

## 형상기억합금 호선의 역학적 해석

이진형<sup>1)</sup>, 남동석<sup>2)</sup>

### I. 서 론

이상적인 교합과 아울러 안모를 개선하고 유지시키려 하는 교정학에는 그 목적을 달성하기 위해 많은 교정치료의 개념이 도입되고 여러 형태의 치료장치와 재료가 개발되었으며 그에 따른 연구도 많았다. 그 중 하나인 교정장치에 대한 역학적 연구로는 교정력이 생체에 미치는 효과에 대한 생리학적 연구<sup>14,31,32,33,35</sup>와 광탄성법<sup>39,47,55</sup>, strain-gauge법<sup>30,43</sup>, holography법<sup>10,34,38,42,44</sup>, 유한요소법을 이용한 연구<sup>16,17,25,28,29,36,40,41,46,50,51,53,54,56</sup> 등이 있다. 이 중 유한요소법은 표면뿐 아니라 내부 어느 곳이나 모든 부분의 변위 및 응력, 반력, 변형도등을 수학적으로 계산할 수 있고 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있으며, 아울러 근자의 컴퓨터의 발전과 이에 따른 software의 개선으로 주어진 조건 하에서 생체 조직에 가해지는 외력에 대한 분석을 조직내외부 어느 부분에서도 행할 수 있어 그 변위를 가시적인 방법으로 볼 수 있고 정량적 평가도 가능하게 되었다. 이에 따라 이 방법을 이용한 다수의 연구가 보고된 바 있다.

한편, 새로운 재료의 발달과 개발은 인류 기술 발달에 큰 역할을 하였는 바, 교정학 분야에서도 종래에는 교정용 탄선으로 금을 사용하였는데 1929년 austenitic stainless steel wire가 도입되

어 그 이후 널리 쓰이게 되었다<sup>32,21</sup>. 현대 임상 교정학 분야에서 많이 사용되고 있는 교정용 호선은 그 모양에 따라 각형과 원형으로 구별되고 재질에 따라 Cr-Ni계, Co-Cr계, Ni-Ti계,  $\beta$ -Ti계로 분류할 수 있는데 그 중 1960년대 초에 개발된 Ni-Ti계 선재의 가장 중요한 두가지 성질은 초탄성효과(superelasticity effect)와 형상기억효과(shape-memory effect)이다<sup>3)</sup>.

초탄성효과는 응력(stress)으로 인해 생기는 것으로 만약 응력이 감소하면 영구변형없이 원상태로 되돌아가는데 이는 주어진 온도내에서 austenite phase로 복귀하는 것이다. 또한 형상기억효과는 온도 변화에 따른 결정구조의 변이로 인해 생기는 것으로 일정온도범위(전이온도범위, TTR : Transition Temperature Range)하에서는 쉽게 변형이 일어나고 그 상태를 유지하지만 일정온도범위를 넘은 상태가 되면 분자구조에 유입되는 열에너지에 의해 원래의 형태를 다시 갖게되기 때문에 이러한 Ni-Ti계 선재를 일명 shape-memory wire라 부른다. 이때 일정온도범위는 Ni 과 Ti 의 비율에 의해 결정된다<sup>20</sup>. 그리고 이 Ni-Ti계 선재는 Nitinol, Co-substituted Nitinol, Japanese NiTi, Chinese NiTi로 크게 나눌수 있다<sup>18</sup>.

교정용 Ni-Ti계 선재는 교정치료 중 호선교환의 횟수가 감소하고 치료시간이 적게들며 치료 초기에도 각형 호선을 사용할 수 있어 전체적인 치료기간의 단축이 가능하며 환자의 불편감이 적다는 장점이 있으나, 굴곡 및 납착, 자가용접이 어렵다는 단점이 있다<sup>21</sup>.

접수일자 : 9월 1일

1) : 서울대학교 치과대학 교정학교실, 개업의

2) : 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

교정용 Ni-Ti계 선재에 대한 연구로는 1970년대 초 Andreasen 등<sup>2)</sup>이 이러한 특성을 임상교정 장치에 도입할 것을 제안하였고 Andreasen과 Morrow<sup>3)</sup>는 Nitinol의 실험 및 임상분석을 통한 연구에서 각 장점과 단점을 발표하였다. Drake 등<sup>15)</sup>은 stainless steel wire와 Ni-Ti wire, TMA wire의 bending, tension, torsion을 비교하였고 Andreasen과 Amborn<sup>1)</sup>은 교정치료 초기의 torque 조절에 rectangular Ni-Ti wire를 사용한 임상연구를 한 바 있으며 Hurst와 Nanda 등<sup>20)</sup>은 7종류의 Ni-Ti wires를 이용하여 전이온도 범위의 차이에 따른 형상기억 현상(shape memory phenomenon)을 평가하고 임상적 응용에 이용하는 지침을 제시하였다.

Hudgins 등<sup>19)</sup>은 Ni-Ti계 호선들의 시간경과에 따른 영구변형을 측정하여 상호 비교하였고 Khier 등<sup>22)</sup>은 주로 austenite 구조로 된 초탄성 교정용 Ni-Ti 선재와 대부분 martensite 구조로 된 비초탄성(non-superelastic) 교정용 Ni-Ti 선재의 성질을 비교한 연구를 한 바 있으며 Chen 등<sup>12)</sup>은 1970년대 후반 중국에서 개발된 Chinese Ni-Ti wire를 다른 Ni-Ti계 wires와 비교하고 임상적 관찰을 한 결과 Chinese Ni-Ti의 우수성을 주장하였다.

한편, Japanese Ni-Ti wire에 대해서도 Miura 등에 의해서 많은 연구<sup>26,27)</sup>가 있었다. 그리고 교정 장치의 부속물로 Japanese Ni-Ti계 선재를 재료로 만든 open and closed coil spring을 가지고 한 연구로는 Miura 등<sup>26)</sup>과 Han 등<sup>18)</sup>의 연구가 있고 Arndt<sup>6)</sup>은 Ni-Ti을 이용한 구개 확대장치를 고안하였다. 또한 Ni-Ti계 선재의 인체 과민반응은 여러 연구<sup>7,8)</sup>에서 보듯이 다른 교정용 선재와 마찬가지로 커다란 위해 작용이 없다.

한편, 교정치료 후기에 쓰이는 호선들 중의 하나인 Multiloop Edgewise Arch-Wire(MEAW)는 상순에 대한 상악 중절치의 위치관계, 인접 치아간의 관계 개선 및 상악악 교합의 완성, 구치군의 수직화, 교합평면의 조절, 하악의 중심위로의 이동, 개개 치아에 적합한 torque량의 부여 등을 위해 사용되고 있으며, 이러한 MEAW의 형태는 측절치 원심부에서부터 후방의 모든 치

아의 접촉부에 L loop를 굴곡한 것으로 0.016" × 0.022" 크기의 교정용 stainless steel wire로 제작되어 완성된 호선은 ideal arch로서 필요한 모든 형태가 짜넣어져 있다.<sup>23,45,49,57)</sup> MEAW에는 통상 연속적인 tip-back bend가 주어지며 이것으로 인해서 소구치에서 대구치까지 일체로 직립시킬 수 있다. 그리고 이때의 tip-back bend의 각도와 전치부 수직고두에서 이루는 힘의 전달 체계에 의해 교합평면을 어느 정도 재구성할 수 있다.<sup>23,45,49,57)</sup>

MEAW로 굴곡된 L loop는 하중변형률을 감소시키고 약한 교정력을 지속적으로 발휘한다. 또한 각 접촉점부에 굴곡된 L loop는 개개의 치아를 독립해서 이동시키는 역할도 수행해준다. 이리하여 모든 치아가 동시에 이동되어 각선에 짜넣은 굴곡에 의해 유효한 교정력이 발휘되므로 비교적 단기간에 목표를 달성할 수 있게 된다. 이러한 MEAW에 대한 연구 중 전<sup>31)</sup>은 유한 요소법을 이용하여 MEAW의 역학적 해석을 하였고, 염<sup>47)</sup>은 MEAW로 인해 나타나는 응력분포를 광탄성법으로 연구한 바 있으며, 이<sup>48)</sup>는 MEAW의 하중변형률을 연구하여 titanium계 선재가 하중변형률 비교에서 MEAW보다 낮은 수치를 보였다고 하였다.

본 연구에서는 치아 및 치근막의 형태 및 특성을 컴퓨터로 형상 재현하고 3차원 유한요소법을 이용하여 교정용 각형 형상기억합금 호선을 장착했을 경우 개개 치아에서 일어나는 응력분포 양상 및 변위를 가시적, 정량적 방법으로 알아보고 이를 MEAW와 상호 비교하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

유한 요소법의 전형적인 순서로는 전처리, 해석, 그리고 후처리가 있다. 전처리에서는 해석에 필요한 정보, 즉 대상물의 기하학적 형상, 물성치, 구속 조건등이 포함된다. 해석이 이루어지면 후처리로서 그 결과를 정량적으로 관찰하게 되는데, 유한 요소 프로그램은 일반적으로 그 래픽 기능이 뛰어나 변형 전후의 상태나 힘의 분

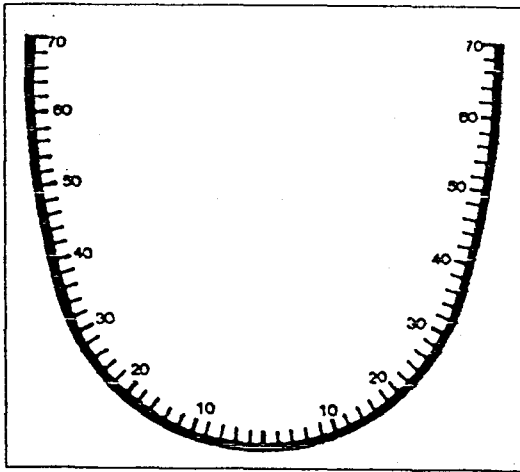


그림 1. 치열궁 형태('A' company-upper, medium size)

포 상태를 그림으로 제공한다.

본 연구에서는 범용 유한 요소 해석 프로그램의 하나인 ANSYS(Ver. 5.0, Swanson Analysis System, Inc., U.S.A.)를 사용하였다. 치아의 3차원 변형과 회전의 고찰을 위하여 사각기둥 형태의 brick element를 사용하였고, 총 절점(node)과 요소(element)의 수는 각각 5925, 4031개였다.

A. 치아와 치열궁의 형태의 설정

상악 우측 중절치에서 상악 우측 제2대구치까지 7개의 치아를 선정하였고 각 치아의 기하학적 형상은 Wheeler<sup>37)</sup>가 제시한 형태를 참조로 하였다. arch의 형태는 현재 임상에서 쓰이는 것중의 하나인 'A' company의 Tru-Arch form upper medium size(그림 1)를 근거로 하였다. 그리고 본 연구에서는 치열궁 형태와 각 치아의 경사도를 변수로 처리함으로써, 비정상의 경우를 대비하였다. 즉, 치열궁 형태나, 치관 경사도를 측정하여 그 정보를 본 연구에서 사용된 program (ARRAN.EXE)을 이용하면 환자별로 고유의 유한요소 모델을 구축할 수 있게된다. 사용된 기법과 그 절차는 다음과 같다.

1) 치관 경사도의 변수화

각 치아의 치관 경사도에 따라서 유한요소 모델을 구축하는 것이 중요하므로 본 연구에서는 각

표 1. 치관 경사도

치아	치관 경사도(도)
상악 중절치	+10
상악 측절치	+8
상악 견치	-4
상악 제 1 소구치	-7
상악 제 2 소구치	-8
상악 제 1 대구치	-9
상악 제 2 대구치	-8

치아 별로 독립적인 유한요소 입력용 화일을 만들었다. 각 치아의 FA Point<sup>45)</sup>(facial axis point)를 각 치아의 기준점(원점)으로 잡아서 각 치아의 형상을 구축하였다. 전술한 바와 같이 Wheeler<sup>37)</sup>의 값을 기준으로 하였고, 설정된 좌표계는 그림 2와 같다. 여기서 치관 경사도를 고려한다는 것은 그림 2에서 설정된 좌표계에서, 주어진 치아를 X-축을 중심으로 해서 시계 방향, 혹은 반시계 방향으로 회전시킨다는 뜻이다. 관습을 따르자면, 시계 방향으로 회전시켰을 때가 (+)의, 그 반대는 (-)의 치관 경사도를 가지게 된다. 따라서 전술한 program(ARRAN.EXE) 상에서 각 치아별로 경사도를 부여하면 각 환자별로 고유한 경사도를 갖는 유한요소 입력 화일을 구축할 수가 있게된다. 각 치아의 표준 치관 경사도에 대해서는 Andrews<sup>45)</sup>을 비롯한 많은 선학들의 연구가 있었으나 본 연구에서는 정<sup>32)</sup>의 연구를 참조 하였다(표 1).

2) 치열궁 형태의 결정

Arch의 형태를 변수로 처리하기 위해서는 상악, 혹은 하악이 이루는 형태가 좌, 우 대칭이라는 가정하에 수학적 표현이 필요로 하게 된다. 이를 위해, 상악에 대한 'A' Company Tru-arch form(medium size)을 모눈종이에 비추어서 19개의 좌표를 구하였다. 일반적으로 한개의 2차 함수로 표시하는 방법이 사용되어 왔으나, 본 연구에서 'A' Company의 Tru-arch form(medium size)을 19개의 데이터를 사용하여 한 개의 2차 식으로 표시해본 결과 하나의 식으로 표시

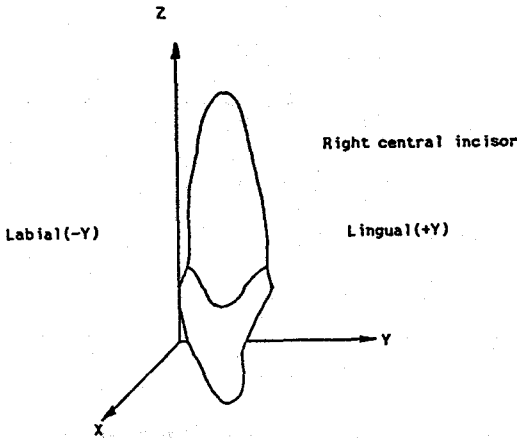


그림 2. 좌표축의 설정

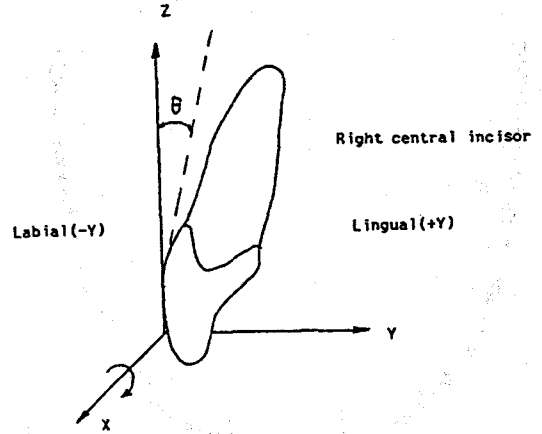


그림 3. 치관경사도의 설정

하기에는 부적합하다는 결론에 도달하였다. 따라서, 상악전치에서 치열궁의 형태가 변한다는 점에 착안하여, 상악중절치에서 상악전치까지를 하나의 2차 식으로 표시하고, 상악제1소구치부터 나머지 치아에 의한 치열궁의 형태를 다른 하나의 2차 식으로 표시해 본 결과, 각 회귀 분석에서 99% 이상의 결정 계수(coefficient of determination)를 얻을 수 있었다. 그 결과를 표 17에 제시하였다.

회귀분석에는 미국 Borland사의 Quattro가 사용되었다. 치열궁의 형태의 결정에 있어서 2차 함수의 식으로 나타낼 수 있다는 가정하에서 두 가지로 검토하였다. 첫번째로 한개의 2차 함수로 치열궁을 표시하려 하였고, 두번째로는 1번에서 9번까지의 데이터를 한개의 2차식으로 표시하고 나머지의 데이터를 또 다른 한개의 2차 함수로 표시하여 보았다. 각 경우 공히 치열궁의 형태가 좌우 대칭이라는 가정하에서 우측 부분만 선정하여 회귀분석을 하였다. 그림 28에 나타나듯이 한개의 식으로 나타낸 결과 실제의 형상과는 거리가 멀었고, 두개의 식으로 나타내었을 때는 각 식 공히 0.99이상의 결정계수를 구할 수가 있었다(표 17참조).

3) 치아의 배열

다음은 치아가 치열궁에 따라 배열되었을 때, 그 치아가 설정된 좌표계의 X-축과 이루는 각도를

표 17. 치열궁 결정을 위한 회귀분석 결과  
( $Y = AX^2 + BX + C$ )

계수	한 개의 이차식	두 개의 이차식	
		첫번째 식	두번째 식
A	0.0400(0.002)	0.0198(0.0002)	0.5707(0.06)
B	0	0	26.6(3.35)
C	0.0(606531)	0.0(0.172)	323.1(105)
R	0.872	0.996	0.992

주) ( )안의 숫자는 각 계수의 standard error의 값을 표시 · R : 결정계수

결정하여야 한다(그림 2). 이 각도는 각 치아의 FA point에서 치열궁 곡선에 접선을 그어 그 선이 X-축과 이루는 각도로 정의 할 수 있다. 이를 위해서는 우선 상악중절치의 최대 폭을 계산하고 다음으로, 원점에서 출발하여 치열궁 곡선의 길이(arch length)가 최대 폭과 상응하는 점을 곡선 상에서 찾았다. 그 후 원점과 구한 점의 가운데 위치에서 접선을 그어 X-축과 이루는 각도를 구하고 이 각도를 기준으로 그림 2에 나타내 있는 Z-축을 기준으로 다시 치아를 회전시켰다. 마지막으로 상악중절치를 원점으로 옮김으로써 상악중절치의 배열이 완료되게 하였다. 한편, 치관경사도를 고려하여 치아를 치열궁에 따라 배열하였다. 치관경사도를 설정한다는 것은 그림 3에서 나타난 바와같이 X축을 기준으로 해

표 2. 사용된 물성치

Materials	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Tooth	$0.02 \times 10E+6$	0.3
MEAW (Stainless Steel)	$0.20 \times 10E+6$	0.3
Shape-memory arch wire <sup>24)</sup>	$0.04 \times 10E+6$	0.3

서 치아를 회전시킨다는 뜻이다. 본 연구에서는 전술한 바와 같이 정<sup>32)</sup>의 연구를 참조로 하여 치관경사도를 설정하였다. 이동된 상악중절치의 끝점을 기준으로 상악측절치도 같은 방법으로 배열하였고 나머지 치아도 같은 방법을 반복하여 모든 치아의 배열을 완성하였다.

전술한 바와 같이 본 연구에서 사용된 방법으로 각 환자의 치관 경사도와 치열궁의 형태에 따라 환자 고유의 유한요소 모델을 구축 할 수 있게 된다.

B. 물성치에 대한 가정

치아는 부위별로 성질이 다른 복합구조물이다. 하지만 각 부위의 위치나, 크기를 규명하기가 힘들고, 또 본 연구에서는 치아의 이동과 이동시 유발되는 응력의 분포에 그 초점을 두고 있으므로 단순 등방체로 가정하였다. 한편, 교정치료 시에는 치아 자체의 변형보다는 wire에 의한 치아의 이동이 주 관심사이므로, 즉 변형에 의한 변위(displacement)가 이동에 의한 변위보다 매우 작으므로, 변형이 작다는 사실을 기초를 두어 선형 변형을 가정하여 Young's modulus를 사용하였다. wire에 대한 물성의 특성은 부과되는 하중이 극히 작은 점을 고려하여 선형 변형의 가정을 채택하였다. 여기에 등방성의 가정을 추가하였다.

요약하면, 치아와 wire 공히 단순 등방체, 선형 변형인것으로 가정하였다. 각 물성치의 값은 표 2에 제시하였다.

C. 하중 및 구속 조건

하중 상태 및 구속 조건은 유한요소 해석의 결과에 많은 영향을 미치게 된다. 특히 구속 조건은 모델중 어떤 부위를 어느 정도 구속하느냐에 따라서 해석 결과에 많은 영향을 미치게 된다. 즉, 변위나 반력의 분포가 구속 조건에 의해 많이 달라질 수가 있게 된다. 따라서, 어떤 모델의 유한요소적 해석에 있어서 실제의 구속 현상을 면밀히 검토, 분석하여 적용시키는 것이 매우 중요하게 된다.

1) 하중 조건

curve of Spee가 있는 각형 형상기억합금 호선이 장착될 때에는 편평하게 되므로, 실험을 통하여 그 때에 wire에서 유발 되는 반력을 계산한다. 이를 위해서, wire를 평면에 놓고 양 끝단을 고정시킨다. 그 후 wire의 중심부에 추를 달아 wire가 편평하게 되도록 한다. 이 때의 추의 무게가 치아에 전달되는 힘으로 간주했다. 'A' Company의 0.016" × 0.022" 의 curve of Spee가 있는 각형 형상기억합금 호선을 사용하여 실험한 결과, 약 60gr중의 힘이 측정되었다. MEAW에서도 같은 하중 조건을 주어 두 호선의 효과를 비교하였다.

교정용 고무줄의 장착

교정치료의 효과를 극대화하기 위하여 교정용 고무줄의 장착이 필요할 경우가 있다. 교정용 고무줄의 종류와 거는 위치에 따라서 교정치료의 효과가 다르게 나타나게된다. 교정용 고무줄에 의해서 부과되는 힘은 교정용 고무줄의 장착 위치와 고무줄의 종류, 그리고 입이 벌어진 정도에 따라 다르게 된다. 표 3,4에 shape-memory arch wire와 MEAW에 있어서 고무줄의 장착 위치와 그에 상응하는 하중 조건을 나타내었고, 그 하중량은 실제로 고무줄을 치아, 혹은 Loop에 장착할 시의 길이를 바탕으로 측정된 것이다.

2) 구속 조건

전술한 바와 같이 구속조건은 유한요소 해석의 결과에 많은 영향을 미치게 된다. 여기서 논의

표 3. 고무줄의 위치 및 종류(SHAPE-MEMORY ARCH WIRE의 경우)

TEST#	From (Upper tooth #)	To (Lower tooth #)	고무줄의 종류 (6 Oz.)	하중 (gr)
1	curve of Spee가 있는 각형 형상기억합금 호선만을 장착한 경우			
2	3	3	3/16"	150
3	3	7	5/16"	250
4	3	3	3/16"	150
	3	7	5/16"	250
5	7	3	5/16"	250
6	7	3	5/16"	250
	3	3	3/16"	150

표 4. 고무줄의 위치 및 종류(MEAW의 경우)

TEST#	From (Upper Loop #)	To (Lower Loop #)	고무줄의 종류 (6 Oz.)	하중 (gr)
1	MEAW만을 장착한 경우			
2	1	1	3/16"	150
3	1	Tooth #7	5/16"	250
4	1	1	3/16"	150
	1	Tooth #7	5/16"	250
5	Tooth #7	1	5/16"	250
6	Tooth #7	1	5/16"	250
	1	1	3/16"	150

되는 구속 조건은 wire, 그리고 치근과 치조골사이의 관계로 나누어 설명할 수 있다.

wire에서의 구속 조건

형상기억합금 호선과 MEAW에 대한 유한요소 모델은 3차원 beam element를 사용하여 제작하였다. 호선에서 나온 힘이 치아에 전달되게 하기 위하여 형상기억합금 호선의 경우 FA point로 부터 치아면의 좌,우로 전체 치아 폭의 1/4의 위치에 1개 씩의 절점을 설정하여 이 절점이 치아를 구성한 요소의 절점에 일치되게 하였다. 그 결과 형상기억합금 호선에서는 편측당 15개, 통상의 방법으로 제작된 MEAW에서는 편

측당 45개의 요소가 각각 형성되었다. 형상기억합금 호선이 bracket에 장착되면서 편평하게 그 모양이 변하게 될 때 생기는 반력에 의해서 교정력이 발생된다는 것에 착안하여 실제로 본 연구에서 채택된 형상기억합금 호선을 편평하게 변형시킬 때 필요한 힘을 측정하여 치아에 장착한 후 하중을 가하였다. MEAW의 경우에는 10° 씩의 tip back bend를 주어 curve of Spee를 형성하여 같은 방법으로 하중을 주어 두 경우를 비교하였다. 이때 두 호선의 규격은 0.016" X 0.022" 로 하였다. 그리고 beam element로 구성된 wire에서의 모든 절점은 변위와 회전 모두 어떠한 구속 조건을 부여하지 않았다.

치근막 부위의 구속 조건

치근과 치조골사이에 존재하는 치근막의 성질을 유한요소 해석에 적용하는 것은 용이하지가 않다. 치근막의 물성치<sup>13)</sup>가 잘 알려져 있지 않을 뿐 아니라, 치아이동시 치근막과 치조골, 그리고 치근막과 치근사이의 역학적 상호 작용은 거의 알려진 바가 없다. 여기서 유한요소해 적용 가능한 몇 가지의 방법을 제시해 보자. 첫째로, 치아가 이동하면서 회전한다는 사실에 착안하면 치아의 어느 부분이 회전의 중심이 될 수가 있다는 점이다. 둘째로는 골과 치아 사이에 치아의 이동시 마찰력이 존재한다는 가정이다. 마찰력은 일반적으로 두 물체가 접촉을 할 때 면에 수직 방향으로 작용되는 힘과 접촉되는 두면의 성질에 따라 결정되는 미끄럼(sliding)에 관여되는 힘을 일컫는다. 마찰력에도 여러가지가 있어 그 종류의 선택에 신중을 기해야한다. 셋째로 가능한 추론은 치근막의 존재를 무시하고, 단지 치아와 골만을 모델링하여 두 물체사이의 마찰은 무시한다. 이 때에는 치아가 이동하면서 골의 변형을 유발시킨다.

위의 각 경우를 검토해보면, 첫번째 가정인 회전의 중심을 고려할 경우 각 치아의 회전 중심을 찾는 것이 우선의 과제가 되는데, 치아가 동질성이라는 가정이 뒷받침이 수반되더라도, 3차원의 복잡한 치아가 수학적으로 표시가 되지 않으면 구하기가 힘들게 된다. 둘째로 마찰력 고려가 상당히 설득력이 있으나 한가지 부담되는 요소는 마찰계수의 결정에 있어서 정량적, 실험적 고찰이 되어 있어야 한다는 점이다. 또한 유한요소해 해석에 있어서, 마찰 현상을 고려하여 gap element나 contact element를 사용하게 되면 비선형 문제가 고려되어, 마찰계수의 가정 정도와 하중 및 구속 조건에 따라 수렴 여부가 문제될 수가 있다. 또한 계산량이 기하급수적으로 증가하게 된다. 세번째의 가정도 설득력이 있으나 해석의 결과가 골의 물성치에 많이 의존하게되며, 골이 치아에 직접적으로 닿아있다는 가정이 많은 부담을 주게 된다.

본 연구에서는 두번째의 가정을 기초로 본 문제의 해결을 시도하였다. 컴퓨터 하드웨어로 미

국 Silicon Graphics사의 engineering workstation 인 Indigo R-4000 seires를 사용하여 계산량의 증가를 해결하고, 마찰에 의한 비선형의 계산 기법은 ANSYS 프로그램이 제공하는 contact element를 사용하였다.

III. 연구 결과

curve of Spee가 있는 교정용 각형 형상기억합금 호선 장착과 장착후 교정용 고무줄을 걸었을 때의 각 치아의 이동 현상과 그에 따른 응력의 분포상태를 고찰하였고 이를 MEAW를 장착했을 때의 결과와 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

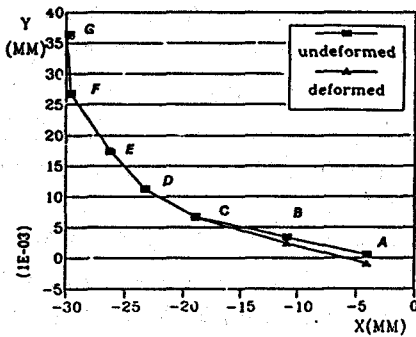
1. 형상기억합금 호선만을 장착하였을 때(test #1) 발생된 치아의 변위량을 표 5에 정량화하였고, X-Y평면과 X-Z평면에서 본 치아의 이동 양상을 그림 4,5에 나타내었다. 상악 중절치와 측절치의 압하가 현저하였고, 순측이동도 관찰되었다.
2. test #1에서 상,하악 견치에 수직고무를 장착한 경우(test #2)의 변위량과 치아의 이동 양상은 표 6과 그림 6,7에 나타나 있다. 상악 견치의 정출이 현저하였다.
3. test #1에서 II급 고무줄을 걸었을 때(test #3)의 결과를 표 7과 그림 8,9에 표시하였다. 상악 견치, 소구치 및 대구치의 후방이동이 나타났고, 견치의 정출도 보였다.
4. test #1에 수직 및 II급 고무줄을 추가하였을 때(test #4)의 결과는 표 8과 그림 10,11에 나타나 있다. 이 경우 상악 견치의 정출이 현저하였다.
5. test #1에 III급 고무줄을 걸었을 때(test #5)의 결과는 표 9와 그림 12,13과 같으며 상악 전치 및 견치의 상방이동을 보였다.
6. test #1에 수직 및 III급 고무줄을 추가하였을 때(test #6) 표 10과 그림 14, 15에 그 결과를 나타내었다. 상악 견치의 정출을 볼 수 있었다.
7. MEAW만을 장착하였을 경우(test #7)의 변위량과 장착 전후의 치아의 이동 양상은 표 11과 그림 16,17에 나타나 있다. 상악 전치의 압하

가 현저하였고, 구치부도 미약한 압하를 보였다.

8. MEAW에 수직 고무를 걸었을 때(test #8)의 결과는 표 12와 그림 18,19에 나타나있다. 상악 전치는 수직 고무를 걸지 않았을 때 보다 하방으로 변위되었으며, 구치부의 직립양상을 보였다.
9. MEAW에 II급 고무를 걸었을 때(test #9)는 표 13과 그림 20,21의 결과를 보였다. 상악 측절치의 정출과 상악 전치의 후방 이동을 보였다.
10. MEAW에 수직 고무와 II급 고무를 동시에

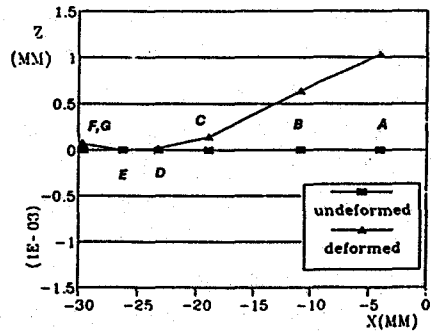
장착했을 경우(test #10)의 결과가 표 14와 그림 22,23에 나타나있다. test #9의 경우보다 후방 이동량은 적었으나 전치의 정출량은 더 컸었다.

11. MEAW에 III급 고무를 걸었을 때(test #11)의 치아의 변위량과 치아의 이동 양상이 표 15와 그림 24,25에 나타나있다. 상악 제 2 대구치가 정출을 보였으며, 상악 전치의 수직적 변위는 거의 없었으나 약간의 순측이동을 보였다.
12. MEAW에 수직 고무와 III급 고무를 걸었을 때(test #12)의 결과를 표 16과 그림 26,27에 나타내었다.



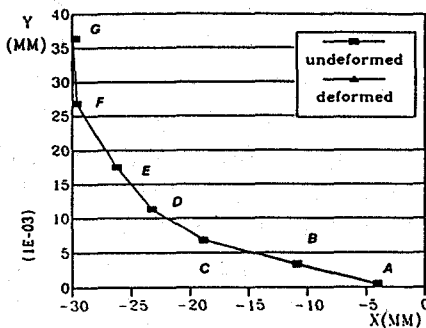
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 4. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #1)



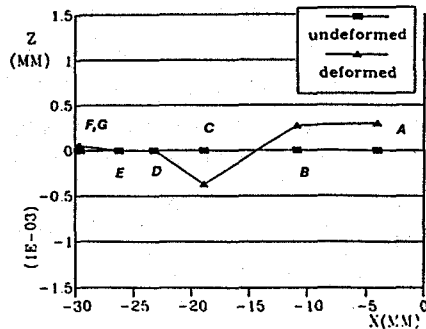
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 5. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #1)



A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

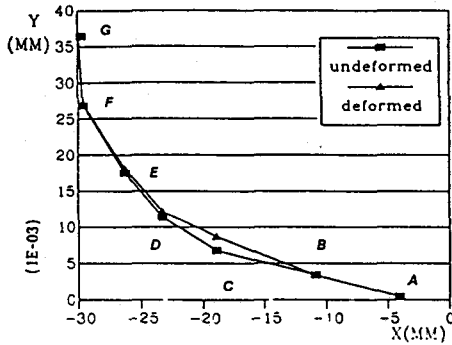
그림 6. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #2)



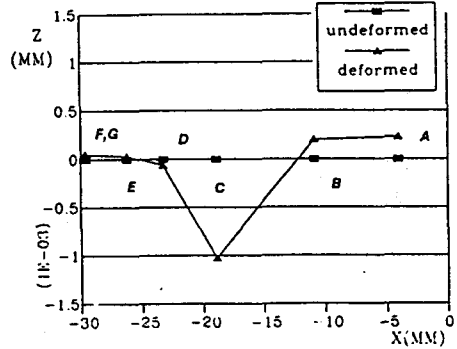
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 7. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #2)

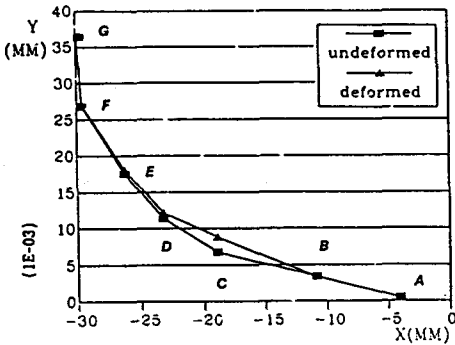




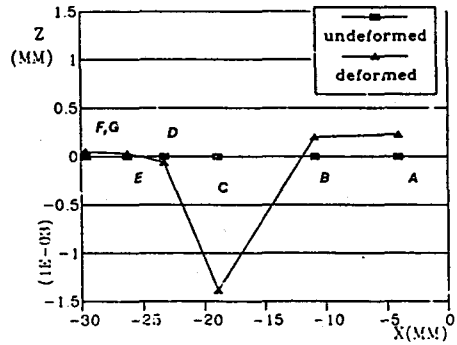
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 8. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #3)



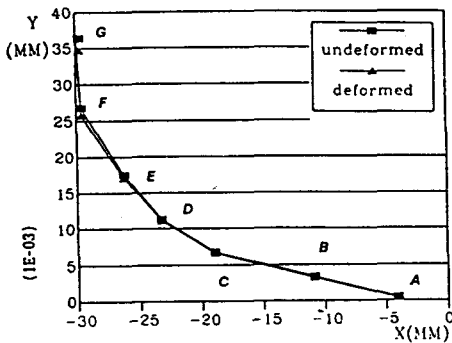
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 9. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #3)



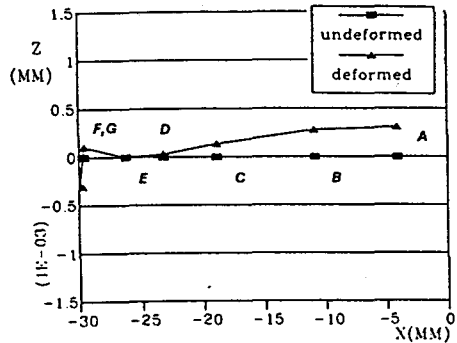
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 10. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #4)



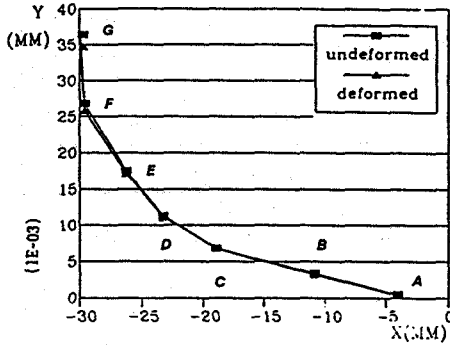
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 11. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #4)



A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 12. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #5)

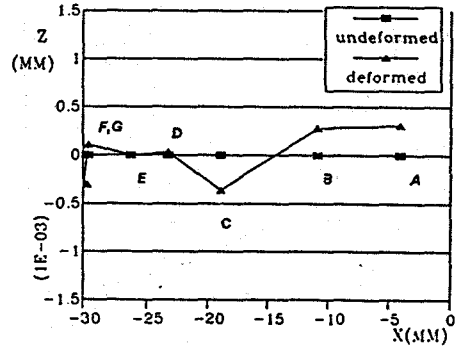


A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치  
 그림 13. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #5)



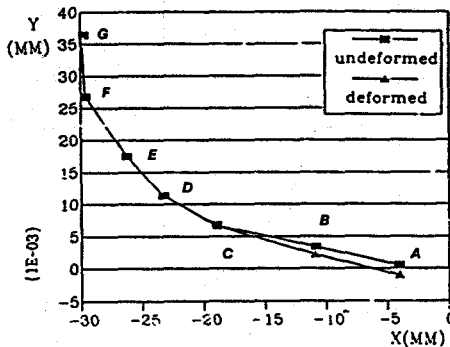
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 14. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #6)



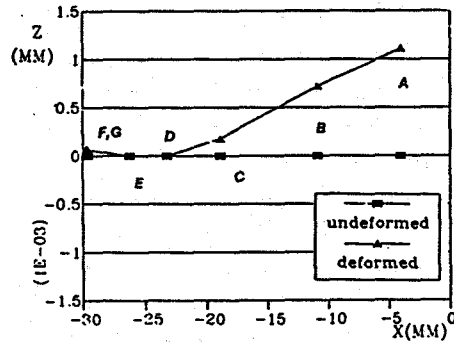
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 15. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #6)



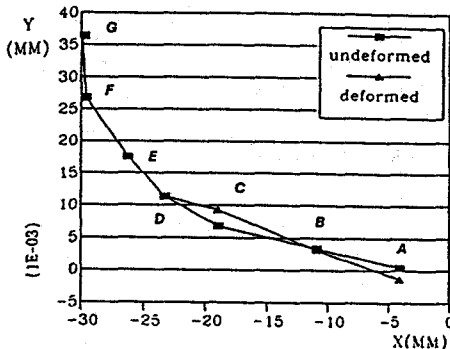
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 16. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #7)



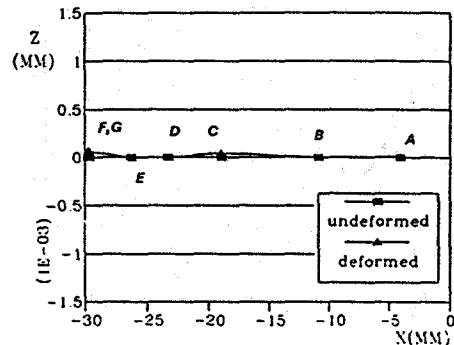
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 17. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #7)



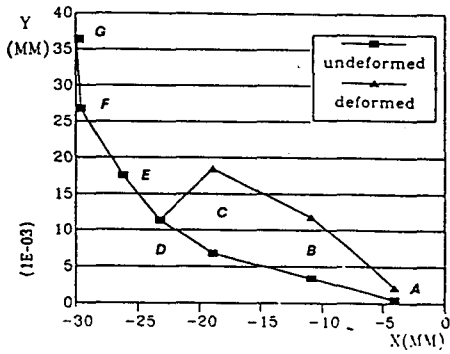
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 18. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량( Test #8)



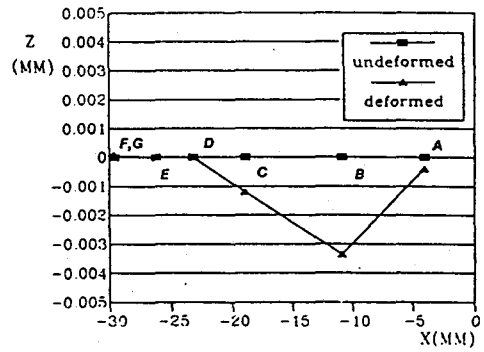
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 19. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량( Test #8)



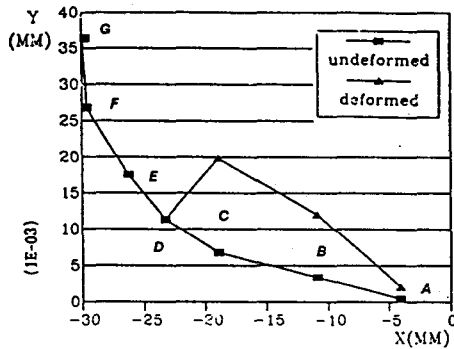
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 20. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량(Test #9)



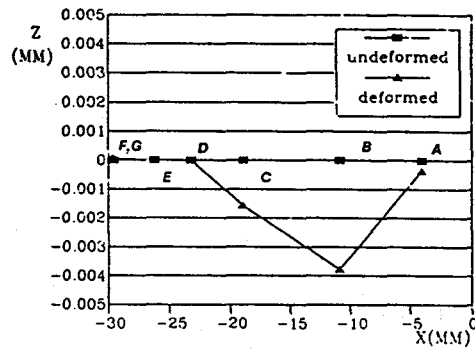
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 21. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량(Test #9)



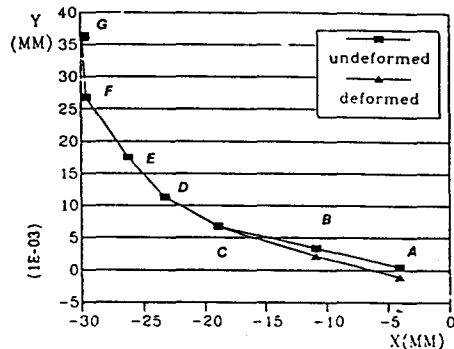
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 22. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량(Test #10)



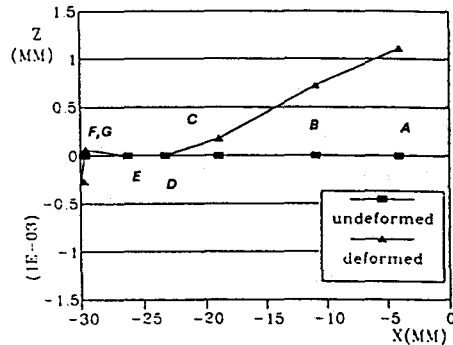
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 23. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량(Test #10)



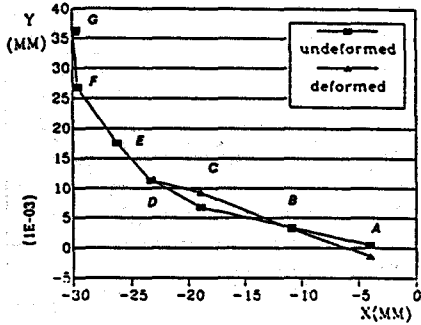
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 24. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량(Test #11)



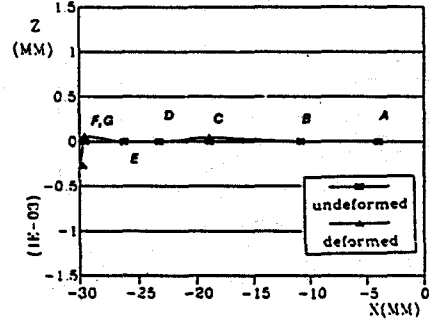
A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 25. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량(Test #11)



A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 26. X-Y 평면에서 본 치아의 변위량(Test #12)



A : 상악 중절치 B : 상악 측절치 C : 상악 견치  
 D : 상악 제 1 소구치 E : 상악 제 2 소구치  
 F : 상악 제 1 대구치 G : 상악 제 2 대구치

그림 27. X-Z 평면에서 본 치아의 변위량(Test #12)

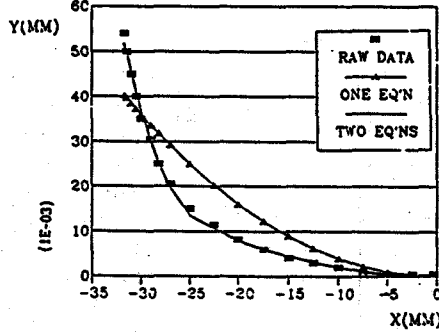


그림 28. 치열궁 결정을 위한 회귀분석

표 5. TEST #1

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0.219E-06	-0.141E-02	0.103E-02
상악 측절치	0.793E-05	-0.100E-02	0.637E-03
상악 견치	0.252E-03	-0.203E-03	0.143E-03
상악 제 1 소구치	0.157E-03	-0.210E-03	0.208E-04
상악 제 2 소구치	0.134E-03	-0.194E-03	-0.145E-05
상악 제 1 대구치	-0.131E-04	-0.221E-03	0.664E-04
상악 제 2 대구치	-0.857E-04	-0.221E-03	0.811E-04

표 6. TEST #2

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0.177E-05	-0.198E-03	0.301E-03
상악 측절치	-0.323E-04	-0.216E-03	0.272E-02
상악 견치	0.145E-03	0.990E-04	-0.368E-02
상악 제 1 소구치	0.855E-05	-0.697E-05	-0.764E-06
상악 제 2 소구치	0.515E-05	-0.736E-05	-0.523E-06
상악 제 1 대구치	-0.416E-04	-0.218E-05	0.516E-04
상악 제 2 대구치	-0.467E-04	-0.198E-04	0.611E-04

표 7. TEST #3

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0931E-04	-0.305E-04	0.228E-03
상악 측절치	-0.616E-03	-0.441E-04	0.201E-03
상악 견치	-0328E-03	0.194E-02	-0.103E-02
상악 제 1 소구치	-0661E-03	0.837E-03	-0.302E-04
상악 제 2 소구치	-0.441E-03	0.575E-03	0.370E-04
상악 제 1 대구치	-0.166E-03	0.315E-03	0.522E-04
상악 제 2 대구치	-0.616E-04	0.175E-03	0.516E-04

표 8. TEST #4

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0.380E-04	-0.357E-04	0.230E-03
상악 측절치	-0.599E-03	-0.499E-047	0.202E-03
상악 견치	-0.206E-03	0.206E-02	-0.139E-02
상악 제 1 소구치	-0.661E-03	0.840E-03	-0.617E-04
상악 제 2 소구치	-0.442E-03	0.576E-03	0.370E-04
상악 제 1 대구치	-0.166E-03	0.316E-03	0.522E-04
상악 제 2 대구치	-0.616E-04	0.175E-03	0.516E-04

표 9. TEST #5

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.184E-05	-0.214E-03	0.380E-03
상악 측절치	0.243E-04	-0.232E-03	0.279E-03
상악 견치	0.108E-03	-0.182E-03	0.136E-03
상악 제 1 소구치	0.169E-04	-0.266E-03	0.317E-04
상악 제 2 소구치	0.311E-03	-0.505E-03	-0.809E-06
상악 제 1 대구치	-0.166E-04	-0.105E-02	0.107E-03
상악 제 2 대구치	0.889E-03	-0.173E-02	-0.305E-03

표 10. TEST #6

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.297E-05	-0.219E-03	0.310E-03
상악 측절치	0.418E-04	-0.238E-03	0.280E-03
상악 견치	0.267E-03	-0.291E-04	-0.364E-03
상악 제 1 소구치	0.165E-03	-0.256E-03	0.294E-04
상악 제 2 소구치	0.308E-03	-0.499E-03	-0.474E-06
상악 제 1 대구치	-0.179E-04	-0.104E-02	0.107E-03
상악 제 2 대구치	0.889E-03	-0.170E-02	-0.305E-03

표 11. TEST #7

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.565E-05	-0.157E-02	0.111E-02
상악 측절치	0.671E-04	-0.123E-02	0.721E-03
상악 견치	-0.187E-03	-0.159E-03	0.176E-03
상악 제 1 소구치	0.354E-06	-0.715E-06	0.108E-06
상악 제 2 소구치	0.596E-06	-0.173E-05	0.158E-06
상악 제 1 대구치	-0.553E-04	-0.121E-03	0.634E-06
상악 제 2 대구치	-0.998E-04	-0.210E-03	0.754E-04

표 12. TEST #8

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.144E-04	-0.184E-02	0.214E-04
상악 측절치	0.483E-03	-0.278E-03	-0.109E-05
상악 견치	-0.319E-02	0.245E-02	0.494E-04
상악 제 1 소구치	-0.524E-05	0.196E-05	0.916E-06
상악 제 2 소구치	-0.109E-04	0.281E-04	-0.374E-05
상악 제 1 대구치	-0.549E-04	-0.132E-03	0.651E-04
상악 제 2 대구치	-0.102E-03	-0.102E-03	0.742E-04

표 13. TEST #9

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0.101E-03	0.167E-02	-0.398E-03
상악 측절치	0.296E-03	0.840E-02	-0.336E-02
상악 견치	-0.299E-02	0.117E-01	-0.120E-02
상악 제 1 소구치	-0.352E-04	0.554E-04	-0.101E-04
상악 제 2 소구치	-0.131E-05	0.254E-05	-0.283E-06
상악 제 1 대구치	-0.552E-04	-0.122E-03	0.636E-04
상악 제 2 대구치	-0.100E-03	-0.118E-03	0.753E-04

표 14. TEST #10

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	-0.991E-04	0.160E-02	-0.366E-03
상악 측절치	0.395E-03	0.862E-02	-0.377E-02
상악 견치	-0.261E-02	0.130E-01	-0.157E-02
상악 제 1 소구치	-0.343E-04	0.539E-04	-0.946E-05
상악 제 2 소구치	-0.233E-05	0.521E-05	-0.635E-06
상악 제 1 대구치	-0.552E-04	-0.123E-03	0.637E-04
상악 제 2 대구치	-0.100E-03	-0.117E-03	0.752E-04

표 15. TEST #11

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.574E-05	-0158E-02	0.111E-02
상악 측절치	0.681E-04	-0.123E-02	10722E-03
상악 견치	-0.185E-03	-0.160E-03	0.177E-03
상악 제 1 소구치	-0.797E-06	0.109E-05	0.116E-06
상악 제 2 소구치	-0.940E-05	0.114E-04	0.294E-06
상악 제 1 대구치	-0.211E-04	-0.296E-03	0.698E-04
상악 제 2 대구치	0.699E-02	-0.210E-01	0.512E-03

표 16. TEST #12

(단위 : MM)

치아	변위량(X)	변위량(Y)	변위량(z)
상악 중절치	0.142E-04	-0.184E-02	0.114E-04
상악 측절치	0.482E-03	-0.278E-03	-0.834E-06
상악 견치	-0.319E-02	0.246E-03	0.499E-04
상악 제 1 소구치	-0.372E-05	-0.427E-06	0.954E-06
상악 제 2 소구치	0.697E-05	0.265E-05	-0.400E-05
상악 제 1 대구치	-0.154E-04	-0.295E-03	0.702E-04
상악 제 2 대구치	0.701E-02	-0.211E-01	0.512E-04

#### IV. 총괄 및 고안

교정력으로 인한 치아이동 등의 생체 반응을 연구하는 생리학적 방법으로는 laser holography법, 광탄성법, strain gauge법, 유한요소법등이 있다.

이 중 laser holography법<sup>10,34,38,42,44)</sup>은 1947년 Danis Gaber가 holography 이론을 고안한 이후 1960년 광원으로 laser 광선을 이용한 이래 본격적으로 사용하게 되었는데, 이 방법의 장점은 아주 미세한 움직임도 알 수 있으며 표면의 상태와 관계없이 측정이 가능하며 고정점 설치 문제도 해결할 수 있으나 실험조건이 까다롭고 내부의 변화를 파악하기 어려운 단점이 있다.

한편 광탄성법<sup>39,47,53)</sup>은 응력강도나 응력집중도를 조사하여 물체의 약점 및 잠재적인 파절부위 등을 발견할 목적으로 주로 공학 분야에서 사용되어왔는데 복잡한 조직이나 하중조건에서도 모델 전체에 퍼지는 응력을 관찰하여 응력이 집중

되는 부분의 위치 및 양을 결정하기 쉽게 하는 장점이 있지만 응력의 크기보다 인접부위와의 상대적 응력의 차이만이 관찰되고 외력을 가한 전후상태를 동시에 볼 수 없으므로 변위와 응력의 동시계측이 어렵고 모형제작 및 실험조작이 힘들다는 단점이 있다.

strain gauge법<sup>30,43)</sup>은 생체나 모형등 어느 것에서든지 장력측정기를 부착하면 응력과 부위를 동시에 계측할 수 있으나 장치의 크기때문에 미세한 부분에는 부착이 곤란하고 장치 부착부 이외의 부분 즉, 경계부위의 측정이 어려워 연속적인 세부계측이 불가능하고 표면에서만 계측이 가능하므로 내부응력 측정이 어려우며 그 조작이 복잡하다.

이에 반해서 유한요소법<sup>16,17,25,28,29,36,40,41,46,50,51,54,56)</sup>은 유한의 물리적 모형을 유한개의 요소의 집합체라고 간주하여 각 요소들의 현상은 요소의 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개요소에서의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜서 전체

의 현상을 파악하는 방법이다. 그리하여 모델설정이 자유롭고 복잡한 형태라도 모델화 할 수 있으며 어떠한 외력도 취급할 수 있으며 하중조건, 구속조건을 임의로 선택할 수 있다. 또한 부분적으로 다른 물질상수를 갖춘 것일지라도 개개의 물질상수를 부여함으로써 응력해석이 가능하고 변위나 내부응력의 동시해석과 연속된 세부의 계측이 가능하다는 장점이 있다. 특히 결과를 해석하는 후처리 과정에서 명암처리, 단면처리, 색상에 의한 표현, 활동영상처리(animation) 등 다양한 기법을 사용하여 일목요연하게 가시적으로 관찰할 수 있다. 그러나 이러한 유한요소법은 유한요소를 제작하는 기법 및 숙련도, 비선형 문제에 대한 해석방법 등에 따라서 오차가 발생되어 다양한 결과를 얻을 수 있으며, 기본적으로 정확한 물질상수를 그 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않을 경우 근사 오차가 발생하고, 계산량이 많으므로 기억용량이 큰 컴퓨터가 필요하다는 단점이 있다. 본 연구에서는 모델의 제작에 있어 범용 유한요소해석 프로그램의 한 종류인 ANSYS(Ver 5.0)을 사용하였으며, 미국 Silicon Graphics사의 Indigo R-4000을 사용하였다. 이 기종은 초당 85메가 바이트의 명령을 수행하는 컴퓨터이다.

연구 결과, curve of Spee가 있는 교정용 각형 형상기억합금 호선을 장착하였을 때 상악 증절치에서 현저한 순축이동을 보였으며, 상악 측절치에서도 같은 양상을 보였다(그림 4). 상악 소구치는 수직적 위치변화를 거의 보이지 않았으나 약간의 근심경사를 보였다. 또한 상악 대구치는 미약한 압하와 협축경사를 나타냈다(표 5, 그림 5). 이를 MEAW만을 장착한 경우(test #7)와 비교해 보면(그림 4, 5와 16, 17) 전체적인 치아의 변위 양상은 유사했으나 표 5와 표 11에 나타나듯이 전치부의 압하량은 MEAW에서 다소 크게 나타났고, 구치부에서는 형상기억합금 호선이 MEAW보다 조금 크게 나타났다. 한편 그림 5에서 보듯이 상악 증절치와 측절치의 압하가 다른 치아들에 비해서 매우 크게 나타났다. 즉, curve of Spee가 있는 교정용 각형 형상기억합금 호선만을 장착하게 되면 상악 증절치와 측

절치에 순축 torque가 많이 나타났다. 이는 상악에 MEAW를 장착해서 광탄성학적 연구를 한 염<sup>47)</sup>의 결과와 비교해 볼 때 상악 전치의 함입은 같은 양상을 보였으나 본 연구에서는 그 외에도 상악 전치의 순축이동이 있었다.

한편, 교정용 고무를 여러 방향으로 장착하였을 때 다양한 변위가 나타났다. 형상기억합금 호선을 장착하고 상악 견치에서 수직 고무를 걸었을 때(test #2) 상악 견치의 하방변위가 두드러졌고, 상악 증절치와 측절치도 test #1의 위치에서 보다 상방변위량이 감소하였고 설축경사를 보였다. 또한 소구치 및 대구치는 협축이동을 나타내었고, 소구치는 수직고무의 영향을 받아 미약한 하방변위가 있었고 대구치는 직립현상을 보였다(그림 6, 7, 표 6). 이 경우를 MEAW를 장착했을 경우(test #8)와 비교해 보면, MEAW에서 상악 절치의 하방 변위가 형상기억합금 호선보다 더 크게 관찰되었으나 견치에서는 그 반대의 현상이 나타났는데, 이는 MEAW의 경우 첫번째 loop의 위치가 상악 측절치와 견치의 사이에 위치하므로 수직 고무에 의한 하중이 상악 절치에 미치는 양이 형상기억합금 호선의 경우보다 크기 때문이다. 즉 형상기억합금 호선에 장착된 수직 고무의 하중은 견치에 집중되므로 견치의 하방 변위량은 많아지나 상악 절치는 많은 힘을 받지 못하여 그 하방 변위량은 상대적으로 적다. 반면 두 호선 모두에서 구치부의 직립현상과 협축경사를 보였다(그림 18, 19, 표 12). 위의 결과를 임상적으로 적용해 보면 전치부 개교의 증례에서 수직 고무를 사용할 때 두 호선 모두 구치부의 직립 현상으로 치축 경사의 개선이 있었으나 형상기억합금 호선을 장착한 경우에는 보다 전방부위에서 수직하중을 줄 필요가 있으며, 구치부의 협축 경사에 대한 보상을 고려해야 된다고 사료된다. 한편 전<sup>51)</sup>과 염<sup>47)</sup>의 연구와도 비슷한 결과를 보였으나, 정량적인 차이는 나타났다. 이는 유한 요소모델에 있어서 특히 많은 영향을 미치는 구속조건 상이함과 MEAW와 형상기억합금 호선의 물성치, 그리고 제작시의 tip-back의 양에서 비롯되었다고 사료된다.

형상기억합금 호선에 II급 고무를 사용했을 때



(test #3) 상악 견치의 후방방 변위는 수직 고무를 사용했을 때(test #2) 보다 더 크게 나타났으며 test #2에서 볼 수 없었던 상악 견치의 순측 경사를 볼 수 있었다(그림 8, 9, 표 7). 소구치 및 대구치는 견치보다 적은 양의 후방 변위를 보이면서 상방으로 함입되는 직립 현상을 나타냈으나 협측 경사도 일어났으므로 실제 임상에서는 이러한 구치부가 넓어지는 것을 상쇄시킬 방법을 고려해야 한다고 생각된다. 한편으로 MEAW를 장착하고 II급 고무를 사용하였을 때(test #9)의 치아의 변위는 그림 20, 21과 표 13에서 보듯이 견치의 하방 이동량은 test #3보다 훨씬 컸으며 상악 절치의 하방이동 변위도 많은 양을 보였다. 아울러 상악 전치의 설측경사 및 후방이동이 현저하였는 바 이는 염<sup>47)</sup>의 연구와 비교하여 보면 비슷한 양상을 보이거나 본 연구에서는 염<sup>47)</sup>의 연구만큼 큰 양의 구치부 함입은 보이지 않았고 전치부의 현저한 하방이동과 아울러 소구치의 약한 하방이동으로 인한 구치부의 상대적인 함입을 관찰할 수 있었다.

형상기억합금 호선에 수직고무 및 II급 고무를 장착했을 경우(test #4)에는 상악 견치의 하방 변위량이 test #3보다 증가하였고, 수직고무의 작용으로 test #3보다 후방이동량은 다소 상쇄되었다(그림 10, 11, 표 8). 또한 같은 고무를 장착한 MEAW의 경우(test #10)에서도 그림 22, 23과 표 14에서 보듯이 test #4와 같은 양상의 변위를 보였다.

형상기억합금 호선에 III급 고무를 장착하였을 경우(test #5) 상악 제 2 대구치는 하방 변위 및 근심경사를 보였고 상악 전치의 미약한 순측경사 및 상방변위를 보였다(그림 12, 13, 표 9). MEAW의 경우(test #11)에서는 test #5와 마찬가지로 상악 제 2 대구치의 하방변위 및 근심경사를 보였으나, 상악 전치부에서는 거의 변화가 없었다(그림 24, 25, 표 15). 이러한 상악 전치부위에서 나타난 차이는 두 호선의 하중량의 차이로 인한 반력 전달의 변화, 그리고 물성치의 상이함에서 비롯된다고 사료된다.

형상기억합금 호선에 수직고무와 III급 고무를 장착하였을 경우(test #6)는 상악 제 2 대구치의

하방변위가 나타났고 상악 견치의 하방변위는 수직고무만을 걸었을 때(test #2)와 비교하면 그 양은 다소 적게 나타났다(그림 14, 15, 표 10). 이는 III급 고무가 수직고무의 하중에 영향을 끼친 결과로 생각되며 염의 연구<sup>47)</sup>와 일치한다. 그러므로 개교 경향을 보이는 III급 부정교합에서 III급 고무를 장착할 경우 수직하중의 보장이 필요할 것으로 사료된다. 또한 MEAW의 수직고무와 III급 고무를 장착하였을 경우(test #12)에는 그림 26, 27과 표 16에서 보듯이 상악 제 2 대구치의 정출을 제외하고는 수직 고무만을 걸었을 때(test #8)와 유사하였다.

위와 같은 여러 현상이 임상적으로 반드시 재현된다고는 할 수 없다. 그 이유로는 생체내 많은 변수의 상당부분을 제거, 혹은 이상화시켜 모델링을 하였기 때문이며 이에 대한 많은 조직학적, 임상적 검증이 병행되지 않았기 때문이다. 특히 유한 요소를 이용한 모델링에 있어서 가장 선행되어야 할 대상체의 물성치에 대한 정량적 연구가 선행되어야 하며 각 물체간의 상호작용등이 규명되어야 한다.

치아의 배열 형태, 혹은 위치나 그 경사도가 정상적이지 못한 치아들을 정상적 위치로 배열되게 하기 위해서는 부정교합 환자의 치열, 혹은 각 치아의 상태가 연구의 대상이 되어야 하나, 본 연구에서는 정상교합자를 연구 대상으로 채택하여 교정시 발생하는 치아의 이동 현상과 힘의 분포 상태를 고찰하여 부정교합자의 교정치료에 보탬이 되고자 하였다. 또한 본 연구는 정상적인 성격을 띄고 있으나, 다양한 교정용 고무의 장착에 따른 치아의 이동 경향 파악이 가능하였고, 앞으로의 연구에 있어서 정상 교합자 뿐만 아니라 부정교합자의 유한 요소모델도 가능하도록 프로그램을 개발하여 다음의 연구에 다소나마 도움이 될 것으로 사료된다.

## V. 결 론

curve of Spee가 있는 교정용 각형 형상기억합금 호선을 이용하여 교정력을 주었을 때 치아에서 일어나는 변위와 응력을 알아보고자 상악

치아 및 치근막의 3차원적 유한요소 모델을 제작하고 각형 형상기억합금 호선은 beam요소를 이용하여 제작한 후 그 결과를 정량적, 가시적 방법으로 조사, 분석하였다. 아울러 MEAW도 같은 방법으로 조사, 분석하여 상호 비교하였다. 이 때 전체 모형의 절점 수는 5925개이고, 요소 수는 4031개 였다. 또한 교정용 고무를 여러 방향으로 장착하여 이에 따른 치아의 변위를 고찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. curve of Spee가 있는 각형 형상기억합금 호선은 교정용 고무를 장착하지 않았을 경우 상악 전치의 압하와 순측이동을 보였고 상악 구치부는 약간의 압하 현상이 있었다. 이는 MEAW만을 장착하였을 경우와 비교하였을 때 전치부의 압하량과 순측 이동량은 MEAW에서 다소 크게 나타났고 구치부의 압하량은 형상기억합금 호선이 MEAW보다 조금 크게 나타났다.
2. 형상기억합금 호선에 수직 고무를 장착한 경우, 상악 전치의 하방변위량이 MEAW에서 보다 더욱 컸으나 상악 절치의 하방변위량은 MEAW의 경우에서 더 크게 나타났으며 두 호선 모두에서 구치부의 직립현상과 협측경사를 보였다.
3. II급이나 III급 고무의 장착 결과, 해당 치아의 정출과 torque의 변화가 관찰되었으며, II급 고무와 수직고무를 동시에 장착했을 경우에는 상악전치의 하방변위가 더욱 증가하였으나, III급 고무와 수직고무를 같이 장착했을 때는 그 변위가 감소하였다.

## REFERENCES

1. Andreasen, G.F., and Amborn, R.M.: Aligning, leveling, and torque control—a pilot study, *Angle Orthod.*, 59 : 51-60, 1989.
2. Andreasen, G.F., and Brady, P.R.: A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics, *Angle Orthod.*, 42 : 172-177, 1972.
3. Andreasen, G.F., and Morrow, R.E.: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, *Am. J. Orthod.*, 73 : 142-151, 1978.
4. Andrews, L.F.: The six keys to normal occlusion, *Am. J. Orthod.*, 62 : 296-309, 1972.
5. Andrews, L.F.: The straight wire appliance, *J. Clin. Orthod.*, 10 : 174-195, 1976.
6. Arndt, W.V.: Nickel Titanium Palatal Expander, *J. Clin. Orthod.*, XXVII : 129-137, 1993.
7. Bass, J.K., Fine, H., and Cisneros, G.J.: Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 103 : 280-285, 1993.
8. Bishara, S.E., Barrett, R.D., and Selim, M.I.: Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 103 : 115-119, 1993.
9. Burstone, C.J.: Variable-modulus orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 80 : 1-16, 1981.
10. Burstone, C.J., Every, T.W., Pryputniewicz, R.J.: Holographic measurement of incisor extrusion, *Am. J. Orthod.*, 82 : 1-9, 1982.
11. Burstone, C.J., and Morton, J.Y.: Chinese NiTi wire—a new orthodontic alloy, *Am. J. Orthod.*, 87 : 445-452, 1985.
12. Chen, R., Zhi, Y.F., and Arvystas, M.G.: Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations, *Angle Orthod.*, 62 : 59-66, 1992.
13. Coolidge, E.D.: The thickness of the human periodontal membrane, *J. Am. Dent. Assoc.*, 24 : 1260-1270, 1937.
14. De Angelis: Observations on the response of alveolar bone to orthodontic force, *Am. J. Ortho.*, 58 : 284-294, 1970.
15. Drake, S.R., Wayne, D.M., Powers, J.M., and Asgar, K.: Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending and torsion, *Am. J. Orthod.*, 82 : 206-210, 1982.
16. Fine, M.B., and Lavelle, C.L.B.: Diagnosis of skeletal form on the lateral cephalogram with a finite element-based expert system, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 101 : 318-329, 1992.
17. Fotos, P.G., Spyarakos, C.C., and Bernard, D.O.: Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the Finite Element Method, *Angle Orthod.*, 60 : 277-282, 1990.
18. Han, S., and Quick, D.C.: Nickel-Titanium spring properties in a simulated oral environment, *Angle*

- Orthod., 63 : 67-72, 1993.
19. Hudgins, J.J., Bagby, M.D., and Erickson, L.C. : The effect of long-term deflection on permanent deformation of Nickel-Titanium archwires. *Angle Orthod.*, 60 : 283-288, 1989.
  20. Hurst, C.L., Duncanson, M.G., Nanda, R.S., and Angolkar, P.V. : An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98 : 72-76, 1990.
  21. Kapila, S., and Sachdeva, R. : Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 96 : 100-109, 1989.
  22. Khier, S.E., Brantley W.A., and Fournelle R.A. : Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 99 : 310-318, 1991.
  23. Kim, Y.H. : Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire. *Angle Orthod.*, 57 : 290-321, 1987.
  24. Kim, Y.K. : Thermo-Mechanical Study of Annealed and Laser Heat Treated Nickel-Titanium Alloy Dental Arch Wire, Ph.D. Thesis, Univ. of Iowa, Dec. 1989
  25. McGuinness, N., et al. : Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study, *Angle Orthod.*, 62 : 15-21, 1992.
  26. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., and Hamanaka, H. : The super elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am.J.Orthod.Dentofac.Orthop.*, 90 : 1-10, 1986.
  27. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., and Karibe, M. : The superelastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am.J.Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94 : 89-96, 1988.
  28. Moss, M.L., Skalak, R., and Patel, H., Sen, K., Salentijn, I.M., Shinozuka, M., and Vilmann, H. : Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am.J.Orthod.*, 87 : 453-472, 1985.
  29. Ohe, M., Ishida, T., Soma, K. : A system of analyzing stress distribution in teeth and periodontium induced by orthodontic appliances. *J.Jpn.Orthod.Soc.*, 52 : 450-457, 1993.
  30. Pederson, E., Andersen, K., Mesen, B. : Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. *Eur. J.Ortho.*, 13 : 65-74, 1991.
  31. Reitan, K. : Biomechanical principles and reaction. In : Graber T.M., Swain B.F, eds. *Orthodontics, current principles and techniques*. St. Louis : The CV Mosby Company, 101-192, 1985.
  32. Reitan, K. : Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod.*, 46 : 881-900, 1960.
  33. Reitan, K., Kvam, E. : Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod.*, 41 : 1-14, 1971.
  34. Ryden, H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. *J. Periodontol.*, 45 : 283-287, 1974.
  35. Storey, E. : The nature of tooth movement. *Am. J. Orthod.*, 63 : 292-314, 1973.
  36. Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K. Yamagata, Y., and Sakuda, M. : *Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex : A study using the finite element method*. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95 : 200-207, 1989.
  37. Wheeler, R.C. : *Dental anatomy, physiology and occlusion*. ed. 5. Philadelphia, W.B. Saunders Co. : 135-260, 1974.
  38. 강홍식, 유영규 : 상악 전방 견인시 악안면골의 초기 반응에 관한 Laser Holograph 연구, 대한치과교정학회지, 18 : 367-386, 1988.
  39. 김광호, 손병화, 박영철 : 각종 Headgear를 사용한 정형력이 두개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 71-84, 1986.
  40. 김영원, 손병화 : 견치 원심이동시의 초기 변화에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 18 : 25-53, 1988.
  41. 김주영, 손병화 : Reverse Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 15 : 7-21, 1985.
  42. 김충배, 양원식 : Laser Holography를 이용한 상악 Headgear 견인에 따른 안면두개골의 초기 반응에 관한 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 31-41, 1986.
  43. 김현순, 남동석 : 경부고정 Headgear 사용시 안면두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 17 : 185-198, 1987.
  44. 박준상, 양원식 : 상악골 확장이 안면골에 미치는 영향에 관한 Laser Holography 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 43-51, 1986.
  45. 사토 사다오 : 부정교합 치료를 위한 새로운 접근, 지성출판사, 1992.
  46. 안의영, 정규립 : 유한요소법에 의한 하악 제1대구치의 Cervical Traction의 효과에 관한 역학적 연구, 대한치과교정학회지, 19 : 45-59, 1987.
  47. 염정배, 이병태 : Multiloop Edgewise Arch-Wire가 야

- 기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 19 : 45-60, 1989.
48. 이용국, 장영일 : Multiloop Edgewise Arch-Wire (MEAW)의 하중변형률에 대한 연구, 서울대학교 치의학 박사학위 논문, 1993.
  49. 장영일 : 제1소구치 발치와 상악 제2대구치 발치에 관한 감별진단 연구, 대치협지, 22 : 129-140, 1984.
  50. 장재완, 손병화 : 상악 중절치 후방 이동시의 이동양상에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 21 : 617-633, 1991.
  51. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석, 대한치과교정학회지, 21 : 31-50, 1991.
  52. 정돈영, 손병화, 박영철 : 정상교합자의 치관 경사도에 관한 연구, 대한치과교정학회지, 16 : 15-164, 1986.
  53. 조정현, 이기수 : 상악제1대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 23(2) : 263-273, 1993.
  54. 조호구, 이기수 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 14 : 75-91, 1984.
  55. 최진휴, 김종철 : Molar uprighting spring에 의해 발생하는 치조골내의 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 21 : 353-364, 1991.
  56. 황치일, 서정훈 : 상악호선에 Torque부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한 요소법적 연구, 서울대학교 치의학박사학위 논문, 1993.
  57. ————— : Multiloop Edgewise Archwire Technique, MEAW Technique and Research Foundation 한국지부, 지성출판사, 1991.

-ABSTRACT-

## MECHANICAL ANALYSIS ON THE SHAPE-MEMORY ARCH WIRE

Jin-Hyung Lee, Dong-Seok Nahm

*Dept. of Orthodontics, College of dentistry, Dankook University*

This study was designed to investigate the displacements and reaction forces of teeth caused by the application of the rectangular shape-memory arch wires with curve of Spee. Computer-aided three dimensional finite element method was adopted. This finite element model consists of brick element for teeth, beam element for the wire, and contact element for the periodontal ligament. And the application of the MEAW(Multiloop Edgewise Arch Wire) was also studied so that the results of the two methods can be compared each other. Total number of the nodes and elements were found to be 5925 and 4031, respectively. In addition, several types of elastics and corresponding displacements and reaction forces were examined.

The findings of this study were as follows:

1. When the rectangular shape-memory arch wire with curve of Spee was used alone, the intrusion and labioversion was noticeable on the upper incisors, while the upper molars showed less intrusion. With MEAW, the intrusion and labioversion of the upper incisors were slightly larger than those when the shape-memory arch wire was used, but on the upper molars the opposite result was obtained with respect to the intrusion.
2. The shape-memory arch wire with the vertical elastics caused the larger downward displacement on the upper canine than that when the MEAW was used with the vertical elastics. However, the downward displacement of the upper incisors was larger in MEAW. The uprighting and buccoversion of the molars were observed in both cases.
3. The use of the Class II or III elastics showed the extrusion and changes in torque of the corresponding teeth. The downward displacement of the upper canine was increased when the Class II and vertical elastics were applied simultaneously, but it was decreased when both of the Class III and vertical elastics were used

KOREA. J. ORTHOD. 1994 : 24(3) : 735-758

**Key words** : Finite Element Method, Shape-Memory Arch Wire, Displacement

## 논문 사진 부도 설명

- 사진 1. 상악 우측 7개 치아의 유한요소 모델
- 사진 2. 형상기억합금 호선만을 장착한 경우의 변위(test #1)
- 사진 3. test #1에 수직 고무를 장착한 경우의 변위(test #2)
- 사진 4. test #2의 수직 변위
- 사진 5. test #1에 II급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #3)
- 사진 6. test #3의 수직 변위
- 사진 7. test #1에 수직 및 II급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #4)
- 사진 8. test #4의 수직 변위
- 사진 9. test #1에 III급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #5)
- 사진 10. test #5의 수직 변위
- 사진 11. test #1에 수직 및 III급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #6)
- 사진 12. test #6의 수직 변위
- 사진 13. MEAW만을 장착했을 경우의 변위(test #7)
- 사진 14. test #7의 수직 변위
- 사진 15. test #7에 수직 고무를 걸었을 경우의 변위(test #8)
- 사진 16. test #7에 II급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #9)
- 사진 17. test #7에 수직 및 II급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #10)
- 사진 18. test #7에 III급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #11)
- 사진 19. test #11의 수직 변위
- 사진 20. test #7에 수직 및 III급 고무를 걸었을 경우의 변위(test #12)



