

## 대구치 직립 스프링 적용시 반작용에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

최 유 경<sup>1)</sup> · 김 태 우<sup>2)</sup> · 서 정 훈<sup>3)</sup>

하악 제1대구치가 상실되고 하악 제2대구치가 근심으로 경사된 경우 이를 직립 시키기 위하여 직립 스프링을 사용하였을 때 초기에 나타나는 응력 분포와 치아의 변위 양상을 살펴보고 여러 조건하에서의 변화를 비교, 분석하여 바람직하지 못한 치아 이동을 감소시키기 위한 방안을 모색하고자 본 연구를 시행하였다.

3차원 유한요소법을 이용하여 하악 치아, 치근막과 치조골의 형태와 물리적 특성을 컴퓨터로 재현시키고 브라켓을 모형화하여 치아에 부착한 후 helical spring, root spring, T-loop, modified T-loop, box loop 등 5가지 형태의 스프링을 beam 요소로 모형화하여 적용시켜 유한요소 모델을 제작하였다. 스프링의 형태, cinch-back 여부, activation 양, tip-back bend의 크기에 따른 차이를 보기 위하여 여러 조건하에서 단선 적용시 나타나는 힘과 모멘트, 치아이동 변위를 개개치아의 FA point에서 계측하여 비교, 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Helical spring과 root spring 적용시 하악 견치와 제1소구치의 압하가 일어났고, 하악 제2대구치의 원심이동과 정출, 원심회전이 일어났다.
2. T-loop, modified T-loop, box loop 적용시 하악 제2소구치의 압하와 원심이동이 일어났고, 하악 제2대구치의 직립에 필요한 원심이동과 원심회전은 T-loop에서 가장 크게 나타나고, box loop에서 가장 작게 나타났다.
3. T-loop에서 cinch-back을 한 경우 하악 제2대구치 치관의 원심이동과 원심회전은 약간 감소하였으나, 치아의 정출도 동시에 감소하였다.
4. T-loop에서 activation양을 증가시킴에 따라 하악 제2대구치의 근심이동이 점차 증가하여 공간폐쇄 경향을 보였고, 치관의 원심회전 역시 점차 증가하였으나, 하악 제2소구치의 원심 이동도 약간 증가하였다.
5. T-loop에서 tip-back bend의 양을 증가시킴에 따라 하악 제2대구치의 직립에 필요한 원심이동과 원심회전이 점차 증가하였으나, 치아의 정출은 더욱 급격히 증가하였다.

( 주요단어 : 대구치 직립 스프링, 유한요소법, activation, tip-back bend )

### I. 서 론

제1대구치는 영구치 중에서 비교적 조기에 맹출되는 치아로 치아우식증에 이환되기 쉬우며 이로 인한

제1대구치의 상실은 임상에서 흔히 접하게 되는 문제로 이 상태가 지속되는 경우 인접 제2대구치의 근심경사와 제2소구치의 원심경사가 흔히 동반되어 일어난다. 또한 치아상실 부위의 치조골의 흡수가 일어나 수직적 뿐만 아니라 협설측으로도 치조골의 감소가 있게 되며, 근심 경사된 제2대구치는 저작압 등을 통한 비정상적인 응력을 받게 되어 근심에 치주낭이 형성되기 쉽다<sup>50)</sup>.

상실된 제1대구치의 수복을 위한 보철물의 제작에

<sup>1)</sup> 서울대학교 치과대학 교정학교실, 치의학 박사

<sup>2)</sup> 서울대학교 치과대학 교정학교실, 조교수

<sup>3)</sup> 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

\* 본 연구는 서울대학교 발전기금 농협(95-15-2148) 학술연구비 지원에 의해 이루어짐.

Table 1. Mechanical properties of components

Material	Young's modulus (Kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio(ν)
Tooth	$2.0 \times 10^3$	0.3
Periodontal ligament	$6.8 \times 10^{-2}$	0.49
Alveolar bone	$1.4 \times 10^3$	0.3
Bracket	$21.4 \times 10^3$	0.3
Wire(stainless steel)	$21.4 \times 10^3$	0.3

는 근심 경사된 제2대구치를 지대치로 사용하게 되는데 이를 위해서는 우선적으로 근심 경사된 치아의 직립이 필요하다. 근심 경사된 지대치를 직립시켜야 하는 이유로, Hirschfeld<sup>38)</sup>는 교합력이 넓게 분산되고 치아의 장축방향으로 향해야 치주조직의 손상이 적다고 하였고, Chasens<sup>33)</sup>는 치아를 직립 시킴으로써 보다 기능적으로 유리한 관계를 갖게되며 교합력은 치아의 장축방향에 가깝게 전환되고 치아의 임상적 치관의 길이를 개선할 수 있으며 치관의 형태를 치주건강의 관리에 좋게 수복시킬 수 있다는 장점이 있다고 하였으며 이밖에도 여러 연구에서 근심경사된 구치의 직립 후 치주낭의 깊이가 감소되고, 치은의 형태가 양호해지는 등 치주조직의 건강이 좋아진다는 보고가 있다<sup>30,42,49,58)</sup>. 따라서, 근심 경사된 구치를 지대치로 사용하기 위해서는 우선 교정치료로 치아를 직립시키고 동시에 치주건강의 회복이 선행되어야 한다.

치아에 교합력이 가해질 때 나타나는 치근막과 치조골에서의 응력을 분석하고 치아이동을 생역학적으로 분석하기 위한 방법으로 strain guage법, 광탄성법 및 유한요소법 등이 이용되어 왔으며, 직립 스프링의 작용에 관한 연구로 광탄성법을 이용한 전<sup>19)</sup> 과 죄<sup>24)</sup> 등의 연구가 있었으나 이는 주로 치아 여러 부위의 상대적인 응력분포를 보고하였고, 실제적인 치아의 이동양상을 응력분포를 통해 유추되고 있다.

이에 저자는 하악에서 제1대구치가 상실되고 제2대구치가 근심 경사된 3차원 유한요소모델을 제작하여, 여러 형태의 직립 스프링(uprighting spring)을 적용하였을 때 나타나는 모든 힘 체계와 치아의 이동양상을 살펴보고 바람직하지 않은 치아이동을 감소시키기 위한 방안을 모색하고자, 여러 조건하에서 탄선이 발휘하는 힘과 모멘트, 치아 이동의 변위를 정량적 및 가시적으로 평가하고 비교, 분석하고자 하였다.

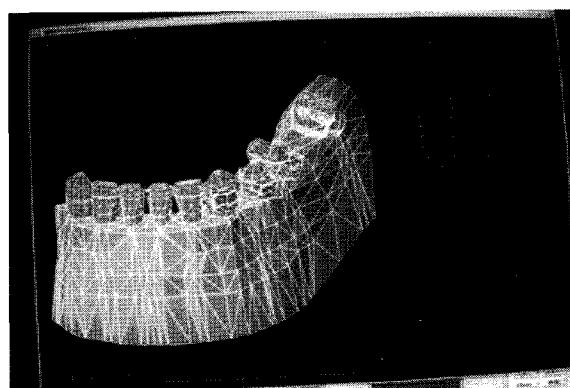


Fig. 1. FEM model of lower teeth &amp; bone

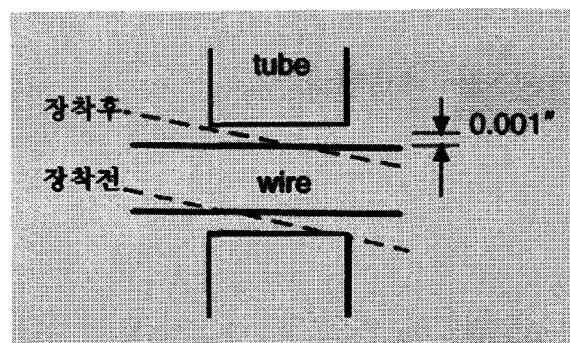


Fig. 2. play를 고려한 구속조건의 설명

## II. 연구재료 및 방법

### A. 유한요소 모델의 제작

본 연구에 포함된 유한요소 모델은 크게 치아, 치근막, 치조골, 브라켓(bracket), 호선(wire) 그리고 직립을 위한 여러 종류의 스프링(spring)들이다. 모델에 포함된 치아는 하악 좌측 중절치에서 제2대구치까지 제1대구치를 제외한 6개와 하악 우측 중절치에서 견치까지 3개를 포함하여 총 9개로, 각 치아의 형상은 Wheeler<sup>60)</sup>의 수치와 치아 모형을 참고로 하였다. 치관의 근원심 경사도(angularization)와 협설 경사도(inclination)는 하악 우측 견치에서 좌측 제2소구치까지는 Andrews<sup>28)</sup>, 박<sup>10)</sup>, 이<sup>14)</sup>, 김<sup>4)</sup> 등의 연구를 참고로 하여 정상적인 각도로 가정하였으며, 제1대구치가 상실된 경우를 모형화하기 위하여 제1대구치는 제외시키고 제2대구치는 치아의 장축을 근심으로 30°경사시켰다. 치열궁의 형태는 'A' company의 Tru-arch form을 기준으로 하였으며, 회기분석을 이용하여 치열궁 형

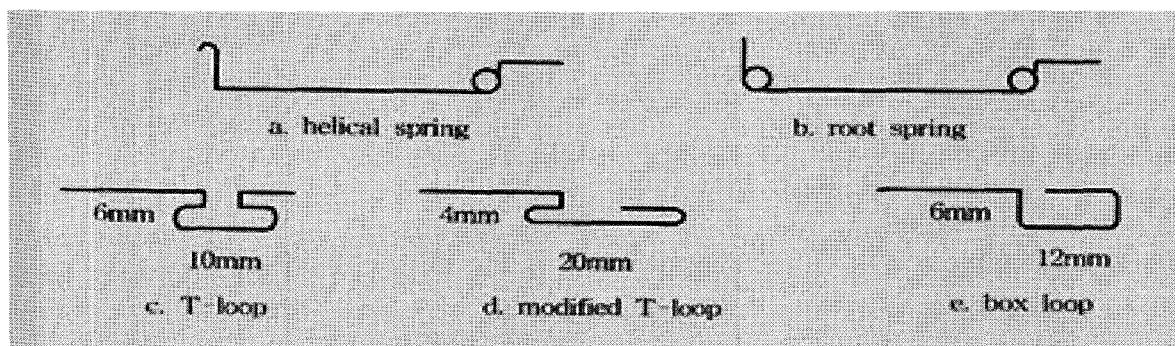


Fig. 3. Five types of molar uprighting springs

태를 좌표화한 후 이에 따라 치아를 배열하였다(Fig. 1). 치근막의 두께는 Coolidge<sup>34)</sup>의 연구를 참고로 0.25mm로 균일하게 설정하였고, 브라켓은 0.018" × 0.025" 표준 브라켓을 모형화하여 각 치아 치관의 FA point와 브라켓 slot의 중심이 일치하도록 부착하였다. 호선과 직립 스프링은 0.016" × 0.022" stainless steel 각형 호선으로 제작되었고, 모든 치아에서 치축경사도에 따라 호선이 브라켓 slot에 passive하게 삽입되도록 torque를 조절하였다. 반대측 견치에서 이환측 견치까지 6개의 치아는 설측에 0.036" stainless steel을 이용한 설측 호선(lingual arch)을 부착하여 고정원을 보강하였다.

본 연구에서 사용한 모델에 포함된 구성요소의 물성치는 Tanne<sup>54,55)</sup> 등의 연구를 근거로 하여 채택하였고 Table 1에 수치를 제시하였다.

사용된 요소의 형태는 치근막은 thin shell 요소로, base arch wire 및 스프링은 3차원 beam 요소로, 그 외의 모델은 3차원의 사면체 또는 육면체 요소로 분할하였다. 모델별로 요소 및 절점의 수에 다소간의 차이는 있으나 평균적으로 5803개의 요소와 2071개의 절점이 사용되었다.

구속조건은 유한요소의 해석에 가장 중요한 영향을 미치는 인자중의 하나로, 본 연구에서는 치조골의 하단부를 변형 및 회전이 없다는 가정 하에 모두 구속하였다. 또한 치아와 브라켓은 일체형으로 간주하여 상호간의 상대적인 이동은 없는 것으로 간주하였다. 또한 스프링이 협관(buccal tube)에 장착되었을 경우 play의 효과를 고려하기 위하여 스프링이 협관을 통과하는 부분에서 근심연에서는 상방으로 0.001 inch, 설측으로 0.0015 inch의 이동을 고려하였으며, 원심연에서는 하방으로 0.001 inch, 순측으로 0.0015

inch의 이동을 고려하였다. 상하방향으로의 play를 고려한 도식적인 설명이 Fig. 2에 나타나 있다.

## B. 조사내용

제2대구치를 직립하기 위해 사용한 스프링의 종류는 5가지로 0.016" × 0.022" stainless steel 호선을 사용하였고 그 형태가 Fig. 3에 나타나 있다.

Fig. 3에서 나타난 스프링의 종류 중 helical spring<sup>52)</sup>과 root spring<sup>9)</sup>의 경우는 sectional arch wire mechanics를 이용한 방법으로 이환측 견치에서 제2 소구치까지는 0.016" × 0.022" stainless steel wire를 base arch로 장착하여 한 unit로 묶은 상태가 되도록 고안하였으며, helical spring의 경우 근심의 hook를 견치와 제1소구치 사이에 걸었고, root spring의 경우 근심단을 견치와 제1소구치 사이에 base arch에 부착된 washer에 삽입하였다. T-loop, modified T-loop, box loop<sup>41)</sup>은 견치에서 직립을 필요로 하는 제2대구치까지 continuous arch를 장착하였고<sup>50)</sup>, 견치에서 제2소구치까지는 roping의 효과를 부여하기 위하여 브라켓의 근심연과 원심연에서 호선의 절점과 브라켓의 절점을 coupling하여 이동을 제한하였다.

위의 여러 종류의 탄선의 형태를 여러 조건하에서 적용하여 탄선이 각 치아에 발휘하는 힘과 모멘트를 계측하고 치아이동 양상을 살펴보았다.

1. 직립 스프링의 형태에 따른 차이를 보기 위하여 각 탄선 적용시 치아에 가해지는 힘과 모멘트, 치아이동 범위를 계측하였다. 구치의 직립을 위하여 각 경우에서 30°의 tip-back bend를 부여하였다. 그러나, 제2대구치를 30°근심경사시켜 모형화하였으므로 실제적으로는 60°의 각도가 부여된 효

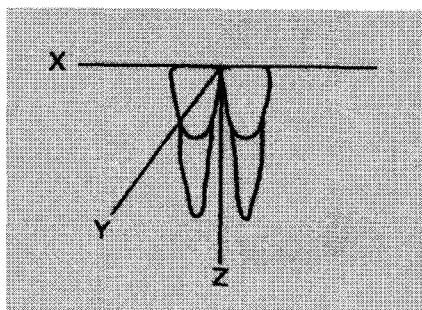


Fig. 4. 전체좌표계

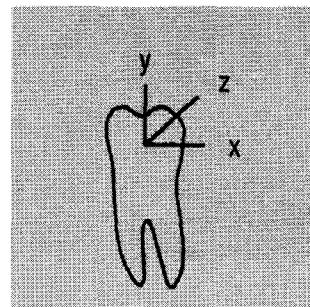


Fig. 5. 지역좌표계

과를 보여주고 있다.

2. T-loop에서 cinch-back 여부에 따른 차이를 보기 위하여 제2대구치 원심에서 cinch를 하여 그 효과를 비교 분석하였다.
3. 제2대구치를 근심 이동시키면서 직립하기 위하여 T-loop의 distal end를 후방으로 당겨 activation한 후 cinch하여 그 결과를 비교하였다. Activation 양은 각각 0.5mm에서 1.0, 1.5, 2.0mm로 증가시켜 activation 정도에 따른 차이를 비교 분석하였다.
4. Tip-back bend의 크기에 따른 차이를 보기 위하여 T-loop의 distal end에 각각 20°, 25°, 30°, 35°의 tip-back bend를 부여하여 비교 분석하였다.

### C. 해석방법

치아의 배열 및 결과의 해석을 위해서는 기준좌표계의 설정이 필요한데, 본 연구에서는 직교좌표계로서 전체좌표계와 지역좌표계 두 가지로 나누어 설정하였다. 전체좌표계가 Fig. 4에 나타나 있는데, 양측 중절치의 절단연을 이은 선의 중점을 원점으로 잡고 +X 방향을 근심방향, +Y를 순측방향, 그리고 +Z를 하방으로 설정하였다. 반면 지역좌표계는 각 치아에 설정된 것으로서 치관의 협설경사도, 근원심 경사도 그리고 해석 후 힘과 치아의 이동을 용이하게 설명하기 위하여 설정된 것이다. 지역좌표계는 FA(facial axis) point를 원점으로 하여 +x는 원심 방향, +y는 상방향, 그리고 +z는 순측방향을 나타내도록 설정하였으며 이 좌표계를 바탕으로 결과부분의 모든 수치를 표시하였다(Fig. 5).

유한요소를 이용한 교정학의 연구에서 선형이론을 근거로 한 유한요소의 해석은 변형이 아주 작을 때에 사용 가능한 이론으로서 본 연구에서의 직립 스프링과 같이 변형이 클 경우에는 실제 실험치와 일치하지

않는 결과를 갖게 된다. 따라서 본 연구에서는 기하학적 비선형을 고려한 대변형(large deformation) 이론을 근거로 한 비선형 해석방법으로 접근하여 실제 교정력을 유한요소를 사용하여 부과하였다.

본 연구에서 중점적으로 고찰해야 할 것은 직립력과 직립을 위해 사용되는 스프링으로 인해 치아에 발생되는 부가적인 힘, 그리고 이러한 힘으로 인해 나타나는 각 치아의 이동, 회전 양상으로 우선 스프링을 모형화한 후 협관의 접촉 부위에 전술한 일정 거리의 구속을 부과하고, 스프링의 hook에 강제 변위를 부과한 후 이로 인해 협관의 접촉부위에서 발생하는 힘과 hooking 시 호선을 통해 주위의 브라켓에 전달되는 힘을 계산하여 부과하였다. 이를 바탕으로 각 치아의 이동 현상을 3차원으로 고찰하기 위하여 전술한 지역좌표계를 각 치아의 FA point를 원점으로 설정한 후 3차원 방향으로 변위와 회전, 그리고 반력과 모멘트를 계산하였다.

본 실험에서 유한요소 분석을 위한 프로그램은 미국 Swanson Analysis사의 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS(ver. 5.3)을 사용하였고, 컴퓨터는 미국 Silicon Graphics 사의 INDIGO R-4000을 사용하였다.

### III. 연구결과

1. 여러 종류의 직립 스프링을 장착하였을 때 개개 치아의 FA point에 나타나는 힘( $F_x, F_y, F_z$ )과 모멘트( $M_x, M_y, M_z$ ), 치아의 치체변위( $U_x, U_y, U_z$ )와 회전변위( $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ )에 대한 계측치를 Table 2에 제시하였다. 치아에서 나타나는 반력을 살펴보면 직립시키고자 하는 제2대구치에서 근원심 방향으로는 5가지 형태의 직립 스프링 모두 원심으로 향했고, 상하 방향으로는 상방으로 나타났다. 그 크기는 T-loop에서 원심으로의 반력이 가장 크게 나타

Table 2. Forces, moments &amp; displacements produced by 5 types of uprighting springs

tooth	type of spring	Force (gf)			Moment (gf-mm)			Translation ( $10^{-5}$ mm)			Rotation ( $10^{-5}$ radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	$\theta_x$	$\theta_y$	$\theta_z$
3	helical	13.7	-13.8	10.9	3.2	-1.3	-6.3	1.6	-0.4	0.7	0.2	-0.2	-0.4
	root	9.4	-1.0	0.7	-	-	-2.9	0.4	-0.4	0.1	-	-0.1	-1.1
	T	7.8	-	-	-	-	-	0.2	0.1	0.3	-0.1	-	-0.1
	mod.t	0.1	-0.1	0.6	-0.1	-0.2	-0.4	0.1	-0.2	0.1	0.1	-0.1	-0.2
	box	-0.1	0.1	0.1	-	-	-	-	-0.1	-	0.1	-0.1	-
4	helical	-6.3	-28.4	12.3	-7.0	7.6	6.8	-1.2	-0.9	0.8	-0.1	0.4	0.3
	root	-10.4	-0.4	6.3	0.6	-0.3	3.7	-0.6	-0.2	0.3	0.4	-0.2	1.2
	T	12.4	-8.4	19.4	0.1	0.1	-0.1	0.6	-0.9	0.6	0.1	0.1	-0.2
	mod.t	4.9	-1.8	6.8	0.7	-0.4	-2.1	0.2	-0.7	0.4	0.6	-0.4	-0.8
	box	5.4	-3.7	7.3	0.4	-0.4	-0.4	0.3	-0.3	0.2	0.1	-0.2	-0.1
5	helical	-2.8	-0.9	6.8	0.8	2.3	0.8	-0.1	-0.1	0.3	0.5	0.1	-
	root	-8.5	-15.2	19.3	0.9	-0.6	2.4	-0.3	-0.7	0.7	0.7	-0.5	0.8
	T	24.6	-20.4	24.8	0.2	0.4	-3.2	1.0	-2.8	1.2	0.8	0.4	-2.4
	mod.t	9.5	-44.6	17.4	1.0	-0.7	-4.3	0.4	-1.2	0.6	0.8	-0.6	-1.8
	box	16.7	-38.4	20.4	1.2	0.8	-8.1	0.6	-1.7	0.4	0.4	0.4	-0.4
7	helical	61.4	62.3	-4.7	27.2	-6.3	-52.7	2.6	2.1	-0.3	4.3	-1.2	-23.9
	root	19.7	87.4	35.9	3.9	11.3	-27.2	0.8	2.4	1.2	1.7	4.2	-20.3
	T	75.3	160.3	35.7	11.5	6.8	-45.7	3.2	6.9	1.2	8.2	2.8	-37.3
	mod.t	22.3	85.3	34.3	4.8	13.4	-34.9	1.0	2.0	1.1	1.9	5.0	-31.3
	box	41.6	42.4	28.9	7.6	4.3	-20.7	2.0	2.4	0.8	3.3	1.7	-14.8

Fx : force acting in X-axis direction (+:distal, -:mesial)

Fy : force acting in Y-axis direction (+:extrusive, -:intrusive)

Fz : force acting in Z-axis direction (+:buccal, -:lingual)

Mx : moment rotating on X-axis (+:crown buccal, -:crown lingual)

My : moment rotating on Y-axis (+:mesiofacial, -:mesiolingual)

Mz : moment rotating on Z-axis (+:crown mesial, -:crown distal)

Ux : mesio-distal displacement (+:distal, -:mesial)

Uy : up-down displacement (+:extrusive, -:intrusive)

Uz : bucco-lingual displacement (+:buccal, -:lingual)

 $\theta_x$  : bucco-lingual rotation (+:crown buccal, -:crown lingual) $\theta_y$  : mesiofacial or mesiolingual rotation (+:mesiofacial, -:mesiolingual) $\theta_z$  : mesio-distal rotation (+:crown mesial, -:crown distal)

높고 상방으로도 역시 T-loop에서 가장 큰 반력을 보였다. 협설방향으로는 helical spring을 제외한

모든 경우에서 협축으로의 반력이 나타났으나 그 크기는 다른 방향에 비해 작게 나타났다. 그 외의

Table 3. Forces, moments &amp; displacements produced by T-loop without/with cinch-back

tooth	T loop	Force (gf)			Moment (gf-mm)			Translation ( $10^{-5}$ mm)			Rotation ( $10^{-3}$ radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	Ox	Oy	Oz
3		7.8	-	-	-	-	-	0.2	0.1	0.3	-0.1	-	-0.1
	cinch	3.5	1.1	-	-	-0.1	-	0.1	0.1	0.1	-0.1	0.1	-0.6
4		12.4	-8.4	19.4	0.1	0.1	-0.1	0.6	-0.9	0.6	0.1	0.1	-0.2
	cinch	7.9	-3.4	9.7	0.2	0.6	-1.2	0.3	-0.1	0.3	0.6	0.2	-1.0
5		24.6	-20.4	24.8	0.2	0.4	-3.2	1.0	-2.8	1.2	0.8	0.4	-2.4
	cinch	23.4	-13.3	15.3	0.4	1.2	-2.2	0.6	-1.4	0.6	1.1	0.8	-1.5
7		75.3	160.3	35.7	11.5	6.8	-45.7	3.2	6.9	1.2	8.2	2.8	-37.3
	cinch	42.7	78.4	28.4	7.6	8.4	-35.6	1.4	2.3	1.1	2.8	2.9	-27.2

치아에서의 반력을 보면 helical spring과 root spring은 sectional wire로 적용점이 견치와 제1소구치 사이이므로 견치에 원심하방으로의 반력이 제1소구치에 근심하방으로의 반력이 나타났다. 그 외의 loop들은 continuous wire가 삽입되었으므로 제2소구치에서 가장 큰 힘이 나타났고, 방향은 원심 하방으로 나타났다. 모든 경우에 있어서 설측호선으로 anchorage를 보강한 반대측 견치에서 이환측 측절치까지는 거의 영향이 미치지 않았다. 치아의 치체변위 양상을 살펴보면 제2대구치에서는 모두 원심상방 이동이 크게 나타났고 T-loop에서 가장 큰 변위량을 보였다. 그 외의 치아에서는 helical spring과 root spring에서는 견치가 원심하방으로, 제1소구치가 근심하방으로 약간 이동하였고, 그 외의 loop에서는 제2소구치가 원심하방으로 이동하였으며 하방이동량은 T-loop에서 가장 크게 나타났다. 그 외의 치아에서는 경미한 이동만이 나타났다. 근심 경사된 구치를 원심 회전시키기 위한 모멘트를 살펴보면 제2대구치에서 모든 경우에서 원심회전 모멘트가 월등하게 크게 나타났으며 helical spring에서 가장 큰 수치를 보였고 box loop에서 가장 작은 수치를 보였다. 협설방향으로는 치관 협축 모멘트가 helical spring에서 가장 크게 나타났다. 나머지 치아에서는 helical spring에서 견치의 치관원심 모멘트와 제1소구치의 치관근심 모멘트가 약간 나타났으며 그 외에서는 경미한 모멘트를 보였다. 치아의 회전변위는 제2대구치에서 치관의

Table 4. Displacements of mesial root apex of lower second molar produced by T-loop with various activations

	Translation ( $10^{-5}$ mm)		
	Ux	Uy	Uz
T-loop without cinch	0.3	0.3	1.1
T-loop with cinch	0.1	0.3	1.0
T-loop with 0.5mm act.	-1.5	2.5	0.9
T-loop with 1.0mm act.	-1.8	2.3	0.9
T-loop with 1.5mm act.	-2.2	2.1	1.0
T-loop with 2.0mm act.	-2.5	2.0	1.1

원심회전이 월등하게 크게 나타났고, T-loop에서 가장 큰 수치를 보였다. 다른 방향으로는 치관의 협축회전과 근심순축회전이 약간 나타났다. 다른 치아에서는 경미한 회전이동만을 보였다.

2. T-loop을 이용한 제2대구치의 직립에서 제2대구치 원심에서의 cinch-back 여부에 따른 차이를 보기 위해 두 경우에서 개개치아의 FA point와 제2대구치의 근심치근단(mesial root apex)에 나타나는 힘과 모멘트, 치아변위를 계측하여 Table 3과 Table 4에 제시하였다. cinch를 한 경우 힘을 보면 전반적으로 그 크기가 감소하였고 특히 제2대구치에서 원

Table 5. Forces, moments &amp; displacements produced by T-loop with 0.5, 1.0, 1.5 &amp; 2.0mm activation

tooth	activation (mm)	Force (gf)			Moment (gf/mm)			Translation (10 <sup>-5</sup> mm)			Rotation (10 <sup>-5</sup> radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	θx	θy	θz
3	0.5	4.1	1.0	-	0.1	-0.1	-0.1	0.1	-	-	-	-	-0.6
	1.0	4.6	0.8	-	0.1	-	-	0.3	-	-	-	-	-0.5
	1.5	5.1	0.9	0.1	-	-	-	0.4	-	-	-	0.1	-0.2
	2.0	5.9	0.8	0.1	0.1	-0.1	-	0.5	-	-	0.1	0.1	-0.1
4	0.5	10.3	-3.1	8.8	0.3	0.7	-0.9	0.5	-0.1	0.2	0.7	0.2	-0.9
	1.0	11.3	-2.4	7.3	0.2	0.4	-0.7	0.6	-	0.1	0.8	0.1	-0.8
	1.5	13.9	-2.1	8.3	0.3	0.6	-0.6	0.8	-	0.2	0.7	0.2	-0.5
	2.0	15.1	-2.7	8.9	0.9	0.5	-0.9	1.0	-	0.3	0.8	0.2	-0.6
5	0.5	27.6	-61.4	14.7	0.5	1.1	-2.1	0.8	-0.3	0.5	1.0	0.7	-1.3
	1.0	28.2	-59.9	13.9	0.6	1.0	-1.9	0.9	-0.2	0.4	1.1	0.6	-1.2
	1.5	31.2	-58.3	12.3	0.9	0.9	-1.6	1.1	-1.2	0.3	1.2	0.5	-1.1
	2.0	33.7	-56.3	14.0	1.1	0.8	-1.7	1.3	-1.1	0.4	1.4	0.4	-1.0
7	0.5	-38.4	77.2	30.4	7.3	8.6	-34.9	-0.8	2.1	1.0	2.7	2.9	-28.2
	1.0	-40.6	71.3	30.6	7.1	8.7	-38.4	-1.2	2.0	1.0	2.8	2.8	-30.3
	1.5	-44.7	70.1	31.9	8.8	7.9	-40.7	-1.4	1.9	1.1	3.0	2.6	-33.3
	2.0	-47.9	69.2	32.3	9.2	6.8	-46.3	-1.7	1.8	1.3	3.1	2.3	-36.9

심방향과 상방으로의 힘이 상당히 감소하였다. 치아의 치체변위는 제2소구치에서 원심이동과 하방 이동이 감소하였고, 제2대구치에서도 원심이동과 상방이동이 상당히 감소하였다. 제2대구치에서 치근의 이동도 cinch 후 원심이동이 감소되었다. 모멘트는 제2대구치의 치관 협측 모멘트와 치관 원심 모멘트가 감소하였고, 치아의 회전변위도 제2대구치의 치관 협측 회전과 치관 원심 회전이 감소하였다.

3. T-loop을 이용한 제2대구치의 직립에서 loop의 activation양에 따른 변화를 보기 위하여 distal end를 후방으로 당겨 각각 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm만큼 activation하고 cinch한 경우 개개치아의 FA point와 제2대구치의 근심치근단에 나타나는 힘과 모멘트, 치아의 변위량을 계측하여 Table 4와 Table 5에 제시하였다. 힘의 변화를 살펴보면 견치, 제1소구치, 제2소구치 모두에서 원심으로 점차 큰 힘을

보였으나, 그 변화량은 미약하였다. 제2대구치에서는 activation을 한 후 원심에서 근심으로 방향이 전환되었고, activation force가 증가함에 따라 근심으로 점차 큰 힘이 나타났다. 상하방향으로는 소구치에서 하방으로, 제2대구치에서는 상방으로 힘이 나타났으나 그 크기는 activation양의 증가에 따라 점차 감소되는 경향을 보였다. 치아의 치체변위도 제2대구치의 근심이동량이 점차 증가하였고, 상방 이동은 점차 감소하였다. 제2대구치 치근의 이동을 살펴보면 치관의 이동과 같은방향으로 나타났고, 그 크기는 근심과 상방으로 치관에서보다 더 큰 수치를 보였다(Table 4). Activation 양의 증가에 따라 치근의 근심이동량은 증가하였고, 상방이동량은 감소하였다. 모멘트를 살펴보면 제2소구치의 원심 모멘트가 점차 감소하고 제2대구치의 원심 모멘트는 점차 증가하는 양상을 보였다. 치아의 회전변위도 제2소구치의 원심회전은 점차 감소하고 제2

Table 6. Forces, moments &amp; displacements produced by T-loop with various tip-back bend

tooth	tip-back bend (°)	Force (gf)			Moment (gf-mm)			Translation ( $10^{-5}$ mm)			Rotation ( $10^{-5}$ radian)		
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Ux	Uy	Uz	Bx	By	Bz
3	20	3.4	0.1	-	-	-	-	0.1	-	0.1	-	-	-0.1
	25	5.4	-	-	-	-	-	0.1	0.1	0.2	-	0.1	-0.1
	30	7.8	-	-	-	-	-	0.2	0.1	0.3	-0.1	-	-0.1
	35	11.4	-	0.1	-	0.1	-0.3	0.6	0.1	0.6	-	0.1	-0.1
4	20	4.4	-5.6	6.8	0.1	0.1	-	0.2	-0.6	0.2	0.1	0.1	-0.2
	25	10.5	-5.7	9.1	-	0.1	-	0.5	-0.6	0.4	0.1	0.2	-0.2
	30	12.4	-8.4	19.4	-	0.1	-0.1	0.6	-0.9	0.6	0.1	0.1	-0.2
	35	21.8	-10.2	21.9	-	0.5	-0.7	1.1	-1.5	0.9	0.2	0.3	-0.3
5	20	16.3	-10.2	18.8	0.1	0.3	-1.3	0.7	-1.3	0.4	0.4	0.2	-1.6
	25	31.3	-15.3	21.4	0.1	0.5	-1.7	1.1	-1.7	0.6	0.5	0.4	-1.8
	30	44.6	-20.4	24.8	0.2	0.8	-3.2	1.3	-2.8	0.8	0.8	0.4	-2.0
	35	54.4	-30.5	34.6	0.3	1.2	-3.9	2.1	-3.7	1.2	1.6	0.9	-2.1
7	20	42.7	78.9	24.3	6.2	3.7	-38.9	2.1	2.1	0.7	4.4	1.5	-21.2
	25	51.4	109.5	29.1	7.8	5.3	-42.4	2.5	4.2	0.9	5.4	2.0	-27.4
	30	75.3	160.3	35.7	11.5	6.8	-45.7	3.2	6.9	1.2	8.2	2.8	-37.3
	35	80.3	203.4	42.7	12.8	5.9	-47.5	3.8	9.8	1.7	8.6	3.0	-42.8

대구치의 협축회전 증가, 근심순축 회전 감소, 원심 회전 증가 경향을 보였다.

4. Tip-back bend의 크기에 따른 차이를 보기 위하여 T-loop의 distal end에 각각 20°, 25°, 30°, 35°의 tip-back bend를 부여하여 각 경우에서 개개치아의 FA point에서 나타나는 힘과 모멘트, 치아의 변위를 계측하여 Table 6에 제시하였다. 모든 계측치가 tip-back bend의 양이 증가함에 따라 비례적으로 증가하거나 감소하는 경향을 보였고 특히 제2소구치와 제2대구치에서 큰 변화를 보였다. 힘의 변화를 살펴보면 제2소구치와 제2대구치 모두에서 원심 방향으로 점차 큰 힘을 나타냈고, 치아의 이동도 이와 상응하게 원심이동량이 점차 증가하였다. 상하방향으로는 제2소구치는 하방으로 점차 큰 힘이 나타났고, 제2대구치에서는 상방으로 점차 큰 힘이 나타났다. 협설방향으로도 제2소구치와 제2대구치 모두에서 협축방향으로 힘의 크기가 증가

하였다. 치아의 이동도 이와 상응하게 나타났으며 특히 제2소구치의 하방이동과 제2대구치의 상방이동의 변화량이 급격히 커지는 양상을 보였다. 모멘트를 살펴보면 모든 치아에서 각 방향으로의 모멘트가 tip-back bend의 양이 증가함에 따라 증가하였으며 제2대구치에서 치관 협축 모멘트가 가장 크게 증가하였다. 치아의 회전이동도 제2대구치의 치관 원심 회전이 가장 크게 증가하였고, 치관 협축 회전도 증가하였으나 그 양은 미미하였다.

#### IV. 총괄 및 고안

교정치료는 치아에 적절한 방향과 크기의 힘을 가하여 이로 인해 발생하는 치조골의 선택적 흡수와 첨가에 의해 치아를 원하는 방향으로 이동시키는 원리를 이용한 것으로 생체 내에서 일어나는 연속적인 반응을 통해 치아가 이동되므로 그것을 예측하기가 쉽

지 않다. 또한 역학적으로 볼 때에도 치아의 무게중심에 힘이 바로 적용되는 것이 아니라 치관에 부착된 브라켓을 통하여 전달되므로 힘이 가해짐과 동시에 치아가 회전되는 모멘트가 발생되어 이를 보상하는 반대방향의 모멘트를 부가적으로 적용하지 않으면 치아는 치체이동이 아닌 회전이동을 하게 된다<sup>55)</sup>. 따라서 임상적으로 치아이동과 관련해 필요한 힘의 크기와 방향을 미리 예측하자면 치아에 작용하는 힘과 모멘트에 대한 철저한 이해와 이에 반응하여 나타나는 치아의 이동에 관한 상세한 조사가 필요하다. 이 모든 반응을 3차원적으로 정량화할 수 있다면 바람직한 치아이동을 위한 적절한 교정장치를 고안하는데 도움이 되리라 생각한다.

교정력에 의해 야기되는 반응을 생역학적으로 고찰하기 위한 방법으로는 strain guage<sup>6,27)</sup>, 광탄성법<sup>20,24,29)</sup>, holography법<sup>31)</sup>, 유한요소법 등이 있는데 장력계측법은 수압 장치(strain guage)를 직접 부착하여 응력과 변위를 계측하는 방법으로 비교적 간단하고 정확하지만 수압 장치의 소형화가 어렵고 경계조건의 변경은 용이하지만 경계부위에서의 측정이 어렵다. 광탄성법은 기계적인 내부응력을 가시광선 형태로 전환시켜 응력의 분포와 크기를 보는 방법으로 응력의 분포를 가시화할 수는 있지만 응력의 크기보다는 인접부와의 상대적 응력 차이만이 관찰되고 모형제작시 구성 재료의 선택에서 어려움이 있다.

유한요소법<sup>12)</sup>은 컴퓨터를 이용한 simulation과정으로 분석하고자 하는 물체를 유한개의 요소의 집합체로 간주하고 각 요소들의 현상은 요소의 절점을 통하여 전달된다고 가정하여 개개요소에서의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 방법으로 절점의 변화를 통해 물체의 변위를 알 수 있고 요소의 응력, 변형도를 관찰함으로써 대상의 외부 및 내부의 상태를 파악할 수 있다.

따라서 이 방법은 복잡한 형태의 균일하지 않은 물체의 응력분석에 특히 유용하며 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라 각 부분에서 3차원으로 파악할 수 있으며, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있는 장점이 있다. 또한, 결과를 해석하는 후처리 과정에서 명암처리, 단면처리, 색상에 의한 표현, 활동영상처리 등 다양한 기법을 이용하여 일목요연하게 가시적으로 관찰할 수 있다. 그러나 대상의 구조를 유한개의 요소로 분할하기 때문에 요소의 분할 방법과 크기에 따라 오차가 달라지고 대상의 물질상수의 정확한 연구를 필요로 하며 구속조

건에 따라 해석의 결과가 많은 차이를 보일 수 있다.

최근 컴퓨터와 다양한 software의 개발로 공학 분야 뿐 아니라 의학<sup>12)</sup> 및 치의학 분야에서도 응용이 활발한데, 치의학 분야에서는 보철물에서의 응력분포나 수복물의 구조해석 등에 응용되며, 교정학 분야에서는 치아이동에 관한 많은 연구<sup>2,3,7,8,11,17,18,19,23,26,35)</sup>와 성장<sup>46)</sup>이나 정형력에 관한 연구<sup>1,5,16,21,54)</sup>, 여러 골에 관한 연구 등에 이용되고 있다.

본 연구는 근심 경사된 구치를 직립시키기 위한 방법으로 사용되는 직립 스프링의 작용을 파악하기 위하여 유한요소법을 이용하여 하악 치아와 치근막, 치조골의 형태와 물리적 특성을 재현하여 모형화하고 제1대구치가 상실되고 제2대구치가 근심 경사된 상태에서 여러 종류의 직립 스프링을 사용하여 제2대구치를 직립시켰을 때 각 치아에 발생하는 각 방향으로의 힘과 모멘트 및 치아이동 양상을 3차원적으로 분석하였다.

제1대구치는 영구치 중 비교적 조기에 맹출되는 치아로 치아우식증에 이환되기 쉬우며 이로 인하여 상실되는 경우가 흔히 있다. 이와 문의 연구<sup>15,25)</sup>에 의하면 한국인 35~44세의 성인에서 31.51%가 제1대구치가 상실된 경험이 있다고 보고하였다. 구치가 조기 상실된 경우 그 인접치는 상실된 치아부위로 경사되거나 회전되는 경향을 보이는데, 치아가 이동됨에 따라 치주조직도 변형되어 치주낭이 형성되기 쉽고 치태의 침착으로 치조골에 손상이 오기 쉽다. 또한 교합력이 부적절한 방향으로 가해져 부가적인 치주 손상을 입을 수 있다.

근심 경사된 구치를 직립시키는 목적은 교합력을 치아의 장축 방향으로 향하게 하여 치아의 손상을 적게 하고 치아의 정출에 의한 치대치 형성시 치관의 삭제로 치관/치근 비율을 개선하며, 치주조직의 건강이 양호해져 기능적으로 보다 나은 관계를 갖게 하기 위함이다.

근심경사된 구치를 직립시키는 치료 계획을 수립할 때에는 우선 몇 가지 고려사항이 있는데, 첫째로 제3대구치의 존재여부로 이를 유지할 것인지 발치할 것인지를 결정해야 한다. 둘째는 경사된 구치를 치관을 원심이동 시킬 것인지 아니면 치근을 근심이동 시킬 것인지를 결정해야 하는데 이는 교합의 상태와 고정원의 크기, 그리고 치조능선의 골 형태에 의해 결정된다. 셋째는 직립될 치아가 교합평면에 대해 정출이 필요한가 아니면 압하가 필요한가로 치아가 정출될 경우 치주낭의 깊이가 감소될 수 있고, 임상치관의 길

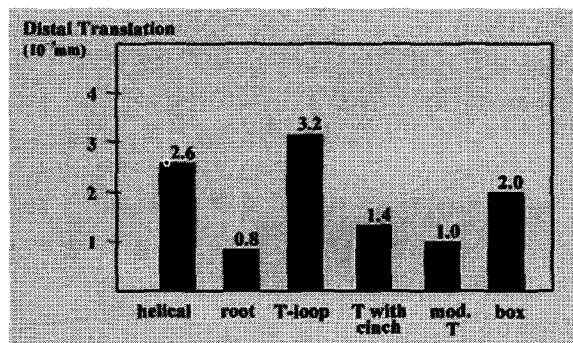


Fig. 6. Distal movement produced by various up-righting springs

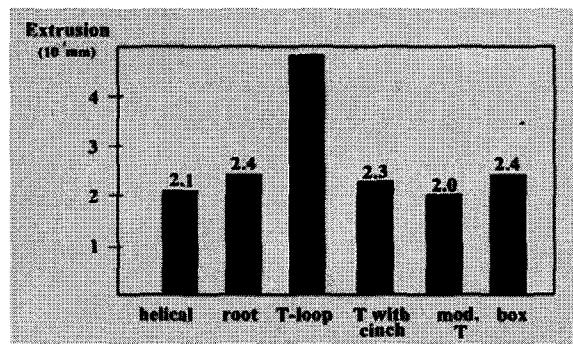


Fig. 7. Vertical movement produced by various up-righting springs

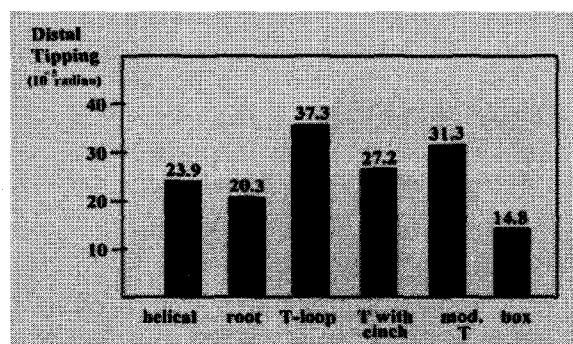


Fig. 8. Distal tipping movement produced by various up-righting springs

이가 개선될 수 있다는 장점이 있다.

위의 사항을 고려하여 치료계획이 수립되면 치아 이동을 조절하는 것이 중요하며 이는 치아에 전달되는 힘과 모멘트를 조절함으로써 가능하다. 고정식 교

정장치를 사용할 때 힘과 모멘트는 브라켓을 통해 치아에 전달되며 그 결과로 치아는 힘과 두 가지의 모멘트, 즉 탄선의 형태에서 생기는 모멘트와 브라켓과 치아의 저항중심간의 간격에 의해 생기는 모멘트를 받게 된다. 직립 스프링을 적용하였을 때에도 복잡한 체계의 힘과 모멘트가 구치와 전방 치아들에 전달되며 이 때 발생하는 치아이동간의 관계를 살펴보고, 치아이동에서 필요한 것과 바람직하지 않은 것을 구분하여 적용한 mechanics의 변화에 따른 부작용을 검토하였다.

본 연구에서 5가지 형태의 직립 스프링을 적용하였는데 helical spring과 root spring은 sectional wire mechanics를 이용한 것으로 힘과 모멘트의 조절이 용이하다. 한 개의 대구치를 직립 시키기 위해 필요한 모멘트는 800-1200gm.mm 정도이고 스프링의 arm의 길이가 30mm정도라면 치아에 가해지는 수직력은 20-40gm 정도이다<sup>10)</sup>. 실험에서 치아에 손상이 가지 않은 적절한 크기의 힘이 가해지도록 hook에 걸리는 힘의 크기를 계산하여 탄선에 tip-back bend를 부여하였는데 Tuncay<sup>57)</sup>의 보고에서와 동일하게 30°의 각도를 부여하였을 때 적절한 힘이 발생하였다. 여러 형태의 직립 스프링을 적용하였을 때의 치아의 변위양상을 비교해보면(Fig. 6, 7, 8) 모든 형태의 직립 스프링에서 제2대구치의 치관이 원심으로 이동되고 직립에 필요한 원심회전이 일어났지만 부가적으로 치아의 정출이 상당량 일어난 것을 볼 수 있고, 특히 T-loop에서 원심이동량이 가장 크게 나타났지만 동시에 정출도 다른 형태의 직립 스프링보다 월등히 크게 나타났다. 제2대구치의 직립에 필요한 원심회전량은 T-loop에서 가장 크게 나타났고, box loop에서 가장 적게 나타났다. 제2대구치의 정출은 불필요한 치아이동으로 치아의 회전중심이 치근부에 위치함에 따라 부가적으로 나타나는 현상이라 생각된다. 치아가 정출되면 치아의 조기접촉에 의한 교합성 외상을 방지하기 위해 교합조정이 필요한데<sup>30,52,58)</sup>, 이로 인해 과민성이 야기될 뿐 아니라 근관치료까지 필요할 수 있어 이러한 경우는 보철적으로 수복하는 것이 더 바람직하다고 생각된다. 정출을 방지하기 위해서는 제2대구치에 부가적인 압하력을 적용하는데 Weiland 등<sup>59)</sup>은 그 방법으로 crossed tipback spring을 제시하였으며 mesial spring을 distal spring보다 20gm정도 더 큰 힘을 발휘하게 activate함으로써 가능하다고 하였다.

continuous arch로 적용된 여러 loop에서도 치아이동 방향은 동일하게 나타났으나, 그 양에서 약간씩의

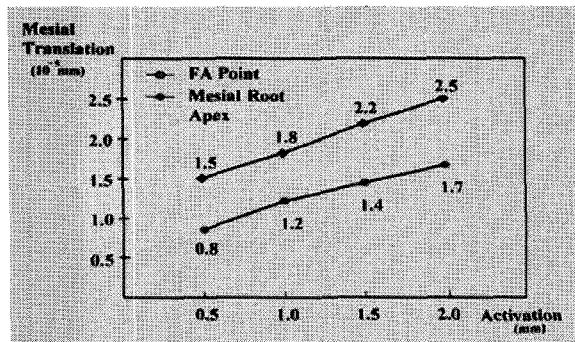


Fig. 9. Mesial movement produced by T-loop with activation.

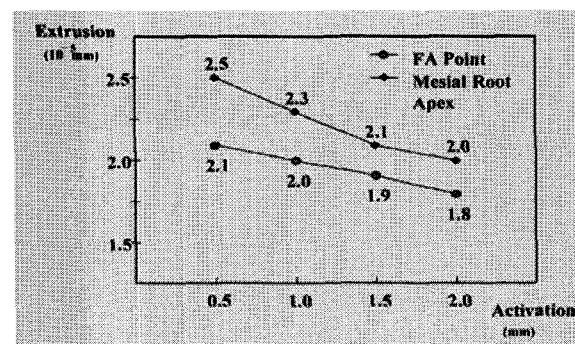


Fig. 10. Vertical movement produced by T-loop with activation.

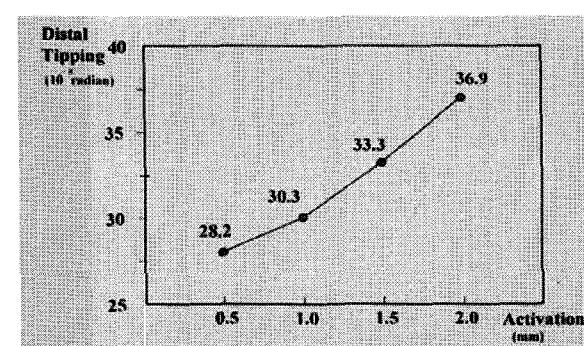


Fig. 11. Distal tipping movement produced by T-loop with activation.

차이가 있었다. T-loop의 경우 가장 큰 힘이 발생되었는데 이는 탄선의 길이가 감소된 데 기인한다고 생각한다. T-loop에 cinch를 한 경우 치아의 변위가 치관의 원심이동과 원심회전이 감소되었지만 치아의

정출도 상당히 감소했다.

치아 상실부의 공간폐쇄를 원하는 경우 loop의 distal end를 원심으로 activation한 후 cinch하여 제2대구치의 근심이동을 도모하는데, 공간폐쇄의 적합성에 관한 논란은 계속되고 있다. Proffit 등<sup>50)</sup>은 치아를 근심으로 이동하려면 먼저 치조능선의 협설폭을 고려하여야 하며 무리한 근심이동시 치근부에 bone dehiscence가 생길 수 있어 장기적으로 볼 때 해로운 결과를 가져온다고 하였다. 반면, Hom 등<sup>39)</sup>의 연구에 의하면 하악 제1대구치 상실 공간의 완전한 폐쇄가 가능하다고 하였고 치아가 근심으로 이동함에 따라 치조골도 따라서 생성된다고 하였다. 이때 치근의 이동량은 치관 이동량의 2배정도 근심으로 이동하며 치근의 흡수는 거의 없다고 하였다. Stepovich<sup>53)</sup>의 연구에서도 치아의 근심이동으로 공간폐쇄가 가능하며 성인보다는 소아에서 치조골의 새로운 형성이 활발히 일어난다고 하였다.

본 연구에서 T-loop의 distal end를 후방으로 activation하여 치아의 근심이동을 도모하고 activation 양에 따른 변화를 관찰하였는데(Fig. 9, 10, 11) 제2대구치의 치관과 치근의 이동방향이 근심으로 전환되었고, activation 양이 증가함에 따라 치아에 미치는 힘과 변위량도 거의 비례적으로 증가하였다. 치관의 원심회전량도 점차 증가하여 치아의 근심이동에 따른 치아의 tipping을 어느 정도는 방지할 수 있다고 생각된다.

T-loop에서 tip-back bend의 양을 20°에서 35°까지 증가시키면서 치아의 이동양상을 비교하였는데(Fig. 12, 13) tip-back bend의 양이 증가함에 따라 제2대구치의 원심회전과 원심이동이 점차로 증가되어 치아의 직립에 효과적이었다. 그러나, 치아의 정출량은 더욱 급속히 증가되어 치아의 정출이 필요하지 않은 경우에는 tip-back bend의 양을 적게 하는 것이 치아의 직립에 더 효과적일 것으로 생각된다.

본 연구는 치아 및 주위 구조물에 대해 특정한 값의 물성치를 주고 제작한 가상적인 모델에서 수학적 이론에 근거하여 힘과 변위값을 계산한 것으로 실제 생체에서와는 다른 몇 가지 문제점을 갖고 있다. 생체 구조물의 물성치에 대한 연구가 불충분하고, 힘을 가했을 때 브라켓에 나타나는 변형은 고려하지 않았으며, 하악골의 형태나 구성도 실제와는 차이가 있다고 생각한다. 또한 구강 내에서 작용할 때에는 치조골뿐 아니라 혀나 주위 구강 근육, 대합치와의 교합관계 등에서 오는 영향도 있으므로 이에 따른 차이도 있을

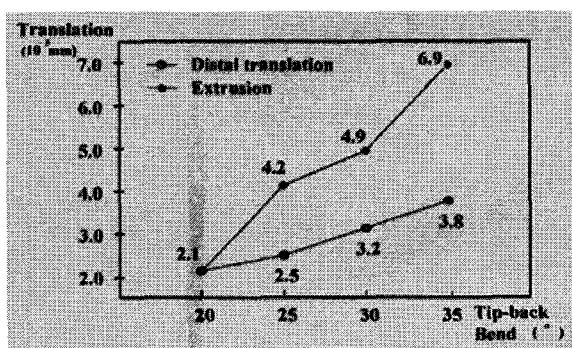


Fig. 12. Distal and vertical movement produced by T-loop with various tip-back bend

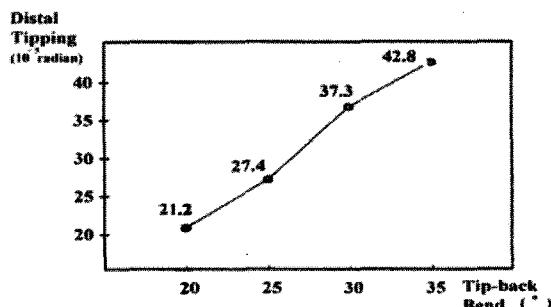


Fig. 13. Distal tipping movement produced by T-loop with various tip-back bend

것이다. 그러나 이러한 문제에도 불구하고 생체 실험의 한계를 고려해 볼 때 치아의 응력이나 변위를 관찰하기 위한 방법으로 수학적 모델을 사용하는 것이 유용하다고 생각되므로, 앞으로 위의 문제점들을 보완하고 임상적, 생물학적 검증을 거친다면 이들을 임상에 활용하는데 큰 도움이 되리라 생각한다. 향후 탄선의 재료나 크기 등의 변화<sup>43)</sup>와 좀 더 세분화된 조사가 이루어 질 필요가 있다고 생각된다.

## V. 결 론

하악 제1대구치가 상실되고 제2대구치가 근심으로 경사된 경우 이를 직립시키기 위하여 직립 스프링을 사용하였을 때 초기에 나타나는 응력 분포와 치아의 변위 양상을 살펴보기 위하여, 3차원 유한요소법을 이용하여 하악 치아, 치근막과 치조골의 형태와 물리적 특성을 컴퓨터로 재현시키고 브라켓을 모형화하여 치아에 부착한 후 5가지 형태의 스프링을 beam 요

소로 모형화하여 적용시켜 유한요소 모델을 제작하였다. 스프링의 형태, cinch-back 여부, activation 양, tip-back bend의 크기에 따른 차이를 보기 위하여 여러 조건하에서 탄선 적용시 나타나는 힘과 모멘트, 치아이동 변위를 개개치아의 FA point에서 계측하여 비교, 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Helical spring과 root spring 적용시 하악 견치와 제1소구치의 압하가 일어났고, 하악 제2대구치의 원심이동과 정출, 원심회전이 일어났다.
2. T-loop, modified T-loop, box loop 적용시 하악 제2소구치의 압하와 원심이동이 일어났고, 하악 제2대구치의 직립에 필요한 원심이동과 원심회전은 T-loop에서 가장 크게 나타나고, box loop에서 가장 작게 나타났다.
3. T-loop에서 cinch-back을 한 경우 하악 제2대구치 치관의 원심이동과 원심회전은 약간 감소하였으나, 치아의 정출도 동시에 감소 하였다.
4. T-loop에서 activation양을 증가시킴에 따라 하악 제2대구치의 근심이동이 점차 증가하여 공간폐쇄 경향을 보였고, 치관의 원심회전 역시 점차 증가하였으나, 하악 제2소구치의 원심 이동도 약간 증가하였다.
5. T-loop에서 tip-back bend의 양을 증가시킴에 따라 하악 제2대구치의 직립에 필요한 원심이동과 원심회전이 점차 증가하였으나, 치아의 정출은 더욱 급격히 증가하였다.

## 참고문헌

1. 고정석, 김종철. 상악골 전방 견인이 상악골체의 변위에 미치는 영향. 대치교정지 1995 : 25 : 543-55.
2. 구본찬, 손병화. 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력분포에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1994 : 24 : 721-33.
3. 김영원, 손병화. 견치 원심이동시의 초기 변화에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1988 : 18 : 25-53.
4. 김종성, 진근호, 홍성준. 한국인 정상교합자의 치관경사도에 관한 임상통계학적 연구. 대치교정지 1992 : 22 : 715-32.
5. 김주영, 손병화. Reverse Headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1985 : 15 : 7-22.
6. 김현순, 남동석. 경부고정 Headgear 사용할 때 안면두개골의 변위에 관한 장력 계측법 및 유한요소법적 연구. 대치교정지 1987 : 17 : 185-98.
7. 노준, 유영규. Continuous Arch Wire의 Force System에 대한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1996 : 26 : 17-32.
8. 민상홍, 윤영주, 김광원. Space closing loop에 의해 야기되는

- 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구. 대치교정지 1995 : 25 : 143-52.
9. 박영철. 최신교정치료학 : Segmented Arch Technique. 서울 : 지성출판사, 1993 : 131-45.
10. 박영철. 한국인의 Straight wire bracket의 형태에 관한 연구. 대치교정지 1991 : 21 : 481-92.
11. 박춘근, 양원식. 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구. 대치교정지 1997 : 27 : 259-72.
12. 신정우, 김재호. 각막 굴절수술의 역학적 이해. 서울 : 수문사, 1995 : 15-56.
13. 안의영, 정규림. 유한요소법에 의한 하악 제1대구치의 Cervical traction의 효과에 관한 역학적 연구. 대치교정지 1989 : 19 : 45-57.
14. 이동주. Oriental bracket. 대치교정지 1991 : 21 : 495-9.
15. 이우현, 문혁수, 백대일, 김종배. 한국인의 치아기능상실에 관한 조사연구. 대구보건지 1991 : 15 : 333-55.
16. 이인수, 손병화. Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1985 : 15 : 211-27.
17. 이진형, 남동석. 형상기억합금 호선의 역학적 해석. 대치교정지 1994 : 24 : 735-58.
18. 장재완, 손병화. 상악 중절치 후방 이동시의 이동양상에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1991 : 21 : 617-33.
19. 전경민, 남동석. Multiloop Edgewise Arch Wire의 역학적 해석. 대치교정지 1991 : 21 : 31-45.
20. 전윤식. 3종류의 구치부 Uprighting Spring의 초기 응력 분포에 관한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1994 : 24 : 709-19.
21. 조봉제, 손병화. 상악골 급속 확장시 상악골의 응력 분산과 변위에 대한 유한요소 법적 분석. 대치교정지 1985 : 15 : 43-53.
22. 조정현, 이기수, 박영국. 상악 제일대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1993 : 23 : 263-73.
23. 천옥진, 서정훈. 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1995 : 25 : 525-41.
24. 최진희, 김종철. Molar Uprighting Spring에 의해 발생되는 치조골내의 응력분포에 관한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1991 : 21 : 353-64.
25. 홍석진, 최유진. 치아별 우식감수성, 상식치율 및 수복율에 관한 조사 연구. 대구보건지 1984 : 8 : 71-80.
26. 황치일, 서정훈. 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1994 : 24 : 479-508.
27. Andersen KL, Pederson EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991 : 99 : 427-40.
28. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972 : 62 : 296-309.
29. Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping : A photoelastic histopathologic correlation. Am J Orthod 1975 : 67 : 1-10.
30. Brown IS. The effect of orthodontic therapy on certain types of periodontal defects: I - clinical findings. J Periodontol 1973 : 44 : 742-56.
31. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980 : 77 : 396-409.
32. Chaconas SJ, Caputo AA, Hayashi RK. Effects of wire size, loop configuration, and gabling on canine-retraction springs. Am J Orthod 1974 : 65 : 58-66.
33. Chasens AI. Indications & contraindications for adult tooth movement. Dent Clin Nort Am 1972 : 16 : 423-37.
34. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. JADA 1937 : 24 : 1260-70.
35. Davidson EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod 1971 : 59 : 581-8.
36. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG. Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. Am J Orthod Dentofac Orthop 1995 : 108 : 575-82.
37. Haskell BS, Spencer WA, Day M. Auxiliary springs in continuous arch treatment: an analytical study employing the finite element method. Am J Orthod Dentofac Orthop 1990 : 98 : 387-97.
38. Hirschfeld L. Tooth repositioning as an adjunct to oral rehabilitation. Dent Clin Nort Am 1963 : 7 : 737-54.
39. Horn BM, Turley PK. The effects of space closure of the mandibular first molar area in adults. Am J Orthod 1984 : 85 : 457-69.
40. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on load testing of direct bonded orthodontic brackets - a finite element model. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 : 105 : 543-51.
41. Khour FE, Norton LA. The mechanism of fixed molar uprightness appliances. J Prosthet Dent 1972 : 27 : 381-9.
42. Kraal JH, Digiancinto JJ, Dail RA. Periodontal conditions in patients after molar uprightness. J Prosth Dent 1980 : 43 : 156-67.
43. Kraut JM. Ni-Ti uprightness spring. J Clin Orthod 1994 : 28 : 50-51.
44. Marks MH, Corn H. The role of tooth movement in periodontal therapy. Dent Clin Nort Am 1969 : 13 : 229-41.
45. McGuinness N, Wilson AN, Jones M. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study. Angle Orthod 1992 : 62 : 15-22.
46. Moss ML, Skalak R, Patel H. Finite element method modeling of craniofacial growth. Am J Orthod 1985 : 87 : 453-72.
47. Newman GV, Wagenberg BD. Treatment of compromised teeth: A multidisciplinary approach. Am J Orthod 1979 : 76 : 530-7.
48. Nikolai RJ. An optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. Am J Orthod 1975 : 68 : 290-302.
49. Orton HS, Jones SP. Correction of mesially impacted lower second and third molars. J Clin Orthod 1987 : 21 : 176-81.
50. Proffit WR. Contemporary orthodontics. St. Louis : CV Mosby, 1986 : 476-87.
51. Reynolds JM. Abutment selection for fixed prosthodontics. J

- Prosthet Dent 1968 : 19 : 483-8.
52. Roberts WW, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. Am J Orthod 1982 : 81 : 177-84.
  53. Stepovich ML. A clinical study on closing edentulous spaces in the mandible. Angle Orthod 1979 : 49 : 227-33.
  54. Tanne K, Kakiuchi K, Yamagata Y. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989 : 95 : 200-7.
  55. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988 : 94 : 426-31.
  56. Tanne K, Sakuda M, Burstone C. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987 : 92 : 499-505.
  57. Tunçay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. JADA 1980 : 100 : 863-6.
  58. Wagenberg BD, Eskow RN, Langer B. Orthodontic procedures that improve the periodontal prognosis. JADA 1980 : 100 : 370-3.
  59. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Molar uprighting crossed tipback springs. J Clin Orthod 1992 : 26 : 335-7.
  60. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and philosophy, 4th ed. Philadelphia : WB Saunders, 1965 : 125-44.
  61. Wilson AN, Middleton J, McGuinness N. A finite element study of canine retraction with a palatal spring. Br J Orthod 1991 : 18 : 211-8.
- 

- ABSTRACT -

## THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR REACTION TO MOLAR UPRIGHTING SPRING

Yoo-Kyung Choe, Tae-Woo Kim, Cheong-Hoon Suhr

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

The purpose of this study was to investigate the stress distribution and tooth displacement at the initial phase produced by 5 types of molar uprighting springs using finite element method. The three dimensional finite element model of lower dentition, bone and springs was composed of 5803 elements and 2071 nodes.

The results were as follows:

1. In case of helical spring and root spring, intrusion of lower canine and first premolar were observed and distal tipping, translation and extrusion of lower second molar were observed.
2. In case of T-loop, modified T-loop and box loop, intrusion and distal translation of lower second premolar were observed, and the largest crown distal tipping and translation of lower second molar were observed in T-loop and the smallest were observed in box loop.
3. In case of T-loop with cinch-back, crown distal tipping and translation of lower second molar were decreased, but extrusion was also decreased.
4. With increase of activation in T-loop, mesial translation and crown distal tipping of lower second molar were increased and edentulous space was closing, but distal translation of second premolar was also increased.
5. With increase of tip-back bend in T-loop, distal tipping and translation of lower second molar were increased, but extrusion was also increased more largely.

KOREA. J. ORTHOD. 1998 ; 28 : 61-74

\* Key words : uprighting spring, finite element method, activation force, tip-back bend