이동을 올바르게 평가하려면 조직, 생화학적 연구와 더불어 장치에 적용된 힘의 체계와 장치에 의해 발생하는 치근막 내의 응력 분포, 크기를 정확히 알아내는 것이 무엇보다 중요한 일이다

라 하겠다. 그러나 실제 환자에서 이를 알아내기란 거의 불가능하여 이에 대한 유용한 정보를 얻을 수 없는 실정이다.⁴²⁾

생역학적 관점에서 응력을 관찰하는 방법에는 광탄성법, 장력계측법, 홀로그래피법, 유한요소법 등이 있다. 이런 점에서 볼 때 유한요소법은 생체내 응력 분포에 대한 정보를 얻어내는데 가장 유용하게 쓰일 수 있다. 광탄성법은 모형이 실제 인체 내에서의 조건을 만족시키도록 제작하는 것은 한계가 있고, 장력계측법도 생체내의 치근막에 장력 측정기를 부착할 수 없는 실정이다. 홀로그래피법 또한 표면에서의 응력만이 관찰되므로 치근막 내의 응력 측정이 불가능하다. 이에 반해 유한요소법은 가장 인체의 조건과 유사하게 실험을 할 수 있다. 유한요소법은 어떤 복잡한 형태의 물체라도 모델화 할 수 있으며, 어떤 외력도 취급할 수 있고, 하중조건, 구속조건을 임의로 선택할 수 있다. 또한 균일하지 않은 구조물에서도 부분적으로 다른 물질상수를 부여함으로써 응력해석이 가능하고 변위나 내부응력의 동시 해석이 가능하며 연속된 세부계측도 가능하다.¹⁷⁻¹⁹⁾ 특히 결과를 해석하는 후처리 과정에서 명암처리, 단면처리, 색상표현 등 그래픽 기능이 다양하여 나타난 결과를 가시화할 수 있다. 그러나 모델링 기법에 따라 결과가 달라질 수 있고, 비선형 문제에 있어서의 해석 방법에 따라 오차가 발생 가능하며, 정확한 물질상수에 대한 연구가 기초로 되어 있어야 한다는 단점이 있기도 하다. 또한 생체를 나타내는 성질들을 기계공학적인 물질량으로 표현하는데에는 상당한 무리가 따른다.

1987년 Kim¹²⁾은 같은 개방교합 골격구조를 가진 환자에서도 개방교합을 나타내는 환자들과는 다른 반면 정상적 혹은 과개교합을 나타내는 환자들의 차이

점을 발견하고 구치부 치아치축의 직립이 개방교합 치료의 치료와 안정성에 열쇠라 생각하여 MEAW를 고안 보고하였다. MEAW는 측절치 근심부터 제2대구치까지 'L' loop를 포함하며, 약간고무줄과 함께 사용될 때 구치부 직립을 효과적으로 달성할 수 있다. 또한 'L' loop는 각각의 치아를 독립적으로 이동시킴으로써 교합평면을 재구성할 수 있다. 통상 제1소구치 부위 loop부터 부여되는 tip back bend는 치근의 경사이동을 위함이고 tip back bend의 양은 환자 구치치축의 근심경사도에 따라 가감이 결정된다. 전형적인 tip back bend의 양을 김은 3-5도, 장은 5-10도라 하였으나, tip back 정도에 따른 치주조직의 응력의 분포에 대해선 많이 알려진 바가 없는 실정이다.

본 연구는 모델링의 각 순서마다 최대한 실제 인체 환경에 근접하고자 노력했으며 선학들의 연구를 비교, 검토하면서 시행되었다. 치아는 실제 정상교합자의 치열 상태를 컴퓨터 상에 그대로 재현하였고, 여기에 MEAW의 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 다양화하여 수직고무줄 및 II급 고무줄을 적용시킨 후 장치에 의한 치근막 내의 응력 분포를 관찰하였다. 그러나 유한요소법의 특성상 관찰되는 모든 응력 상태는 장치 장착시 치근막에서의 순간적인 초기 응력 상태이므로 임상적으로 골흡수와 침착을 동반하여 나타나는 이차적 치아의 이동과는 구별되어 생각하여야 한다. 골조직을 모델링하지 않은 이유는 치근막과 골조직은 강성(stiffness)이 약 30000배 정도로 크게 차이가 나기 때문에, 가해진 응력에 대한 변화량이 치근막에 비해 골조직에선 상대적으로 적어서 변형을 무시할 수 있기 때문이다. 또한 골조직은 피질골과 해면골로 이루어진 균일하지 않은 이방성 탄성체이므로 서로 다른 물성치에 대한 경계를 정확히 나누기가 어렵고 그 구조가 매우 복잡하여 모형으로 전환하는 시점부터 부정확도를 피할 수가 없을 것으로 생각되어 유한요소 모델제작에서 제외하였다. 연구목적에 위하여 치주인대는 선형, 등방성 및 동질성 탄성체로 가정하였는데 이는 200 gf 내외의 미약한 힘이 가해졌을 때 그 구성물질이 직선적 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문에³⁴⁾ 어느 정도는 타당성이 있다고 생각된다. 브라켓을 모델링하지 않은 이유는 호선과 브라켓 사이의 마찰현상은 비선형 현상을 보이는데 이를 위해 gap element나 contact element를 사용한다면 계산량이 방대해지고, 비선형문제의 해석방법에 따라 오차가 발생할 수 있어 이를 배제하는 대신 브라켓에 해당되는 절점에 가상의 보요소 (beam element)를

추가하여 가상의 절점들에 변위를 줌으로써 브라켓에 적용되는 강제변위와 강제회전각을 고려하였다.

본 연구의 결과를 살펴보면 장치의 고안 및 사용 목적과 같이, 구치부의 직립으로 인한 제1, 2대구치 원심측 치근막에서의 압축력이 관찰됨을 알 수 있었다(그림 6-7). A plane에서의 결과를 살펴보면 MEAW의 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 변화시킨 것에 상관없이 모든 경우에서 제1, 2대구치 원심측 치근막에선 압축력이 근심측 치근막에서는 인장력이 나타남으로서 대구치부 치근의 경사이동을 확인할 수 있었다.

Tip back bend를 5도, 10도, 15도로 변화시켰을 때 견치 이후의 소구치, 대구치 치근막의 응력의 분포도가 크게 달라지지는 않았으나 각 부위에 나타난 응력의 크기는 5도, 10도의 경우에서보다 15도의 경우에서 더 크게 나타났다 (Table 3-9). 이는 우리가 임상에서 경험하여 유추할 수 있었던 결과이다. 이를 전⁵³⁾의 연구 결과와 비교해 보면 다소 상이한데 전 등의 연구에 의하면 tip back bend의 각도를 증가시켜 수직고무줄을 적용시 제2대구치와 전치부에 걸리는 응력의 크기는 증가한 반면 소구치부의 응력에는 별 변화가 없다고 하였다. 이는 두 실험 방법 사이의 차이, 즉 전과 남의 연구에서는 치아와 치조골만이 모델링되어 치근막 내의 응력 계측이 불가능했었던 때문일 것이다. 그러나 같은 각도의 tip back bend를 부여한 MEAW에 II급 고무줄을 장착했을 때와 수직고무줄을 장착했을 때를 비교해 보면 II급 고무줄을 장착했을 때 tip back bend에서 구치부로 전달된 응력의 크기가 더 클것으로 예상했었으나 실험결과 두 경우가 거의 유사한 수치를 보이고 있었다 (그림 13,14). 이는 같은조건으로 광탄성학적 실험을 한 이⁵⁹⁾의 연구 결과와도 다른 것으로 실험 방법 상의 차이도 있었겠지만 이러한 결과가 나타난 이유를 더 관심을 가지고 생각해 보아야 할 과제라 생각된다. 대, 소구치부 치근막에서 최대압축력이 나타난 곳을 살펴보면 제2대구치를 제외한 치아들에서 호선이 치아에 연결된 절점이 있는 협측에서 최대 압축력이 나타났다 (Table 3-9). 제2대구치에서만 distolingual corner에서 최대 압축력이 나타난 것은 후방에 장애물이 없었으므로 야기된 결과라 생각된다. 또한 제1, 2대구치의 치근단 부위인 C palne에서는 두개의 협측 치근막에서 모두 응력이 0으로 나타났는데 (그림 6, 7) 이는 전치부, 소구치부 치근단에 비해 안정된 위치를 유지함으로써 상대적인 압하효과를 보인것이라 생각된다. 이는 tip

back bend가 부여된 MEAW에 II급 고무줄을 장착시 구치부의 압하를 보고한 전,⁵³⁾ 염,⁵¹⁾ 진⁵⁴⁾ 등의 결과와 유사하다고 할 수 있다.

전치부 치근막의 응력분포를 살펴보면 II급 고무줄 적용시와 수직 고무줄 적용시에 응력의 분포가 다르게 나타났는데, II급 고무줄 적용시 A plane에선 중절치, 측절치 견치 치근막에서 모두 일정한 방향성을 가지고 순측 치근막에 인장력이, 설측 치근막에 압축력이 관찰되었다 (그림 6). 특히 중절치, 측절치 순측 치근막 중앙부에서 최대 압축력이, 설측 치근막 중앙부에서 최대 인장력이 나타남으로써 tip back bend가 II급고무와 함께 사용될 때, 전치부를 효과적으로 설측 경사시켜 전치부 개방교합을 동반한 II급 부정교합 치료에 유용하게 사용될 수 있음을 알수 있었다. 견치의 C plane, 중절치의 B plane에서는 전치근막에서 인장이 나타나서 전치가 설측경사와 함께 정출됨을 알수있었다. 이는 또한 전,⁵³⁾ 염,⁵¹⁾ 진,⁵⁴⁾ 이⁴⁷⁾ 등의 실험결과와도 일치한다. 반면에 수직 고무줄 적용시엔 II급 고무줄 때와는 달리 중, 측절치, 견치치근막에서 일정한 방향성 없이 모두 인장부위가 두드러지게 나타났다 (그림 7). 이는 수직고무줄의 힘의 작용 방향 때문이라 생각할 수 있다. 즉 중절치, 측절치, 견치 모두에서 정출이 일어났다고 생각할 수 있는데 이는 MEAW에 tip back bend 부여 후 수직 고무줄을 곁고 홀로그래피 연구를 한 진⁵⁴⁾의 결과와도 일치하는 바이다.

소구치부를 살펴보면 A plane에서 제1, 2소구치 치근막의 근심측에서는 압축력이, 원심측에서는 인장력이 나타났으며, B와 C plane에서 압축력이 많이 나타나 우리가 임상적으로 경험하여 예상하고 있는 결과와는 다른 양상을 보였다 (그림 6-7). 이는 유한요소법의 특성상, 호선 상의 절점을 치아의 bracket에 해당하는 절점에 적용시키면서 임상적으로 나타나는 bracket slot 내에서의 호선의 어느 정도의 유동성이 상실된 결과라 해석된다. 즉 tip back bend 부여로 인해 굴곡이 진 호선이 치아의 bracket에 해당되는 절점의 위치에 고정됨으로서 loop로 각 치아 부위가 단절된 호선의 소구치 부위에서 Z방향의 변위가 나타나 근심측 치근막에 압축력이 나타난 것으로 생각된다. 전체 치근막을 비교해 볼 때 A plane에서 압축부위가 가장 많이 나타난 곳은 제2대구치 원심측 치근막이었는데 (Table 12-13), 이는 후방에 장애물이 없는 제2대구치에서 MEAW의 치근직립 효과가 가장 많이 나타날 것으로 예상할 수 있는 근거가 된다. 또한 tip

back bend가 커질 수록 제2소구치, 제1대구치 치근막의 압축 부위가 증가하는 것으로 나타남으로써 (Table 12-13) tip back bend가 커질수록 구치부의 치근직립의 효과도 커지는 것을 알 수 있었다. 따라서 우리가 임상에서 구치부 전방경사가 심한 환자일수록 tip back bend의 각도를 증가시켜 사용하는 근거를 확인할 수 있었다.

소구치와 대구치 주위 치근막에서 나타난 압축력의 크기를 비교해보면 소구치 치근막보다 대구치 치근막에서 상대적으로 더 작은 압축력이 관찰되었다 (Table 10). 이는 MEAW와 약간고무줄을 사용해 구치부를 경사이동 시킬때 소구치보다 대구치부위 치근막에서 상대적으로 더 넓은 부위에서 더 작은 압축력이 발휘됨으로서 작고 지속적인 힘이 작용함을 유추할 수 있는 결과이다.

전치부 치근막에서의 인장력의 크기를 비교해 보면 견치 치근막에서 가장 큰 인장력이 관찰되었는데 (Table 11), 이는 견치가 고무줄의 작용점에 근접해 있기 때문일 것이다. 수직 고무줄과 II급 고무줄 적용시 응력의 크기를 비교해보면 II급 고무줄의 적용시 인장력은 수직 고무줄 적용시보다 더 크게 나타났는데 (그림11-13), 이는 II급 고무줄의 힘이 250 gf로 수직고무줄의 힘보다 크게 작용되었고 힘의 방향 또한 후방으로 향하고 있기 때문이다. 그러나 수직고무줄 적용시에 더 넓은 인장부위가 나타났고 (Table 12, 13) 따라서 개방교합 환자에서는 II급 고무줄 보다는 수직 고무줄이 더 효과적일 것이다.

이상의 응력 분석 결과를 살펴볼 때 몇가지 문제점을 제기할 수 있다. 우선 치근막의 물성치가 학자마다 다르게 보고되어 있어^{38,41,42)} 이에 대한 정확한 자료를 얻기가 어려웠다. 기계적 자극에 대해 치근막의 성질을 비교적 잘 표현한 Tanne의 물성치를 참고하여 연구를 진행하기는 하였지만 앞으로 치근막의 물성치에 대해선 더욱 깊은 연구가 필요할 것으로 사료된다. 또한 치근막 자체가 hour-glass shape^{52,55)}로 그 두께가 부위별, 나이별, 개인별로 다양한데^{52,55)} 비하여 이를 수학적으로 0.25 mm로 단순화 한 것도 실제 치아이동 양상과는 다른 결과를 보일 수도 있을 것이다. 그리고 치근막 내에는 분명히 viscoelastic, plastic, nonlinear한 변화가 나타나는데 이를 선형 해석한 것도 문제점으로 볼 수 있다. 골조직이 모델링되지 않았기에 실제 환자에서의 환경과는 차이가 있었을 것이고 브라켓 내에서의 호선의 유동성과 구강 주위의 근육의 힘에 의한 영향이 배제 되었다는 것도 고려 되

어려야 할 점이다. 그럼에도 불구하고 유한요소법은 여러 유형의 치아이동에 대한 응력 분포를 비교, 분석하는데 유용한 것으로 입증되고 있다. 따라서 앞으로는 앞서 지적한 문제점을 보완하고 얻어진 결과에 대해 동물, 임상 실험을 통해 조직, 생화학적으로 검증을 거친다면 임상에서 활용할 수 있는 좋은 결과를 기대해 볼 수 있을 것이다.

결 론

Multiloop Edgewise Arch Wire에 5도, 10도, 15도 tip back bend를 부여한 후 II급 고무줄 및 수직 고무줄을 적용시켰을 때 치근막에 나타나는 응력의 분포와 크기를 비교해 보고자 치아, 치근막, 호선의 유한요소 모델을 제작하고 여기에 II급 고무줄, 수직 고무줄을 적용시킨 후 유한요소법에 의해 결과를 정량적, 가시적으로 비교, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. MEAW에 tip back bend를 5도, 10도, 15도로 부여하고 II급 고무줄과 수직 고무줄을 적용시켰을 때 전체 치근막의 압축, 인장이 나타나는 각각의 지점은 II급 고무줄, 수직 고무줄 각각의 경우에서 tip back bend의 정도에 상관없이 유사한 양상을 나타냈다.
2. 각 치아의 치근막에 나타난 압축, 인장력의 크기는 5도, 10도의 경우보다 15도 tip back bend 부여시 더 크게 나타났다.
3. 제1, 2대구치 원심축 치근막에서는 압축력이 나타났으며 특히 제2대구치 치근막의 압축부위가 제1대구치 치근막 압축부위보다 더 넓고 압축력의 크기도 더 크게 나타났다.
4. tip back bend 정도가 클수록 구치 치근막에서 압축부위도 더 넓게 나타났다.
5. 대구치 치근막의 압축력은 소구치 치근막의 압축력보다 상대적으로 더 작게 나타났다.
6. II급 고무줄과 수직 고무줄 적용시를 비교해 보면 수직 고무줄 장착시 전치부 치근막의 인장력이 더 넓게, 그 크기는 더 작게 나타났다. 반면에 구치부 치근막에 나타나는 응력의 분포와 크기는 별 차이를 보이지 않았다.
7. 전치부 치근막 인장부위에서 인장력은 견치에서 제일 컸다.

참 고 문 헌

1. William R. Proffit. Contemporary Orthodontics, the C. V. Mosby Company 1986.
2. Sandstedt C. Hinige Beitrage zur Theorie der Zahnregulierung, Norske Tannlaegefor. Tid 1904 : H.4, 1905 : H.1and 2.
3. Schwartz AM. Tissue changes incidental to orthodontics tooth movement, Int J Orthod 1932 : 18 : 331-352.
4. Storey E, and Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement, Aust J Dent 1952 : 56 : 11- 18.
5. Smith R, and Storey E. The importance of force in orthodontics : the design of cuspi retraction springs, Aust J Dent 1952 : 56 : 291-304.
6. Begg DR. Differential force in orthodontic treatment, Am J Orthod 1956 : 42 : 481-510.
7. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement : Vistas on orthodontics Philadelphia 1962 : Lea & Feiger, pp. 202-214.
8. Graber TM, Swain BF. Current orthodontic concepts and techniques, 2nd edition. 240-242, philadelphia, W. B. Saunders Co., 1975.
9. Burstone CJ, Baldwin JJ and Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics, Angle Orthod 1961 : 31 : 1-14.
10. Kusy RP. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, Am J Orthod 1986 : 90 : 127-181.
11. McLaughlin RP. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems, JCO 1989 : 23 : 142-153.
12. Kim YH. Anterior open bite and its treatment with multiloop edgewise arch wire, Angle Orthod 1987 : 57 : 290-321.
13. 장영일, 김영호. 제1소구치 발치와 상악 제2대구치 발치에 관한 교정학적 감별진단, 대치협회지 1984 : 22 : 129-140.
14. 사토 사다오. 부정교합치료를 위한 새로운 접근, 지성출판사 1992.
15. Romeo DA, Burstone CJ. Tip back mechanics, Am J Orthod 1977 : 46 : 163-186.
16. 장영일. 전치개교에 관한 임상적 연구, 대치교정지 1986 : 16 : 35-49.
17. 권택진. 응용유한요소분석, 희성출판사 1987.
18. 임상원, 광병만, 이주성 공저. 유한요소법 입문, 동명사 1987.
19. 최양근. 유한요소해석, 집문당 1992.

20. Diewert V M, LoZanoff, Coroamo D. Craniofacial growth in embryonic mice analyzed with finite element methods.
21. Inoue K. et al. A study of the application of the FEM to craniofacial growth analysis, J Jpn Orthod Soc 1987 : 46 : 345-359.
22. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, MossSalentijn L, Shinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth, Am J Orthod 1985 : 87 : 453-472.
23. 탁선근, 박영철. 한국아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지 1988 : 18 : 343.
24. Tanne K, Matsubara S, Sakude M. Stress distribution in the Maxillary complex from orthopedic headgear forces, Angle Orthod 1993 : 63 : 111-118.
25. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extroral forces on the craniofacial complex : A study using the finite element method, Am J Orthod 1989 : 95 : 200-207.
26. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effect of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex, Eur J Orthod 1989 : 11 : 382-391.
27. 김주영, 손병화. Reverse headgear가 상용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대치교정지 1985 : 15 : 7-22.
28. 김현순, 남동석. 경부 고정 Headgear사용시 면두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대치교정지 1987 : 17 : 185-198.
29. 안의영, 정규림. 유한요소법에 의한 하악 제1대구치의 cervical traction 효과에 관한 역학적 연구, 대치교정지 1989 : 19 : 45-60.
30. 이인수, 손병화. Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지 1985 : 15 : 211-227.
31. 조봉제, 손병화. 상악골 급속 확장시 상악골의 응력 분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, 대치교정지 1985 : 15 : 43-54.
32. 조호구, 이기수. 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지 1984 : 14 : 75-90.
33. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor, Am J Orthod 1971 : 59 : 581-588.
34. Andersen KL, Petersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament, Am J Orthod 1991 : 99 : 427-440.
35. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, ViJande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different level of bone loss, Am J Orthod 1996 : 110 : 256-62.
36. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degree of bone loss by an orthodontic force : Tridimensional analysis by means of the finite element method, Am J Orthod 1993 : 104 : 448-454.
37. Fotos PG, Syraskos CC, Bernard DO. Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the Finite Element Method, Am J Orthod 1990 : 60 : 277-282.
38. McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study, Angle Orthod 1992 : 62 : 15-21.
39. McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of periodontal ligament under various orthodontic loading, Europ J Orthod 1991 : 13 : 231-242.
40. Puente MI, Galban L, Cobo JM. Initial stress difference between tipping and torque movement. A three-dimensional finite element analysis, Europ J Orthod 1996 : 18 : 329-339.
41. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation, Am J Orthod 1988 : 94 : 426-431.
42. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, Am J Orthod 1987 : 92 : 499-505.
43. Wilson AN, Middleton J. A finite element study of canine retraction with a palatal spring, Br J Orthod 1991 : 18 : 211-218.
44. 김영원, 손병화. 견치 원심이동시 초기 변화에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지 1988 : 18 : 25-53.
45. 장재완, 손병화. 상악 증절치 후방이동시 이동 양상에 관한 유한요소법적 연구, 대치교정지 1991 : 21 : 617-633.
46. 노준, 유영규. Continuous arch wire의 force system에 대한 3차원 유한요소법적 연구, 대치 교정지 1996 : 26 : 17-32.
47. 이진형, 남동석. 형상기억합금 호선의 역학적 해석, 대치교정지 1994 : 24 : 735-758.
48. 박춘근, 양원식. 상악전치 intrusion시 저항중심 위치에 대한 3차원 유한요소법적 연구, 대치 교정지 1997 : 27 : 259- 272.
49. 황치일, 서정훈. 상악호선에 torque부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대치 교정지 1994 : 24 : 479 -508.

50. 천옥진, 김태우, 서정훈. 상악4절치 후방 견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석, 대치교정지 1995 : 25 : 525-541.
51. 염정배, 이병태. Multiloop edgewise Arch Wire가 야기하는 응력 분포에 관한 광탄성학적 연구, 대치교정지 1990 : 62 : 20 : 357-372. 조진희, 방몽숙 : 유한요소법을 이용한 수중 심미수복 물의 응력분석, 대치보철지 1991 : 29 : 129-145.
52. Coolidge ED. The thickness of human periodontal membrane, JADA 1937 : 24 : 1260-1270.
53. 전경민, 남동석. Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, 대치교정지 1991 : 21 : 31-45.
54. 진익재, 양원식. 교정용호선에 악간교정력 적용시 악안면골의 초기반응에 관한 Holographic interferometry연구, 대치교정지 1994 : 24 : 447-469.
55. Kronfed R. Histologic study of influence of function on human periodontal membrane, JADA 1931 : 18 : 1942.
56. Fukuda E, Yasada I. On the piezoelectric effect of bone, J Phys Soc Japan 1957 : 12 : 1158-1162.
57. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis, Am J Orthod 1969 : 55 : 12-22.
58. Geannelly AA. Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament, Am J Orthod 1969 : 55 : 5-11.
59. 이승호, 김정기. Multiloop Edgewise Arch Wire의 응력 분포에 대한 광탄성학적 연구, 대치교정지 1994 : 24(4) : 969-982.

- ABSTRACT -

Stress analysis of Multiloop Edgewise Arch Wire with various degree of tip back bend : a study using the finite element method

Young-Il Lee, Kyung-Suk Cha, Jin-Won Ju, Jin-Woo Lee

Department of Orthodontics. College of Dentistry, Dankook University

This study have been carried out to find out the mechanical effect of Multiloop Edgewise Arch Wire(MEAW) making use of the finite element method. The tip back bend of MEAW taken in this analysis is 5°, 10° and 15°. In addition, Class II or up & down elastic is applied to find out stress distribution and their values in PDL. A adult male of normal occlusion was selected to create the models of teeth and PDL. And the model of MEAW was also created using commercial finite element code (ANSYS version 5.2). The MEAW is forcibly engaged with a class II or up & down elastic, to determine the initial stress generated in PDL.

Comparing the compressive and tensile stress at each reference-planes, following results are obtained.

1. When a MEAW of 5°, 10°, 15° tip back bend was engaged with Class II or up & down elastic, the distribution of compressive, tensile stress in entire PDL is similar in each case.
2. The values of compressive and tensile stress in PDL is higher in 15° tip back bend case than in 10° or 5° tip back bend case.
3. In the distal PDL of 1st and 2nd molar, compressive stress appears. The compressive area is more wide and its values is higher in PDL of 2nd molar than those in 1st molar. The compressive area and its values become more wide and higher according to the increase of the tip back bend.
4. The values of compressive stress are comparatively smaller in PDL of molars than those in premolars.

5. Comparing class II and up & down elastic case, tensile stress values in anterior teeth PDL are smaller and their distribution is more wide in up & down elastic case than class II elastic case. On another hand, there is no difference in distribution and stress values in PDL of posterior teeth between two cases.
6. Comparing the tensile area in PDL of anterior teeth, tensile stress values are maximum in PDL of canine.

KOREA. J. ORTHOD. 2000 ; 30 : 127-142

※ **Key words** : MEAW, Tip back bend, PDL, FEM