

견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구

연세대학교 치과대학 교정학교실

김영원 · 손병화

I. 서 론

교정력에 의한 치아이동은 치아의 치관부분에 힘을 가했을때 주변 지지조직의 세포반응의 결과 일어난다. 이러한 조직반응은 치근을 통하여 주위조직에 전달되는 응력과 깊은 관계를 가지고 있다.

현재 사용되고 있는 교정력을 적용하는 치료술식들은 대부분 임상적인 경험에 바탕을 두고 있으며 조직반응의 기전에 대해서는 그 이해가 아직도 미흡하다. 대부분의 생체반응이 그 변이가 아주 큰 것처럼 교정학 분야에 있어서도 치아의 크기, 치근의 형태, 치아, 치근막, 치조골등의 조직학적 특성, 환자의 연령, 환경변화에 적응하는 개개인의 생체 반응등에 따라 많은 차이가 존재한다.¹¹⁾ 또한 가해지는 교정력의 방향, 기간, 연속성, 작용점과의 거리등이 조직반응에 직접적인 영향을 준다¹¹⁾.

견치의 원심이동은 제1소구치 발치를 동반한 다수의 교정치료에 있어서 필수적인 한 단계이며, 원심이동후 견치가 기능적으로 심미적으로 안정된 올바른 위치에 오도록 하는것은 성공적인 교정치료를 위해 매우 중요하다.²²⁾ 견치를 원심이동시키는데 있어서 최적의 force system을 규명하기 위해 과거에는 제작된 모델상에서의 역학적 실험을 통한 연구^{7,11,12,42)}, 수학적 이론을 바탕으로 해석하는 연구^{15,23,27,51)}와 임상적 관찰을 토대로 한 연구^{14,22,44)}들이 행하여져 왔고 각종 장치가 고안되고 그 효율성

과 임상 증례들이 보고된 바 있다. 교정력의 크기에 대한 연구로서는 Storey⁴⁸⁾가 하악견치에 150~200g을, Reitan⁴⁹⁾이 상악견치 150~200g, 하악견치 100~200g을, Bench³⁾는 100~150g을 각각 최적의 힘의 크기라고 밝힌 바 있다.

현재 edgewise mechanism에서는 견치가 continuous arch wire를 따라 주행하는 frictional system과 arch section에 loop를 주어 힘과 couple을 주는 non frictional system의 두가지 방법이 사용되고 있다. frictional system을 사용했을때 다른치아의 원치 않는 이동과 마찰력에 의한 견치 이동 중단등의 단점이 있어서 frictionless system으로 원하는 만큼의 치아이동을 일으키는데 필요한 생역학적 요구조건을 만족시키고 미리 계산된 정확한 교정력을 주고자 하는 시도가 여러 선학들에 의해 계속되어 왔다.

Croome¹⁴⁾은 견치 원심이동 장치가 갖추어야 할 요구조건을 제시하고 견치를 translation시킬 수 있는 장치를 고안하였으며 Burstone등⁴⁵⁾은 Moment-to-force ratio를 바탕으로 하는 retraction spring과 root spring을 고안하였다. Fortin¹⁹⁾은 적절한 Moment-to-force ratio가 치아에 가해지면 치조골에 균일한 분포의 골 흡수가 일어난다는 것을 보고함으로써 생역학적 개념의 타당성을 조직학적으로 밝힌 바 있다. Chaconas등¹⁰⁾은 하악 2차원 실험모델을 제작하여 sectional spring의 activation force에 대해 역학적 실험을 하였고 Caputo등¹¹⁾은 응력분포상태를 연구

하기 위하여 광탄성을 이용한 실험을 하였다. Beaten²⁾은 sectional spring과 loop가 없는 sectional arch wire를 사용했을 때 치근막의 응력분포 상태를 보고한 바 있다. 유한요소법 이전의 수학적 해석법을 이용한 연구로는 Nikolai⁴³⁾가 상악 견치를 불등변 사변형으로 세분된 2차원 모델로 작성하여 Moment - to - force ratio, 저항중심, 그리고 회전 중심을 찾는 연구를 하였다. 그후 Burstone¹⁰⁾은 견치와 전치의 retraction에 사용되는 vertical loop와 T-loop의 force system에 대해 실험하였고, 최근에는 새로운 재료의 발달에 힘입어 beta - titanium wire(TMA composite)로 제작한 T-spring의 anti - tip Moment - to - force ratio의 자료를 제시하여 작용기전은 더욱 간단해지고 생물학적 반응은 더욱 증진시키고 환자에게 보다 간편해진 장치를 고안하였다.

근년 컴퓨터의 급격한 발달로 유한요소법이 각종의 구조해석에 이용되며 치의학 영역에 있어서도 다수 발표되어왔다.^{29,38,40,41,49,52-56)} 유한요소법은 대상이 되는 물체의 형태와 역학적 특성의 재현이 가능하며 모델분석과 실험적 연구와의 동가성이 비교적 용이하게 실현될 수 있는 가능성을 갖고있다. 교정학 분야에서 유한요소법은 장치해석, 응력분포, 성장변화의 연구등에 이용되어 왔으며 그 작용 범위가 점차 넓어지고 발전되고 있다.

Tanne⁴⁹⁾는 중절치, 견치, 소구치를 3차원 모델로 각각 제작하고 교정력을 가한 초기 치주조직 응력분포를 비교하여 그 차이를 보고한 바 있다. Matsura³⁸⁾는 교정장치와 치아-치근막-치조골 모델을 연결시켜 유한요소법적으로 분석하는데 있어서 그 simulation의 타당성을 발표하고, 상악견치의 2차원 모델을 제작하여 치아이동 양식을 밝히고 각종 sectional retraction spring을 분석하였다. Matsui³⁷⁾는 상악구치와 facebow를 2차원 모델로 제작하여 분석하고 strain gauge를 이용한 실험도 병행하여 결과를 비교하여 초기에 결과가 잘 일치함을 밝혔다. 국내에서도 조⁵⁵⁾, 조⁵⁶⁾, 김⁵³⁾, 이⁵⁴⁾ 등이 정형력을 주었을 때 상하악골의 응력분포를 연구하여 발표한 바 있다. 최근 Moss³⁹⁾, Inoue²⁹⁾ 등은 유한요소법을 두개골의 성장 변화 연구에도 적용시켜 기존의 두부 방사선 규격사진 분석법의 제한점을 극복하여 한단계 발전시킬수 있는 가능성을 제시한 바 있다.

이에 저자는 견치 원심이동 초기에 일어나는 치아와 지지조직의 응력분포를 관찰하고자 치아, 치조골, 치근막으로 구성되어 있는 3차원 유한요소 모델을 제작하여 computer programming을 이용하여 sectional retraction spring을 이용한 견치의 원심이동 방법을 정량적으로 비교 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

1. 치아-치조골-치근막 모델 제작

치아의 크기는 Wheeler⁵²⁾의 평균치를 참조하여서 제1소구치가 발거된 하악 좌측부를 재현하였다 (Table 1 참조). 하악 좌측 견치, 제2소구치, 제1대구치와 그 치근막, 치조골을 3차원의 6면체 solid element로 분할하였다. 3개 치아와 그 치근막 그리고 치조골을 이루는 요소의 수와 절점의 수는 Table 2, 3과 같다(Fig.1-4 참조).

치아는 사기질, 상아질, 치수강, cementum으로 구성되고 치조골 또한 2종류의 골질로 되어있다. 본 연구에서는 교정력이라는 약한 힘을 주었을 때의 치아의 움직임을 파악하는 것을 목적으로 하였으므로 치아와 치조골을 등방, 등질의 선형탄성체라고 가정하였다. 사용한 재료정수는 Table 4와 같다.

치아에 교정력이 가해지는 작용점은 edgewise bracket양끝 wire와의 접점으로 하여 한 치아에 2개씩 모두 6개로서, 동일 평면상에 있다고 하고 2점간의 거리는 4mm, 교두정상에서부터의 Z축방향의 수직거리는 각각 견치 5mm, 소구치 4mm 대구치 3mm로 하였다(Fig.5 참조).

2. wire 모델 제작

사용한 Elgiloy wire의 단면은 0.016×0.016inch, Young율은 21400kg/mm²이었으며, 유한요소법의 Beam요소로 분할하였다.

임상에서는 vertical loop의 기본형에서 파생된 다양한 종류의 sectional retraction spring이 사용되고 있다. 본 연구에서는 loop선단의 helix유무의 차이와 opened-loop와 closed-loop의 차이를 알기 위해서 1-4 까지의 spring과 Ricketts⁴⁶⁾의 상악, 하악

Table 1. Dimensions of Mandibular Canine, Second Premolar and First Molar

	Unit: mm		
	Canine	Second Premolar	First Molar
Cervico-Occlusal Length of Crown	10.0	8.0	7.5
Length of Root	16.0	14.5	14.0
Mesio-distal Diameter of Crown	7.0	7.0	11.0
Mesio-distal Diameter of Crown at Cervix	5.5	5.0	9.0
Labio-or Bucco-lingual Diameter of Crown	7.5	8.0	10.5
Labio-or Bucco-lingual Diameter of Crown at Cervix	7.0	7.0	9.0

Table 2. Number of Elements

	Canine	Second Premolar	Molar	Total
Tooth	113	99	81	293
Periodontal Ligament	113	109	136	358
Bone				259
Total				910

Table 3. Number of Nodes

	Canine	Second Premolar	Molar	Total
Tooth	481	389	351	1,221
Periodontal Ligament	140	148	180	468
Bone				379
Total				2,068

Table 4. Mechanical Properties of Each Materials

	Young's modulus (kg/mm ²)	Poisson's ratio
Tooth	1,500	0.3
Bone	2,000	0.3
Periodontal Ligament	0.4	0.49

ORIGINAL  2.018

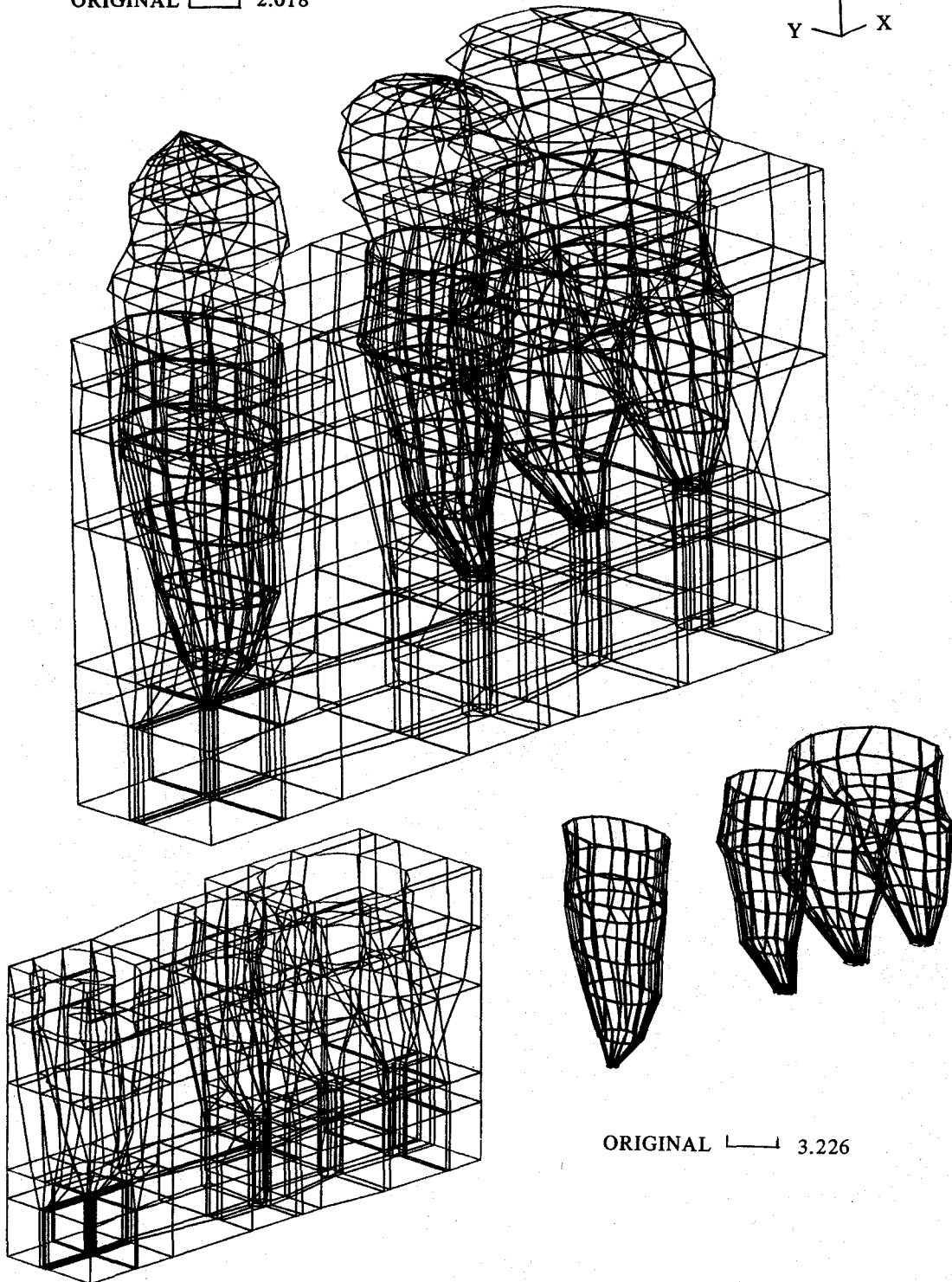
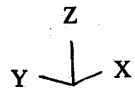
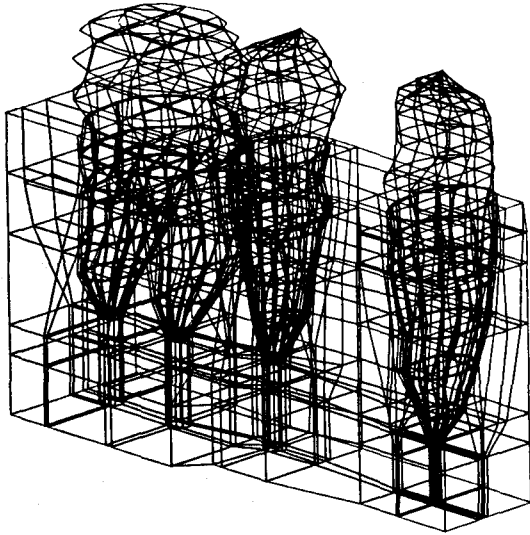
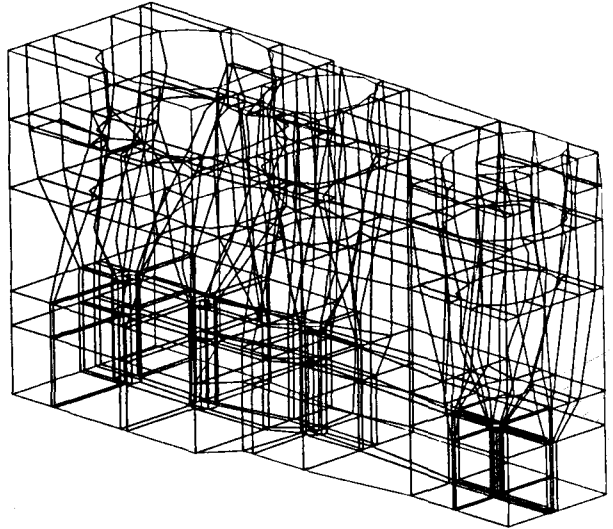


Fig. 1. Three-Dimensional Finite Element Model – Oblique buccal view

ORIGINAL — 3.127



ORIGINAL — 2.732



ORIGINAL — 2.096

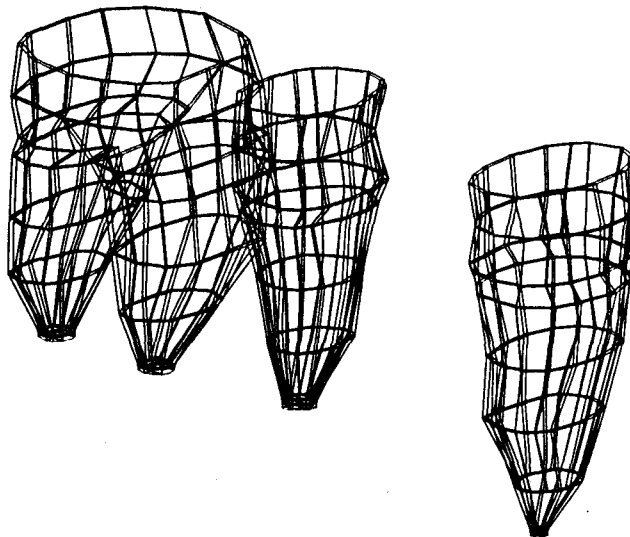


Fig. 2. Three-Dimensional Finite Element Model – Oblique lingual view

ORIGINAL \hookrightarrow 2.857

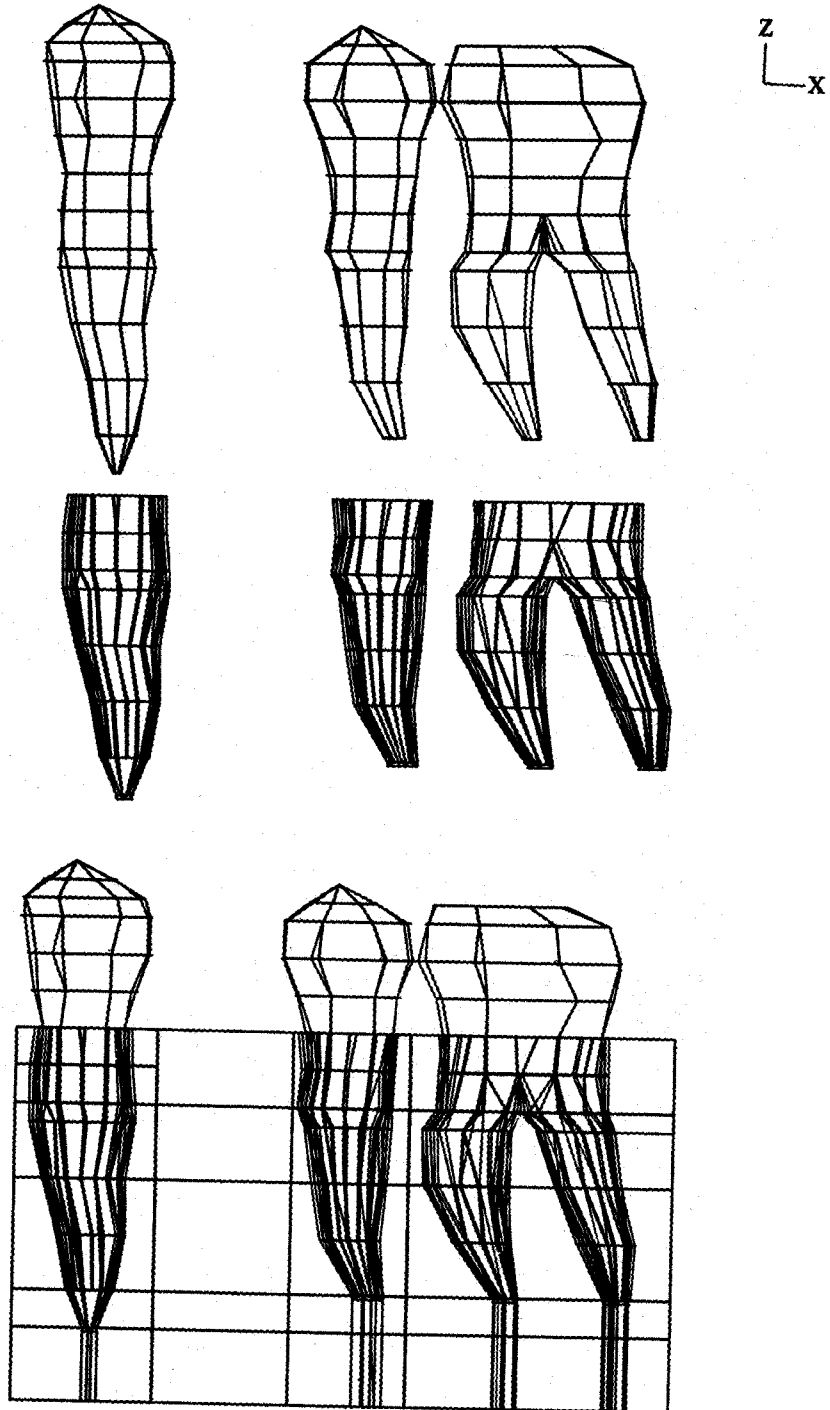


Fig. 3. Three-Dimensional Finite Element Model – Buccal view

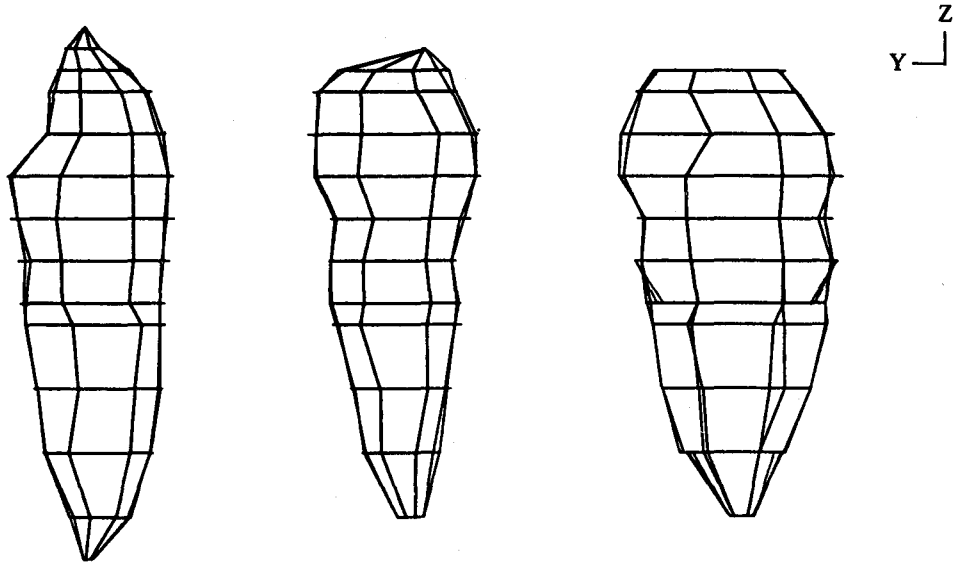


Fig. 4. Three-Dimensional Finite Element Model – Mesial view

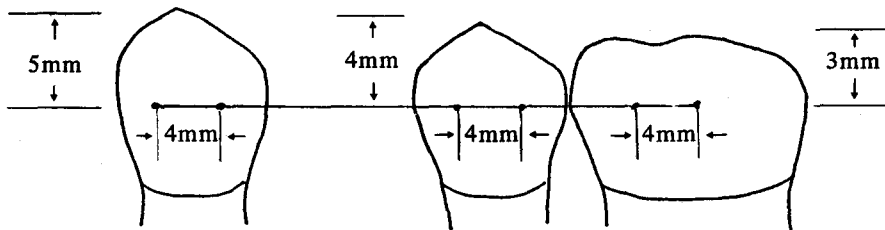


Fig. 5. Activation points of Canine, Second Premolar, and First Molar

견치 retractor, Yang & Baldwin⁵³⁾의 Space closing spring, T-loop 등 8가지 loop의 model을 제작하였다(Fig.6 참조). 사용한 vertical loop spring의 기본적인 크기는 loop의 높이 6mm, 폭 2mm이고, Fig 6에 표시한 spring 2와4는 1/2회전이다.

나. 연구방법

1. Spring의 해석

8가지 spring을 각각 1mm강제변위 시켰을 때 수

평력과 6개 치아 작용점에서의 수직력을 유한요소법의 beam analysis로 분석하였고 Moment, Moment - to - force ratio를 산출하여 도표로 작성하였다(Table 5). spring의 끝을 1mm강제변위 시키면서 6개의 작용점에서 수직방향의 변위가 일어나지 않도록 제한하면 wire에 반력이 생긴다. 이 반력에 의하여 치아에 couple이 주어진다고 생각하여 산출하였다. 또한 8가지 spring을 각각 제2소구치를 포함시키지 않은 경우에 있어서 견치와 제1대구치의 4개의 작용점에만 대해서도 분석하여 비교하였다(Table 5). 또한 loop의 위치에 따른 비교를 위해

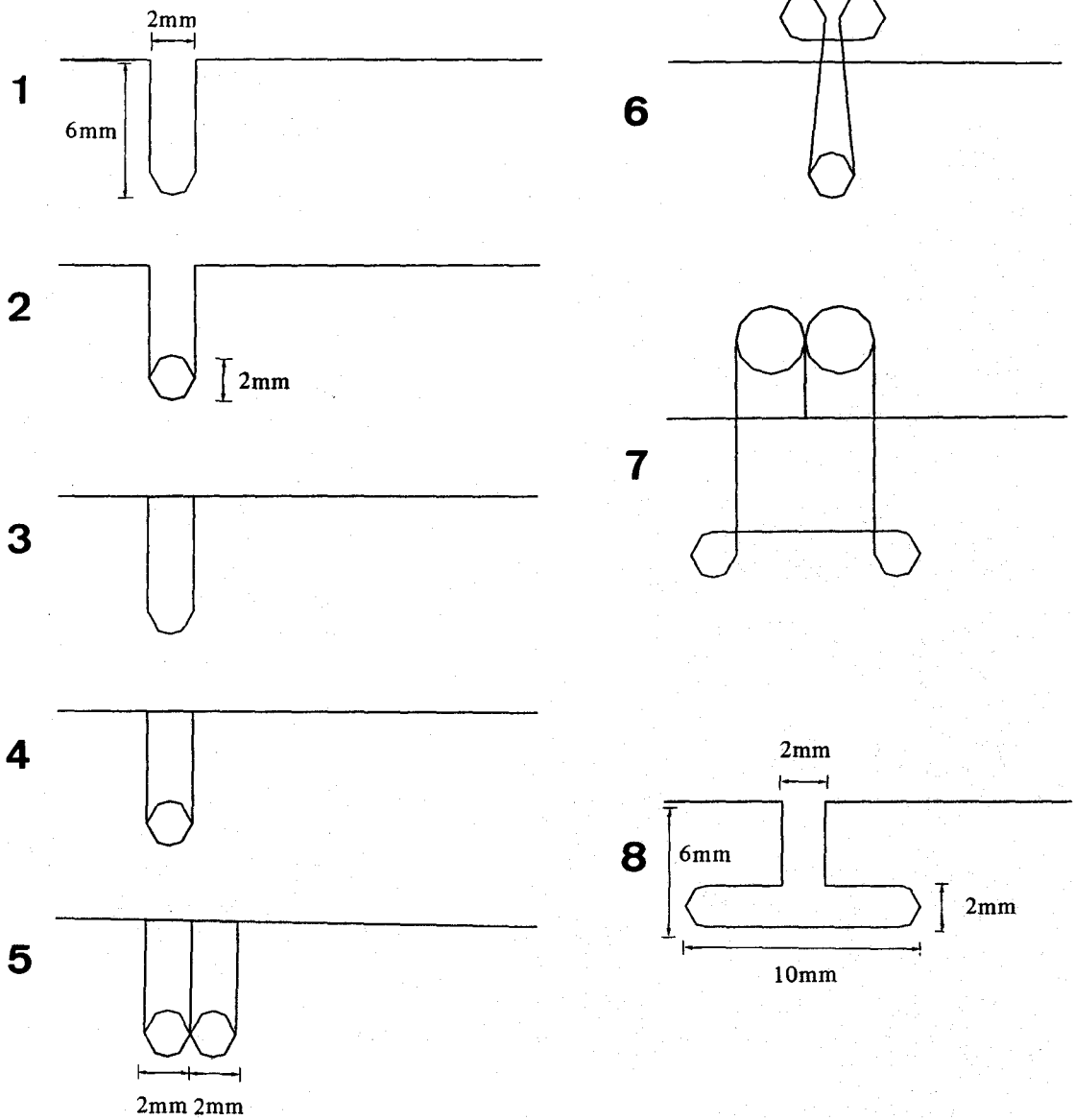


Fig. 6. Sectional Retraction Springs
 Spring 1 : Open vertical loop
 Spring 2 : Open vertical loop with helix
 Spring 3 : Closed vertical loop
 Spring 4 : Closed vertical loop with helix
 Spring 5 : Rickett's mandibular retractor
 (Closed vertical loop with double helices)
 Spring 6 : Rickett's maxillary retractor
 Spring 7 : Space Closing Spring by Yang and Baldwin
 Spring 8 : T-loop

Table 5. Horizontal Forces and Moment of 1-8 Spring Activated 1 mm.

	Canine		Premolar		Molar			
	F _H (Gm.)	Mc (Gm.-mm.)	Mc/F _H	Mp (Gm.-mm.)	M _p /F _H	Mm (Gm.-mm.)	Mm/F _H	
1. Open vertical loop	3-5-6 3 - 6	466 446	802 1,142	1.72 2.45	-1,172	2.52	-162 -176	0.35 0.39
2. Open vertical loop with helix	3-5-6 3 - 6	358 293	276 1,040	0.77 0.54	-1,950	5.44	-242 -84	0.67 0.28
3. Closed vertical loop	3-5-6 3 - 6	455 409	212 922	0.46 2.25	-1566	3.44	-196 -74	0.43 0.18
4. Closed vertical loop with helix	3-5-6 3 - 6	300 262	202 842	0.67 3.21	-1416	4.72	-178 -66	0.58 0.25
5. Mandibular canine retractor	3-5-6 3 - 6	184 163	272 636	1.47 3.90	-908	4.93	-116 -22	0.63 0.13
6. Maxillary canine retractor	3-5-6 3 - 6	142 140	34 196	0.23 1.40	-296	2.08	-36 -2	0.25 0.01
7. Space closing spring	3-5-6 3 - 6	41 41	0 0	0 0	0	0	0 0	0 0
8. T-loop	3-5-6 3 - 6	240 190	638 800	2.65 4.21	-1,240	5.16	-166 -48	0.69 0.25

F_H = Horizontal force

Mc = Moment at canine crown

Mp = Moment at premolar crown

Mm = Moment at molar crown

Mc/F_H, Mp/F_H, Mm/F_H = Moment-to-force ratio

3-5-6 = Canine, premolar and molar teeth are incorporated in sectional arch wire

3 - 6 = only canine and molar teeth are incorporated

Table 6. Comparison according to distance between T-loop and canine

Distance (mm.)	F_H (Gm.)	Canine		Molar	
		Mc (Gm.-mm.)	Mc/ F_H	Mm (Gm.-mm.)	Mm/ F_H
2	235	1,020	4.34	-244	1.02
4	207	886	4.28	-98	0.48
6	179	728	4.06	-83.6	0.46

F_H = Horizontal force

Mc = Moment at canine crown

Mc/ F_H = Moment-to-force ratio at canine crown

Mm = Moment at molar crown

Mm/ F_H = Moment-to-force ratio at molar crown

Table 7. Comparison according to angulation on closed vertical loop with helix and T-loop

	Angulation (degree)	F_H (Gm.)	Canine		Molar	
			Mc (Gm.-mm.)	Mc/ F_H	Mm (Gm.-mm.)	Mm/ F_H
Closed vertical loop with helix	0	262	842	3.21	-66	0.25
	10	297	1,234	4.15	-464	1.56
	20	333	1,546	4.64	-898	2.69
	30	366	1,778	4.85	-1,360	3.71
T-loop	0	190	800	4.21	-48	0.25
	10	210	1,320	6.28	-344	1.64
	20	230	1,794	7.81	-403	1.75
	30	248	2,234	9.00	-619	2.49

F_H = Horizontal force

M_c = Moment at canine crown

Mc/ F_H = Moment-to-force ratio at canine crown

Mm = Moment at molar crown

Mm/ F_H = Moment-to-force ratio at molar crown

견치의 원심축 작용점과 loop간의 거리를 각각 2, 4, 6mm로 변화시켜서 수평력과 Moment를 산출하였다(Table 6 참조).

Gable angle의 증가에 따른 변화를 보기 위해서 Spring8의 T-loop와 Spring4의 closed vertical loop with helix의 두가지에 각각 0°, 10°, 20°, 30°의 angulation을 주어서 비교하였다(Fig7 참조). 이때의 해석방법은 angulation을 준 model을 각각 제작하고 그 방향으로 1mm 강제변위시켜서 수평력과 Moment를 산출하고, angulation에 의한 효과는 loop없는 beam에서 angulation만 주었을때 발생하는 Moment를 산출하여 합산하였다(Table 7).

2. 응력분포

이상의 spring해석결과를 바탕으로 1-8까지의 spring을 제2소구치 제외시키고 견치와 대구치에만 1mm activation주어 tie한 경우, Spring4의 closed vertical loop helix와 Spring8의 T-loop의 2가지에

서 소구치를 포함시킨 경우와 포함시키지 않은 경우, Spring8의 T-loop에 0°, 10°, 20°, 30°의 angulation을 준 경우등에 있어서 치아, 치근막, 치조골 부위의 주응력분포를 해석했다(Fig 8-18).

사용한 Computer의 기종은 DEC(Digital Equipment Company)의 VAX11-750 System이며, 사용한 유한요소 Program은 ADINA(Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis)와, Pre-Post Program으로서 ADINAIN, ADINA-PLOT을 사용하였다.

III. 연구성적

가. Spring 해석

각각 1mm 강제변위 시킨경우는 Spring 5-8에서

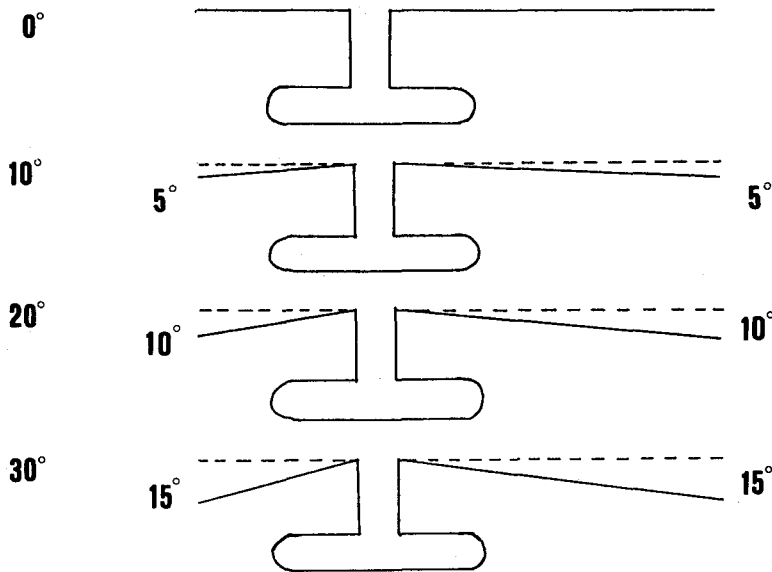


Fig. 7. Angulation in T-loop

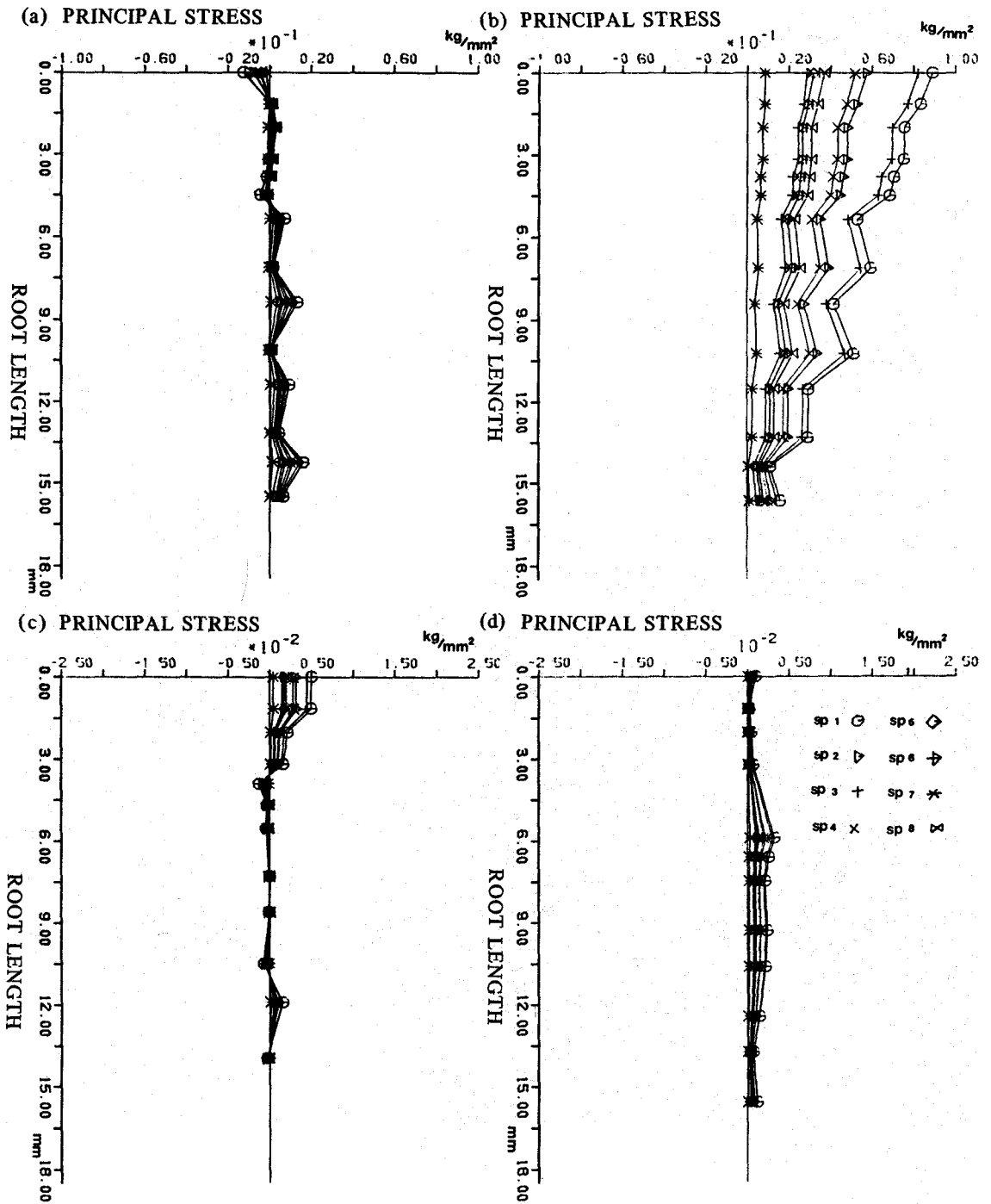


Fig. 8. Maximum Principal Stress on Spring 1-8 activated 1 mm:
 (a) mesial and (b) distal aspect of canine root,
 (c) mesial and (d) distal aspect of molar root

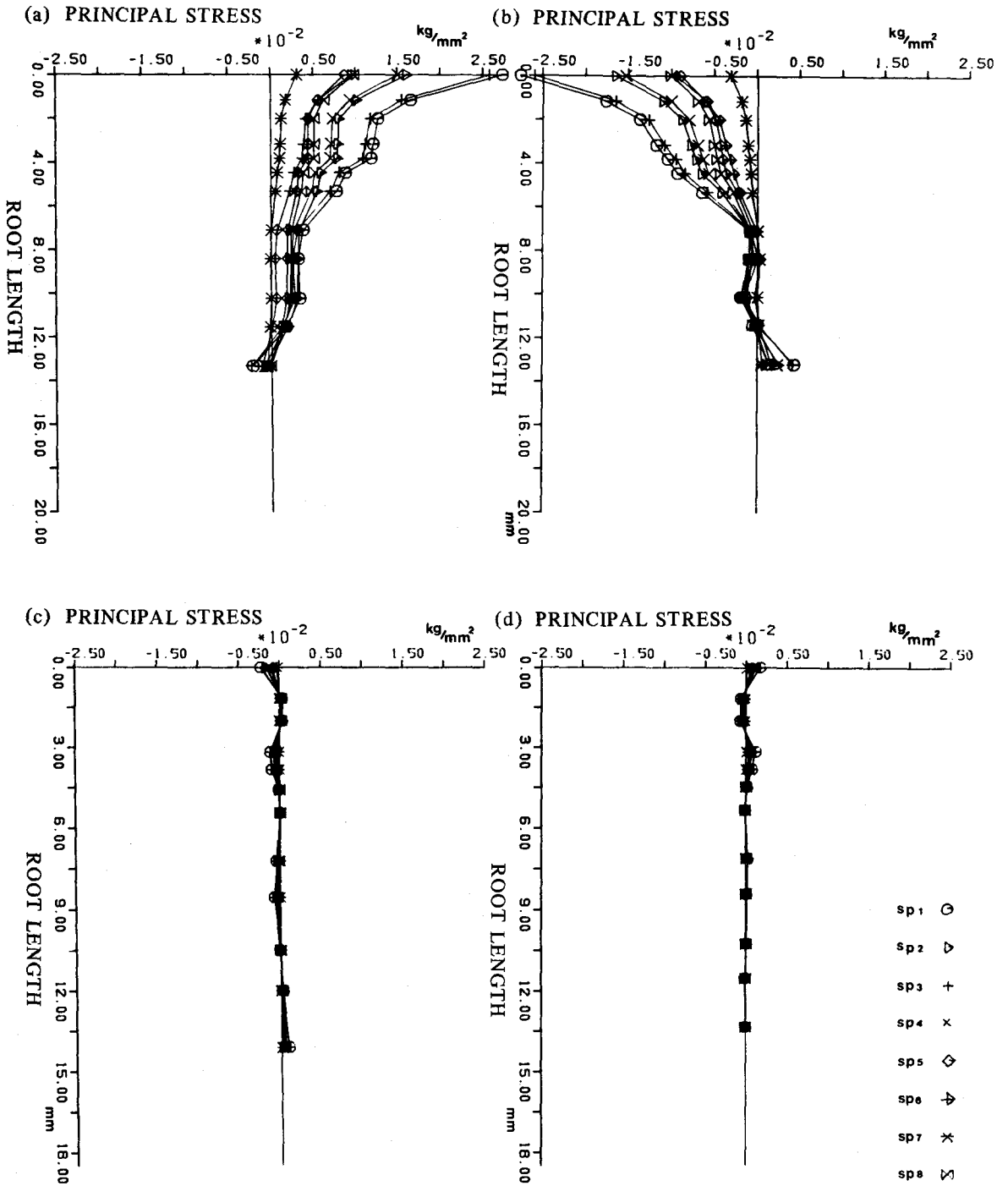


Fig. 9. Maximum Principal Stress on Spring 1-8 activated 1mm :
 (a) mesial and (b) distal aspect of canine periodontal ligament,
 (c) mesial and (d) distal aspect of molar periodontal ligament

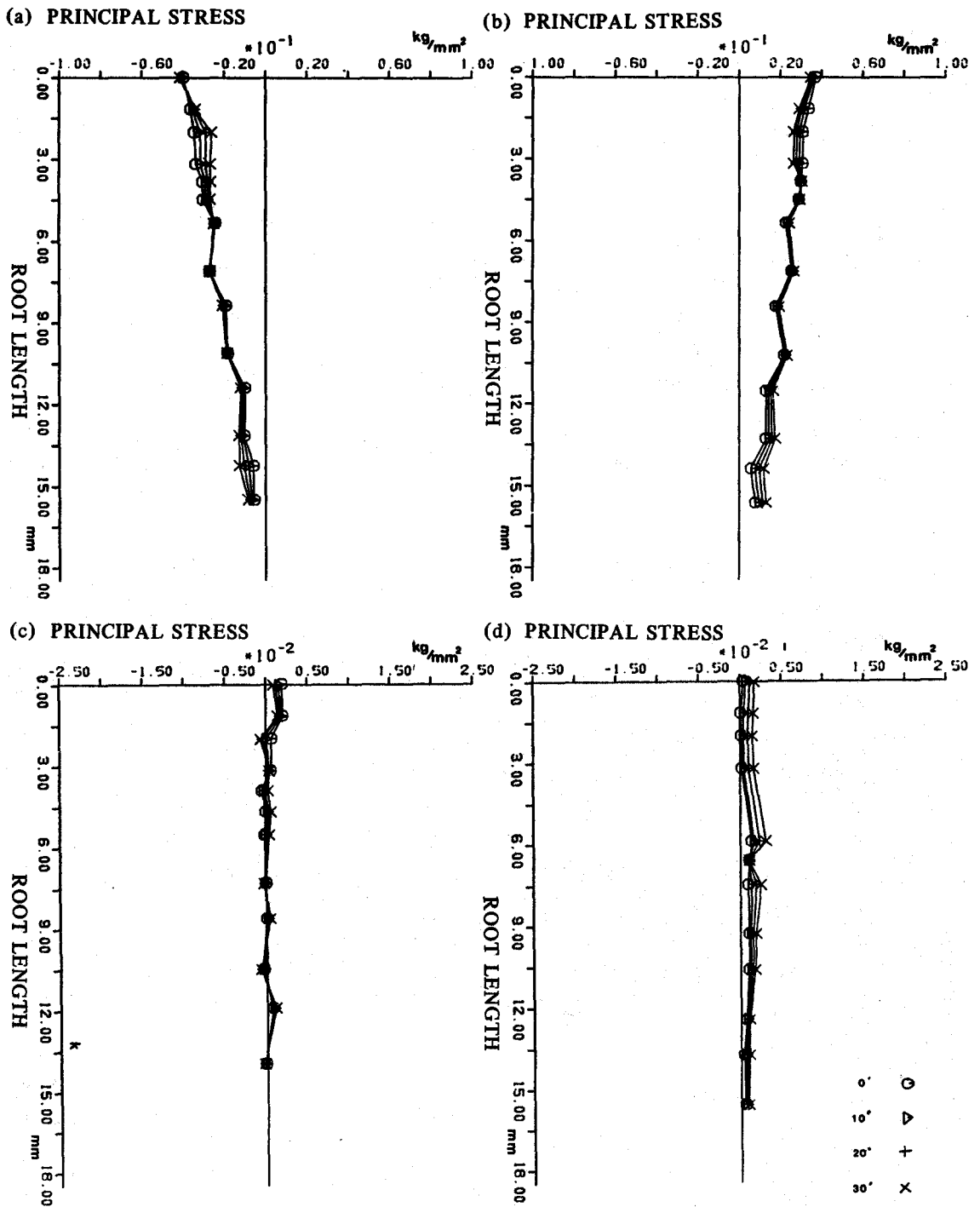


Fig. 10. Maximum Principal Stress on T-loop activated 1 mm and angulated 0° , 10° , 20° , 30° :
 (a) mesial and (b) distal aspect of canine root,
 (c) mesial and (d) distal aspect of molar root

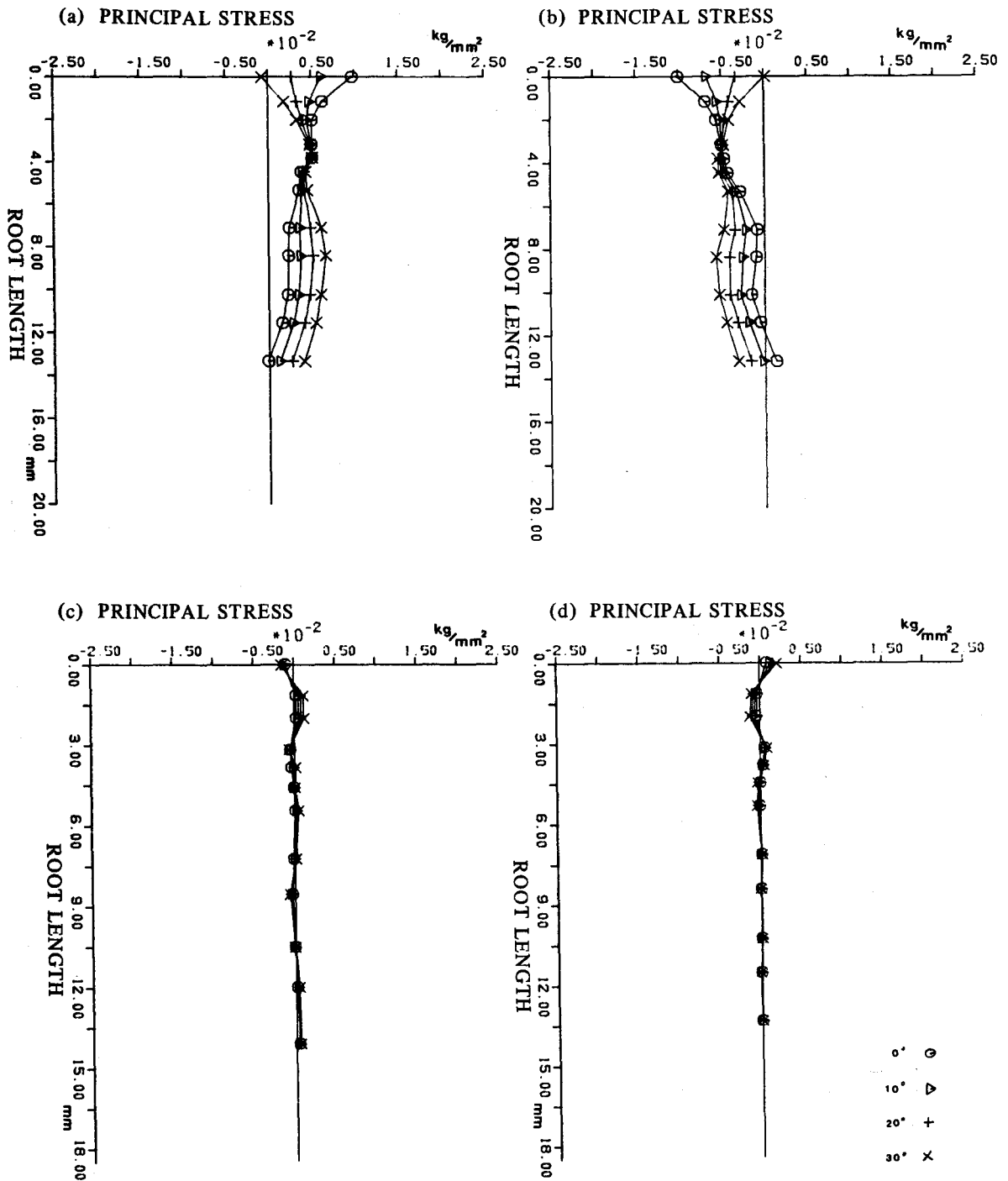


Fig. 11. Maximum Principal Stress on T-loop activated 1mm and angulated 0°, 10°, 20°, 30° :
 (a) mesial and (b) distal aspect of canine periodontal ligament,
 (c) mesial and (d) distal aspect of molar periodontal ligament

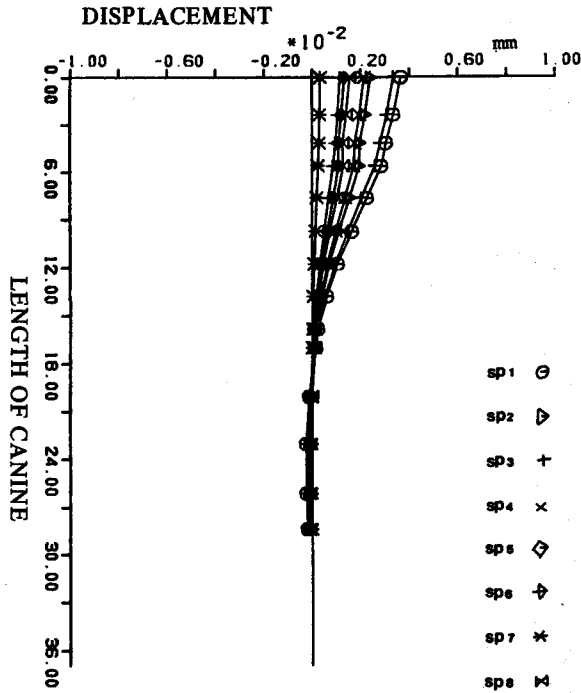


Fig. 12. Displacement of distal aspect of canine root : displacement of Spring 1-8 activated 1 mm

200g 이하의 수평력이 나타났으며, open vertical loop가 가장 컸고 교합면측과 치근단측에 각각 helix를 갖고 wire의 길이가 가장 길었던 Spring7이 가장 작았다. 소구치를 포함시킨 경우 견치의 수평력이 포함시키지 않은 경우보다 컸으며 Moment는 감소하여 견치에 불리한 양상을 나타내었다. Moment-to-force ratio는 T-loop이 4.21로 가장 큰 값을 나타내었다(Table 5).

견치의 작용점과 T-loop간의 거리에 따른 차이를 보면 loop가 견치에 근접할수록 수평력은 증가하였고 Moment-to-force ratio도 다소 증가하였다(Table 6). Gable angle에 의한 차이를 보면 angulation의 크기가 커질수록 수평력, Moment, Moment-to-force ratio가 같이 증가하였다(Table 7).

나. 응력분포

각각의 경우 치아와 치근막에서의 최대주응력을 근·원심별로 도표로 작성하였다. 가장 큰 주응력을 보인것은 수평력이 가장 컸던 Open vertical loop이였으며 치조정상측 한 부위의 실예를 들어보면 견치 원심측 치근 요소에는 약 90g/mm²의 최대 주응력이, 인접 치근막 요소에는 약 23g/mm²의 최대주응력이 산출되었다. spring의 성상에 의한 차이를 보면, 즉 Moment-to-force ratio는 치근막에서의 최대주응력의 분포에 영향을 주어 그 ratio가 큰 경우 부위별로 압축과 인장간의 차이가 적게 나타났다(Fig. 9).

T-loop에서 0-30°사이의 angulation을 증가시켰을 때 치근막의 주응력 분포는 점점 증가하였으며

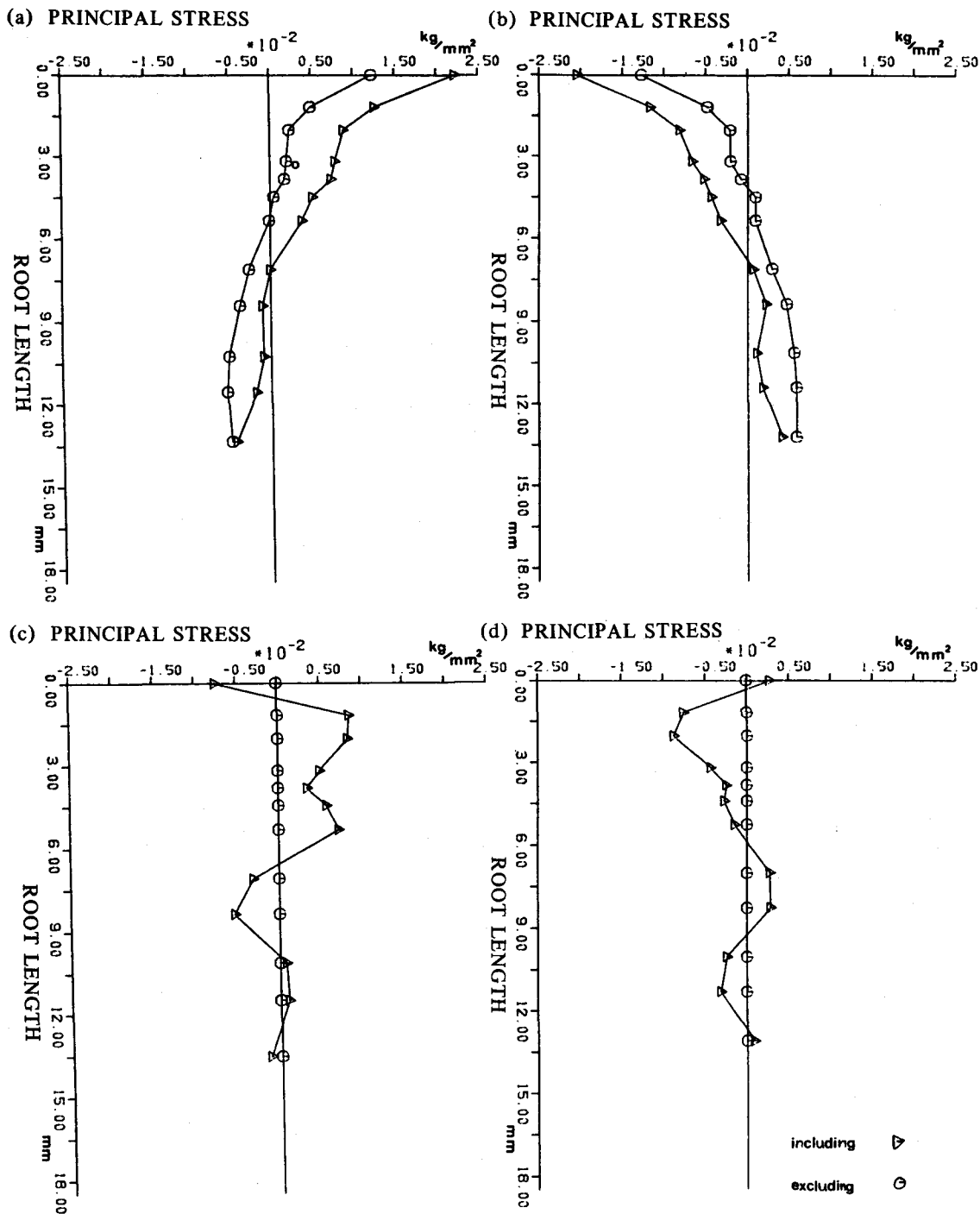


Fig. 13. Maximum Principal Stress on Spring 4 – Comparison between including and excluding second premolar:

- (a) mesial and (b) distal aspect of canine periodontal ligament
- (c) mesial and (d) distal aspect of premolar periodontal ligament

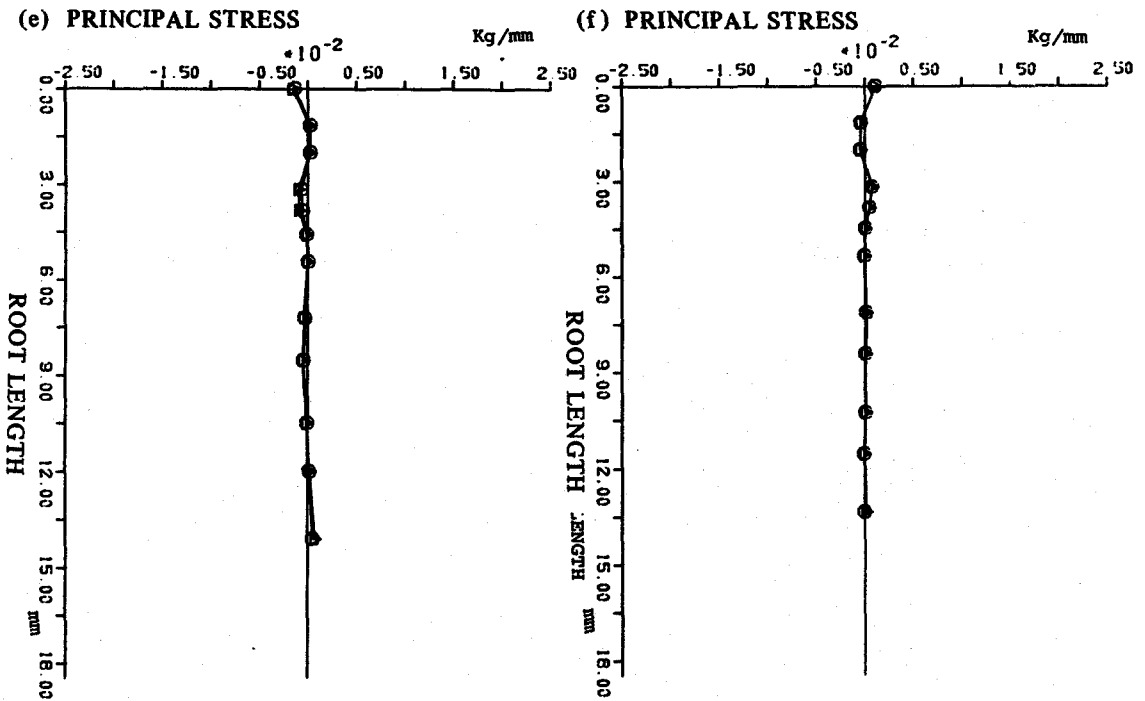


Fig. 13. Maximum Principal Stress on Spring 4 – Comparison between including and excluding second premolar:

(e) mesial and (f) distal aspect of molar periodontal ligament

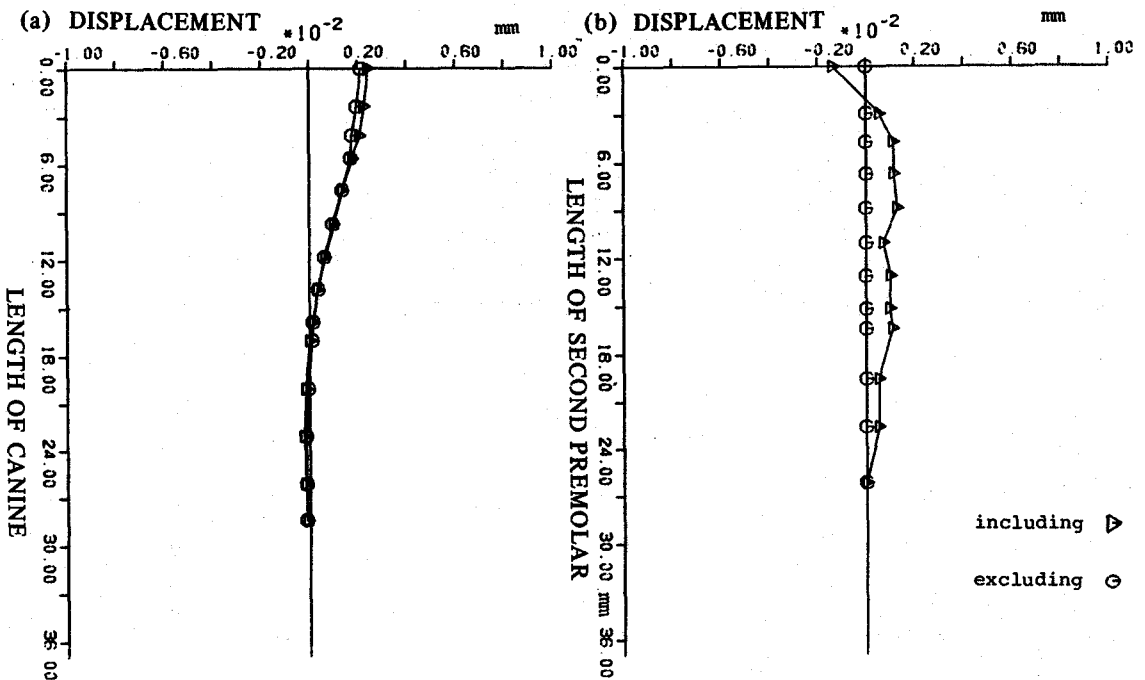


Fig. 14. Comparison of Displacement on Spring 4 between including and excluding premolar :

(a) distal aspect of canine
 (b) mesial aspect of premolar

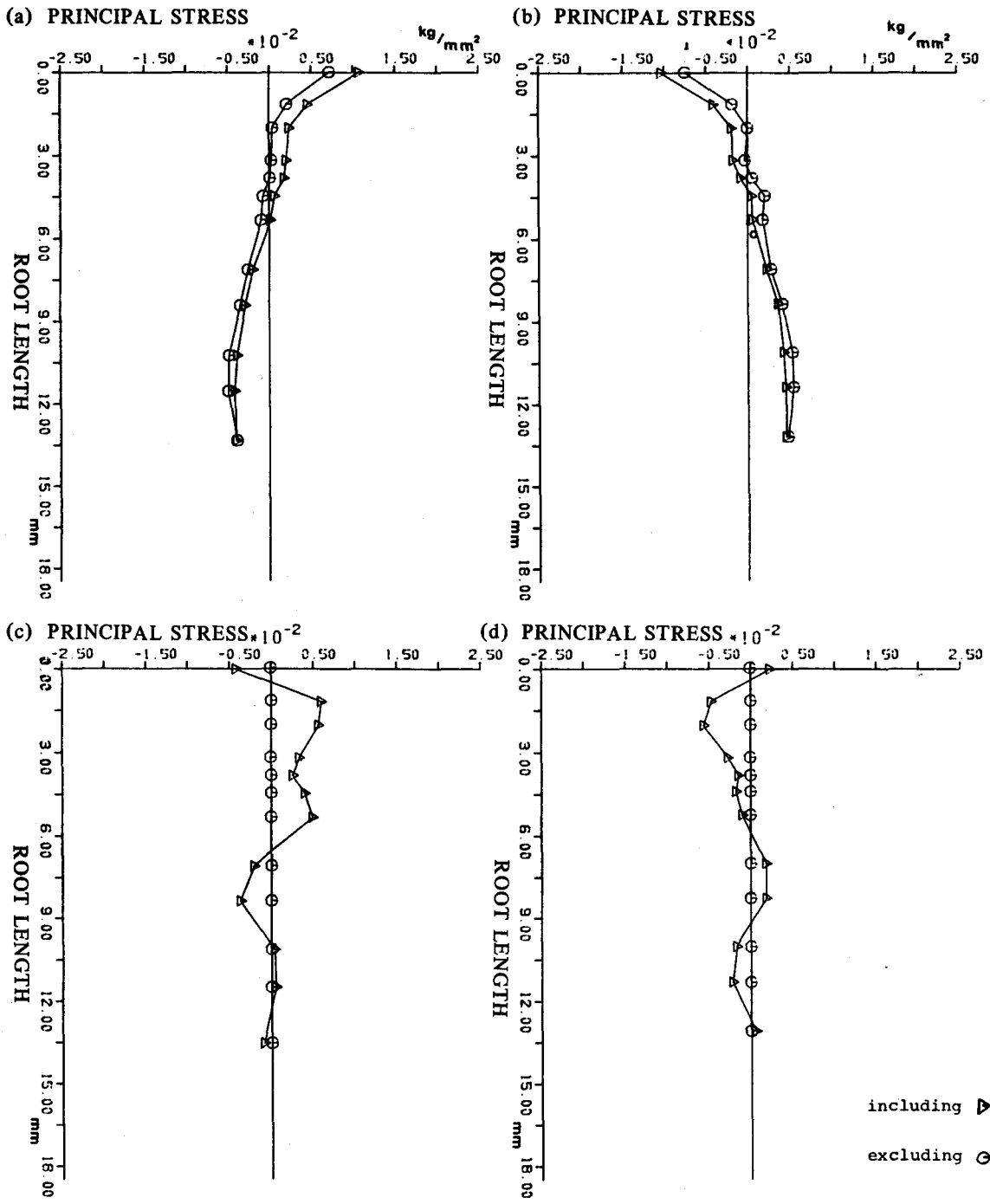


Fig. 15. Maximum Principal Stress on Spring 8 – Comparison between including and excluding second premolar:

- (a) mesial and (b) distal aspect of canine periodontal ligament
- (c) mesial and (d) distal aspect of premolar periodontal ligament

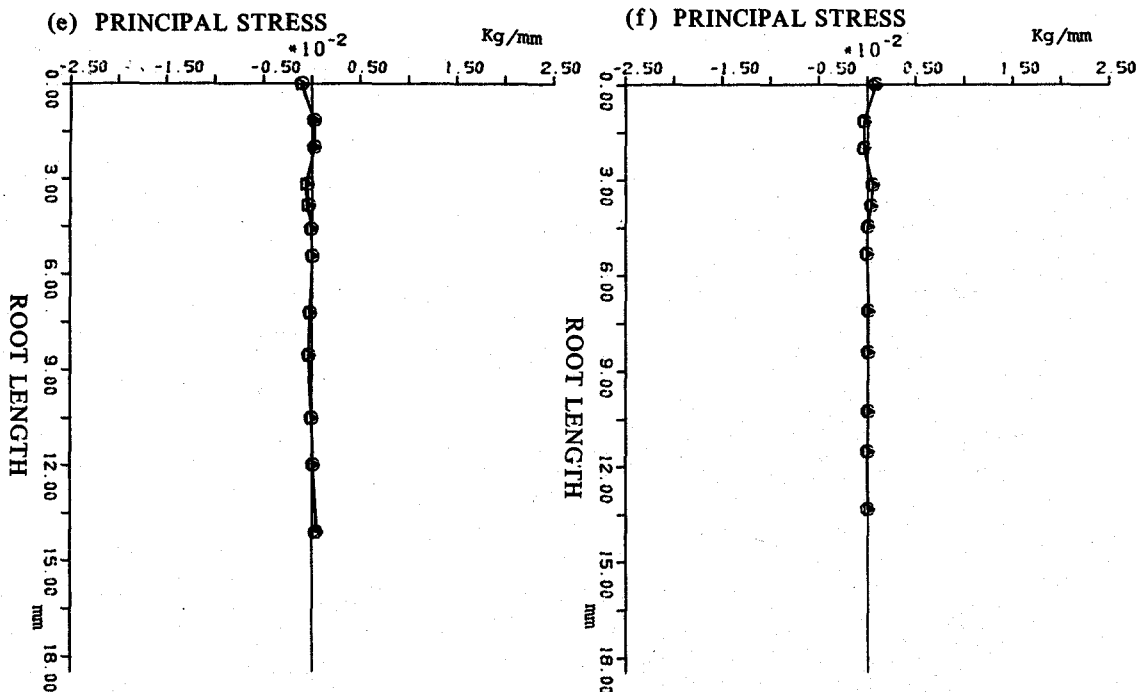


Fig. 15. Maximum Principal Stress on Spring 8 – Comparison between including and excluding second premolar:

(e) mesial and (f) distal aspect of molar periodontal ligament

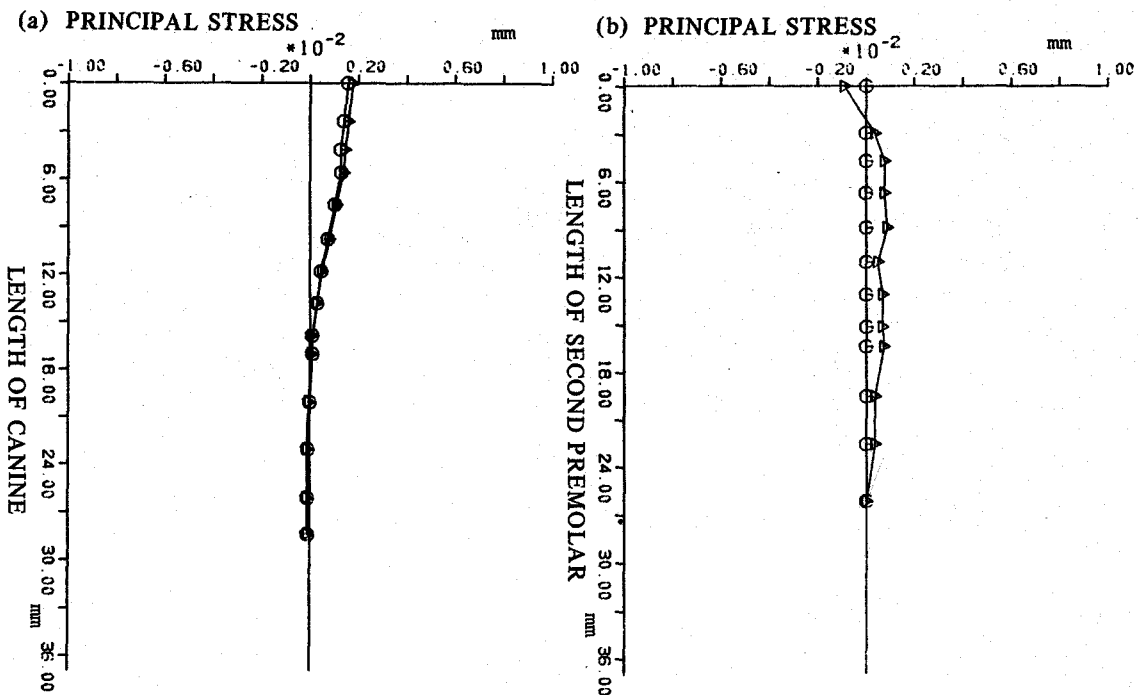


Fig. 16. Comparison of Displacement on Spring 8 between including and excluding premolar :

(a) distal aspect of canine
 (b) mesial aspect of premolar

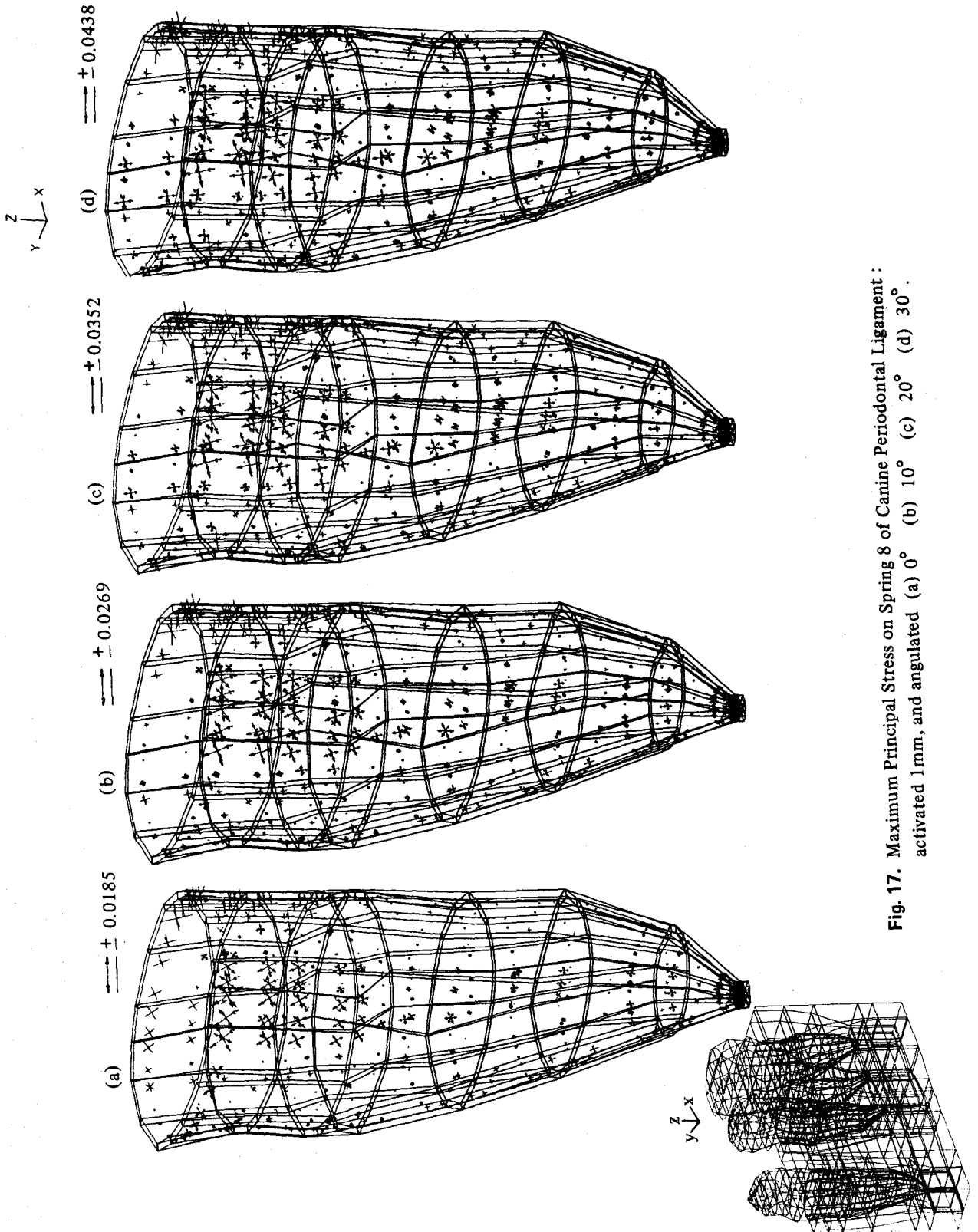
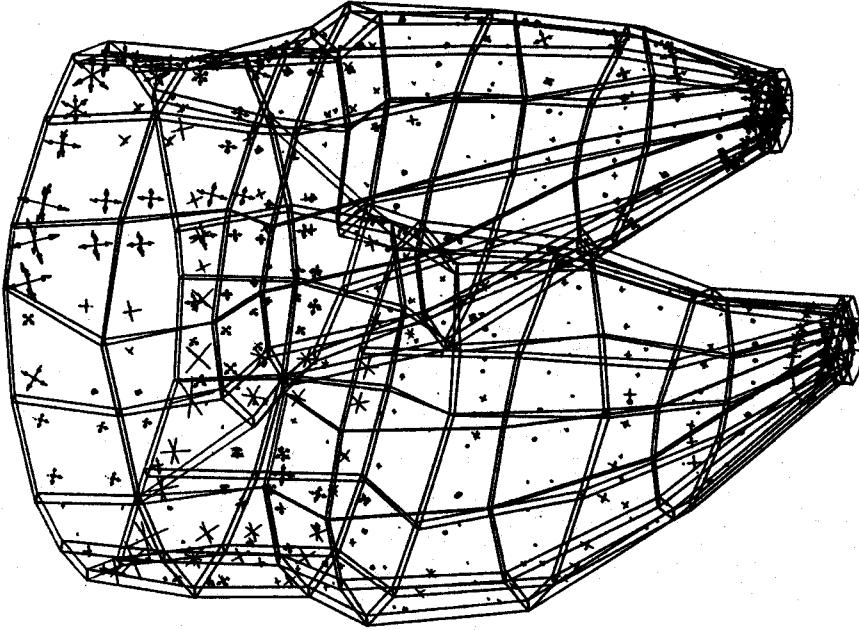


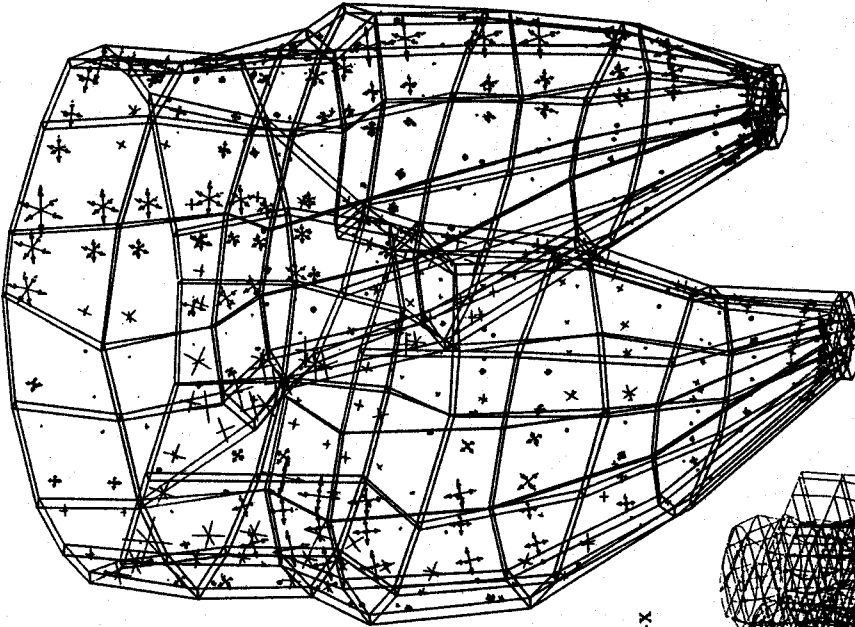
Fig. 17. Maximum Principal Stress on Spring 8 of Canine Periodontal Ligament :
 activated 1mm, and angulated (a) 0° (b) 10° (c) 20° (d) 30° .

Z
Y X

(b) ± 0.00176



(a) ± 0.00162



Z
Y X

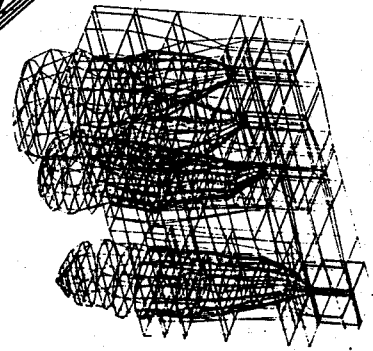


Fig. 18. Maximum Principal Stress on Spring 8 of Molar Periodontal Ligament :
activated 1 mm and angulated (a) 0° (b) 10°

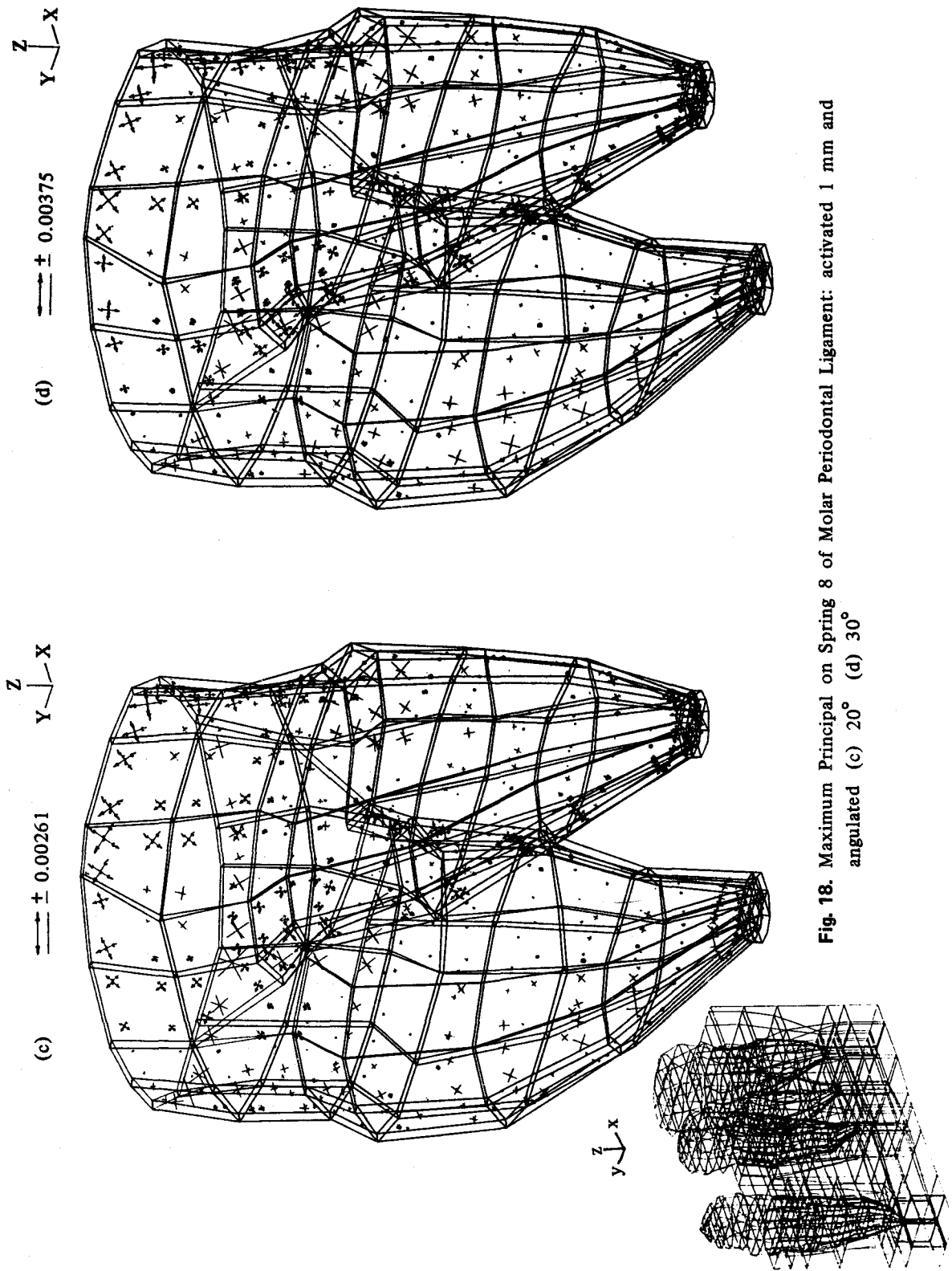


Fig. 18. Maximum Principal on Spring 8 of Molar Periodontal Ligament: activated 1 mm and angulated (c) 20° (d) 30°

angulation이 증가될수록 불규칙한 변화를 보였다 (Fig. 10, 11).

소구치를 포함시킨 경우와 포함안시킨 경우를 Spring 4와 8에서 비교한 결과를 보면 소구치가 포함된 경우 그 치근막에 매우 불규칙한 주응력을 볼 수 있다 (Fig. 13-16).

Spring 8의 T-loop에서 angulation을 증가시킨 각각의 경우에서 견치와 대구치의 치근막에서의 주응력분포를 그림으로 구성하여 보았다 (Fig. 17, 18). 한 육면체 요소의 네점에서 각각 XYZ 방향으로 압축, 인장응력의 크기를 화살표 및 직선의 길이로 표시하여 보았다.

IV. 총괄 및 고찰

치근막의 물리적 성상을 연구하기 위한 방법으로 건전치의 동요도 곡선을 얻는 연구⁴⁹⁾와 부검한 사체에서 얻은 시편으로 물리적 실험을 한 연구³⁶⁾들이 있었다. 건전치 동요도 실험에서 200g 이내의 하중에서는 급격한 직선적 변화를 보이고 200g을 넘어섰을 때에는 서서히 곡선적 변화를 보였으며, 부검시편에서는 초기에 잠시 곡선적 증가를 보이다가 직선적으로 증가하여 탄성한계에 이르기까지는 계속 직선적인 증가를 보인다고 하였다. 본 연구에서는 200g 내외의 교정력을 대상으로 하였고 대부분이 직선적 변화를 보이는 범주에 속한다고 생각하여 치근막을 등방, 등질의 선형탄성체로 간주하여 임하였다.

현재 edgewise system에서 견치를 후방이동시키는 데 continuous arch를 사용하는 경우, 견치가 예상치 못했던 방향으로 회전하려는 것을 방지할 수 있는 장점이 있다. 그러나 spring이나 elastics 등으로 교정력을 주었을 때는 다른 치아들에 원하지 않은 부작용이 따르게 된다. 즉 하중변형도가 낮은 wire를 사용하면 wire의 변형이 얇고 견치가 tipping되거나 binding되고 수직방향으로 치아의 조절이 불가능하며 구치부 anchor의 손실이 오고 견치가 extrusion되기 쉽다. 또한 rigidity가 큰 wire를 사용하면 견치이동이 멈추거나 구치부 anchor의 손실을 줄 수 있다.²²⁾ Frictionless system의 buccal sectional spring을 사용하면 가해진 교정력의 파악이 용이해진다.

이상적인 장치가 갖추어야 할 요건을 보면 50-

200g의 수평력을 내는 동안 하중변형도의 변화가 낮아야 하고 적절한 Moment가 어느 정도의 작용범위 내에서 일정하게 유지되어야 하고 spring의 크기가 최소한이어야 한다고 보고된 바 있다.^{14,22)} 교정력을 치아에 주었을 때의 저항중심이란 단일의 힘을 주었을 때 translation을 일으킬수 있는 힘의 작용점이라고 정의된다. 만약 힘의 작용선이 저항중심을 통과하면 작용선의 방향 그대로 치아는 translation하게 된다. 실제의 경우는 치관부에 단일의 힘을 치아장축에 수직인 방향으로 가하게 되면 그 저항중심에서는 수평력과 Moment가 작용하며 Moment의 크기는 저항중심에서 작용점까지의 거리에 수평력을 곱한 양이 된다.

수평력에 의해서 치아가 수평방향으로 이동하고 Moment에 의해서 치아는 회전하게 된다. 만약 치관부에 같은 크기이고 방향이 반대인 Moment를 부여한다면 치아는 translation되고 회전중심은 무한대가 될 것이다. Moment-to-force ratio에 의해서 치아 이동양식을 파악하려는 생각은 Burstone에 의해 시작되었고, 그후 2차원 치근모델에서 이론적으로 저항중심의 위치를 계산하여 치경축 40%라고 하였다.⁷⁾ Davidian¹⁵⁾은 치근을 그 장축에 직각인 방향으로 세분화하고 힘의 평형조건에 의해서 상악 중절치의 저항중심을 계산하여 치근단축에서 51-61%라고 하였고 Nikolai⁴³⁾는 2차원 모델을 사용하여 저항중심이 치경축 52%에 위치한다고 하였다. 견치 치근길이가 16mm이고 작용점에서 치경축까지의 거리가 5mm이라면 저항중심이 6.4-8mm에 존재한다고 보고 이때의 bodily movement를 위한 Moment-to-force ratio는 대략 11.4-13 정도가 된다. Gjessing은 Antitip II, Antirotation 4의 기준치를 보고한 바 있다. 적절한 Moment-to-force ratio는 치근의 길이, 작용점, 즉 bracket의 위치, 치근의 형태등에 따라 차이가 날것으로 예측된다.

open loop와 closed loop의 차이와 helix유무의 차이를 비교한 결과를 보면 Burstone⁷⁾, Mahler와 Goodwin³⁵⁾, Chaconas등, Caputo등의 여러 연구에서와 같이 closed loop와 helical loop에서 수평력이 감소하였고 Moment의 차이는 closed loop와 open loop간에 차이가 거의 없었다. 선단에 helix가 있는 경우는 수평력의 감소와 Moment-to-force ratio의 증가를 보였다. 제1대구치에는 loop에서이 거리

가 상당히 멀어 Moment에 큰 변화를 보이지 않고 있다. 제2소구치를 포함했을 때 Moment가 크게 나타난 것은 포함시키지 않은 경우에 비해 허용된 spring의 변형이 적으므로 반력이 크게 산출된 것으로 추측된다. 1-8의 spring에서 angulation없이 1 mm activation 만으로는 Moment - to - force ratio를 크게 하기가 어려웠다(Tabl 5참조). Moment - to - force ratio를 크게 하기위해 angulation을 부여하면 Moment의 양은 증가하나 수평력이 적절한 범위를 넘어 증가하므로 angulation의 증가에 한계가 있음을 알수있다. Burstone¹⁰⁾은 TMA T-loop을 사용하여 1mm activation에 수평력 33g, Moment - to - force ratio 12.6이고, 6mm activation에도 수평력 200g, Moment - to - force ratio 5.6인 견치 원심 이동자료를 제시한 바 있다.

Angulation의 증가에 따른 activation force의 변화에 대해서 Chaconas는 closed vertical loop에서는 감소했고, closed vertical loop with doble helices에서는 증가했고 closed vertical loop with helix에서는 거의 변화가 없다는 실험결과를 보고한 바 있다. 이 연구는 모델상에서 wire를 bracket에 ligature tie시켜서 한 실험으로서 gable angle이 증가하면 wire와 bracket 간에 수직방향의 힘이 증가되고 Moment가 발생되며 그 힘에 대응하는 마찰력이 어느정도 형성되어 이같은 결과가 나온것으로 생각된다. 본 연구에서는 wire와 bracket간의 마찰력에 의한 효과는 고려하지 않았다. 유한요소법에 마찰력의 효과를 도입시키려면 연결 요소의 마찰 상수값을 찾아야 한다. 이 값을 실험적으로 얻는 마찰계수에서 얻어야 하는데 마찰계수와 상수가 비례하지 않는데에 어려움이 있다.

치아의 3차원 유한요소 모델에 의한 응력분포의 연구로는 Tanne가 각기 다른 치아에 몇가지의 교정력을 주었을때 같은 크기의 힘에 대해서 치아형태에 따라 어떠한 차이가 있는가를 보고한 바 있다. 견치와 제1소구치를 비교한 결과 치근의 길이가 긴 견치가 응력을 덜 받았으며 응력의 분포는 치근의 단면형상과 길이에 따라 많은 변이를 보였다고 보고하였다. 2차원 모델에 의한 응력분포는 치근막을 따라 균일한 양상을 보였고³⁸⁾ 요소분할에 따른 불규칙성을 찾아볼 수 없었다. 본 연구에서도 치아, 치근막의 응력분포는 불규칙적인 증가와 감소를 나타냈으

며, 수평력이 크고 Moment가 작은 하중을 주었을 때 더욱 그러했다. 이것은 Beaten의 광탄성 실험결과에서도 그 불규칙성이 보고된 바 있다.

T-loop에서 견치 원심축 작용점과 loop와의 거리에 따른 차이를 보면 loop가 근접할수록 수평력과 Moment가 증가하였다(Table 6참조). 본 연구의 sectional retraction spring은 정역학적 부정정계(Statically Indetermined system)로서 해석상 어려움이 따른다. 만약 T-loop의 양끝을 1mm 강제변위시켰을때 arm이 수직방향으로 변위되는것을 제한시킨다면, 즉 수평방향으로만 강제변위시킨다면 loop의 위치에 관계없이 발생하는 수평력에는 변화가 없을 것이다. 그러나 본 연구에서와 같이 양끝만 1mm 변위시키는 경우 수직방향의 변위에 따른 Bending Moment가 발생하여 loop위치에 따라 전체 spring에서 발생하는 Strain energy의 크기에 차이가 생기게 된다. 만약 3개의 spring의 한끝을 완전히 고정시키고 다른 한끝을 당겨서 같은 1mm만큼 변위시키려면 loop가 가장 치우친 2mm거리일때 가장 많은 힘이 필요하게 된다. loop가 점차이동하여 전체의 중앙에 위치하여 대칭을 이루게 되면 전체 Strain energy의 감소로 수평력도 최소가 되며 양단에서의 Moment, 즉 치아 작용점에서의 Moment의 크기도 최소가 될 것으로 사료된다.

Moment-to-force ratio를 크게 하기위하여 angulation을 부여하면 Moment가 증가하였고 수평력도 증가하였다(Table 7).

Angulation을 주어 제작한 spring을 1mm강제변위시키면서 동시에 bracket에 수평이 되도록 변위시켰을때 발생하는 유한요소법상 해석의 어려움을 해결하기 위하여 10°, 20°, 30°의 angulation을 준 model을 각각 제작하고 arm의 방향으로 1mm 강제변위시킨 결과로 수평력과 Activation moment를 산출하고, angulation에 의한 효과는 loop없는 beam에서 angulation만 주었을때 발생하는 Moment를 산출하여 이것을 Residual moment로하여 합산하였다. 수평력은 Activation moment에서만 발생되었고 Residual moment에서는 발생되지 않는것으로 하였다. 실제에 있어서는 angulation을 준 spring을 수평이 되도록 bracket에 가져갈때 loop의 수직 arm이 서로 내측으로 가깝게 변형된 neutral position이 되고나서 다시 1mm activation시키는 것이 바람직하

것으나 본 연구에서의와 같은 유한요소법적 분석에 있어서 강제변위의 양이 크면 신뢰성있는 결과를 얻기 어려우므로 Residual moment에 의한 수평력의 감소효과는 산출하지 못하였다. 그러나 3개의 다른 angulation을 갖는 spring을 각각 arm의 방향으로 1mm 강제변위시켰을때(즉 수평으로는 1mm만) 비교한 결과 수평력과 Moment가 점차 증가하는 결과를 나타냈다. 즉 spring전체가 갖는 Strain energy가 현저하게 증가했음을 볼수 있다.

치의학 영역에서 생역학적인 연구를 위해 실험모델을 제작한 많은 연구들이 행하여져 왔다. 이러한 실험에서 가장 고려해야할 것은 대상되는 모델의 상태가 실제상태와 같을때에만 실제와 같은 결과가 나온다는 것이다. 생체조직을 인공물질로 제작하는데 많은 문제점이 있다. 이런 점에서 볼때 실험뿐 아니라 유한요소법 등 이론적 해석을 이용한 연구도 타당성있는 연구방법의 하나이다. 유한요소법의 제한점이라면 큰 변위나 큰 굽곡을 주었을때 부적절한 예측을 나타내리라는 것과 마찰저항력을 무시했다는 것, 그리고 본 연구에서의 치근막과 치조골을 등방, 등질의 탄성체로 보았다는 것등을 들수 있다.

앞으로 전산화 system의 발달로 교정치료술식의 연구가 더욱 활발해질것이며 교정의들은 실제 임상에서 활용가능한 정보를 더 많이 얻게되리라 예측되는 바이다.

V. 결 론

견치 원심이동 초기에 일어나는 치아와 지지조직의 응력분포를 관찰하고자 치아-치조골-치근막으로 구성된 3차원 유한요소 모델을 제작하고 견치 원심이동에 사용되는 여러가지 spring의 2차원 유한요소 모델을 제작하여 computer를 이용하여 여러가지 원심이동 방법을 정량적으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Sectional retraction spring에서는 closed loop일수록, helix의수가 많을수록 수평력은 감소되었다. Angulation을 부여하지 않은 경우 T-loop의 Moment-to-force ratio가 가장 유리하였다.

2. Angulation을 증가시키면 Momen-to-force ratio가 증가하였으나 수평력도 따라서 증가하였다.

3. 적절한 크기의 수평력과 Moment-to-force ratio가 가해졌을때 치아, 치근막에 미치는 응력의 크기가 작고 균일한 분포를 보였다.

REFERENCES

- 1) Arbuckle, G.R., and Sondhi, A.: Canine root movement: An evaluation of Springs, Am. J. Orthod. 77:626-635, 1980.
- 2) Baeten, L.R.: Canine retraction: A photoelastic study, Am. J. Orthod. 67:11-23, 1975.
- 3) Bench, R.W., Gugino, C.F. and Hilgers, J.J.: Bioprogressive therapy part 6, J. Clin. Orthodont. 12:123-139, 1978.
- 4) Burstone, C.J., and et al.: The application of continuous forces to orthodontics, Angle Orthod. 31:1-14, 1961.
- 5) _____: Mechanics of the segmented arch technique, Angle Orthod. 36:99-120, 1966.
- 6) _____, and Koenig, H.A.: Force systems from an ideal arch, Am. J. Orthod. 65: 270-289, 1974.
- 7) _____: Optimizing anterior and canine retraction, Am. J. Orthod. 70:1, 1976.
- 8) _____, and Pryputniewicz, R.J.: Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces, Am. J. Orthodontic forces, Am. J. Orthod. 77: 396-409, 1980.
- 9) _____, and Koenig, H.A.: Precision adjustment of transpalatal arch - Computer arch predetermination, Am. J. Orthod. 79: 115-133, 1981.
- 10) _____: The segmented arch approach to space closure, Am. J. Orthod. 82:361-378, 1982.
- 11) Caputo, A.A., and et al.: Photoelastic visualization of orthodontic forces during

- canine retraction, *Am. J. Orthod.* 65:250-259, 1974.
- 12) Chaconas, S.J., and et al.: Effects of wire size, loop configuration, and gabling on canine-retraction springs, *Am. J. Orthod.* 65:58-66, 1974.
 - 13) Christiansen, R.L. and Burstone, C.J.: Centers of rotation within the periodontal space, *Am. J. Orthod.* 55:353-369, 1969.
 - 14) Croome, C.: The principles and application of translatory cuspid retraction, *Angle Orthod.* 33:258-266, 1963.
 - 15) Davidian, E.J.: Use of a computer model to study the force distribution on the root of maxillary central incisor, *Am. J. Orthod.* 59:581-588, 1971.
 - 16) Davis, H.D., and Orth, D.: Retraction of canines using bonded tube-brackets, *Br. J. of Orthod.* 10:187-197, 1983.
 - 17) Dempster, W.T., and Duddles, R.A.: Tooth Statics. Equilibrium of free body, *J. Am. Dent. Assoc.* 68:653-666, 1964.
 - 18) Edler, R.J.: The use of power arms in Begg technique, *Euro. J. Orthod.* 8:235-241, 1986.
 - 19) Fortin, J.: Translation of premolars in dog by controlling the moment-to-force ratio, *Am. J. Orthod.* 59:541-551, 1971.
 - 20) Frank, C.A., and Nikolai, R.J.: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, *Am. J. Orthod.* 78:593-609, 1980.
 - 21) Garner, L.D., and Moore, B.K.: A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod.* 90:199-203, 1986.
 - 22) Gjessing, P.: Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, *Am. J. Orthod.* 87:353-362, 1985.
 - 23) Haack, D., and Weinstein, S.: Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model, *J. Am. Dent. Assoc.* 66:156-164, 1963.
 - 24) _____: The science of mechanics and its importance to analysis and research in the field of orthodontics, *Am. J. Orthod.* 49:330-344, 1963.
 - 25) Hixon, E.H. and Atikian, H.: Optimal force, differential force, and anchorage, *Am. J. Orthod.* 55:437-457, 1969.
 - 26) _____, and Assen, T.O.: On force and tooth movement, *Am. J. Orthod.* 57:476-489, 1970.
 - 27) Hocevar, R.: Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory, *Am. J. Orthod.* 80:457-477, 1981.
 - 28) Hurd, J.J., and Nikolai, R.J.: Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movement, *Am. J. Orthod.* 70:551-558, 1976.
 - 29) Inoue, K., and et al.: A study of the application of the finite element method to cranial growth analysis, *J. Jap. Orthod. So.* 46:345-359, 1987.
 - 30) Knoell, A.C.: A mathematical model of an in vitro human mandible, *J. Biomech.* 10:159-166, 1977.
 - 31) Kusy, R.P.: Effect of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wire, *Angle Orthod.* 51:325-340, 1981.
 - 32) _____, and Tulloch, J.F.: Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement, *Am. J. Orthod.* 90:127-131, 1986.
 - 33) Lavernia, C.J., and et al.: An analysis of stress in a dental implant system, *J. Biomech.* 14:555-560, 1981.

- 34) Lee, B.W.: Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied, *J. Dent. Res.* 44:1053, 1965.
- 35) Mahler, D.B., and Goodwin, L.: An evaluation of small diameter orthodontic wires, *Angle Orthod.* 37:13-17, 1967.
- 36) Mandel, V.: A biomechanical study of the human periodontal ligament. *J. Biomech.* 19:637-645, 1986.
- 37) Matsui, S.: Study of dynamics of extraoral anchorage, *J. Jap. Orthod. Soc.* 44:680-697, 1985.
- 38) Matsuura, T.: Mechanical study on initial changes during canine retraction, *J. Jap. Orthod. Soc.* 43:33-52, 1984.
- 39) Moss, M.L. and et al.: Finite element method modeling of craniofacial growth, *Am. J. Orthod.* 87:453-472, 1985.
- 40) Motoyoshi, M. and et al.: A study on the application of the finite element method to craniofacial growth analysis. *J. Jap. Orthod. Soc.* 46:360-369, 1987.
- 41) Moon, Y.: A dynamic study on the tooth movement by the finite element method. *J. Jap. Orthod. Soc.* 45:411-430, 1986.
- 42) Murphy, N.C. and et al.: Experimental force analysis of the contraction utility arch wire, *Am. J. Orthod.* 82:411-417, 1982.
- 43) Nikolai, R.J.: On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.* 68:290-302, 1975.
- 44) Paulson, R.C., and et al.: A laminographic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss, *Angle Orthod.* 40:20-27, 1970.
- 45) Reitan, K.: Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 43:32-45, 1957.
- 46) Ricketts, R.M., and et al.: Bioprogressive therapy, Denver, 1977. Rocky Mountain Orthodontics.
- 47) Stoner, M.M.: Force control in clinical practice, *Am. J. Orthod.* 46:163-186, 1960.
- 48) Storey, E.: The nature of tooth movement, *Am. J. Orthod.* 63:292-314, 1973.
- 49) Tanne, K.: Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force: Three-Dimensional analysis by finite element method, *J. Osaka univ.* 28:210-261, 1983.
- 50) Vanderby, R., and et al.: Experimentally determined force system from vertically activated orthodontic loops, *Angle Orthod.* 47: 272-279, 1977.
- 51) Waters, N.E., and Ward M.A.: The mechanics of looped arches with non parallel or angulated legs. *Br. J. Orthod.* 14: 161-67, 1987.
- 52) Wheeler, R.C.: Dental anatomy, physiology and occlusion 5th ed., Philadelphia, 1974. W.B. Saunders Company.
- 53) Yang, T.Y., and Boldwin, J.J.: Analysis of space closing springs in orthodontics, *J. Biomech.* 7: 21-28, 1974.
- 54) 김주영 : Reverse head gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한 요소법적 분석, 연세치대논문집, 3 : 563-577, 1985.
- 55) 이인수 : HEAD GEAR가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 15 : 211-226, 1985.
- 56) 조호구 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 14 : 75-90, 1984.
- 57) 조봉제 : 상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석, 연세치대논문집, 3 : 459-470, 1985.

— ABSTRACT —

**A STUDY ON INITIAL CHANGES DURING CANINE RETRACTION
BY THE FINITE ELEMENT METHOD**

Young-Won Kim, Byung-Hwa Sohn

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

Retraction of canines represents a fundamental stage in a considerable number of orthodontic treatment. Correct position of the canine after retraction is most important for function, stability, and esthetics. The purpose of this study was to investigate the stress in the periodontal tissue at the initial phase during canine retraction using various types of sectional retraction springs, by finite element method. Three dimensional model of tooth, periodontal ligament, bone and eight springs were simulated and tested.

The following results were obtained.

1. In sectional retraction springs, increasing number of helix and the closed loop in preference to the open loop provided an decrease in horizontal force. Without angulating the arms of spring, the T-loop revealed the highest Moment-to-force ratio.
2. The Moment-to-force ratio raised by angulating mesial and distal arms of spring, but very large horizontal force was applied to canine.
3. When optimal force and optimal moment was applied to canine, the stress induced was homogeneous and the difference of stress value from cervix to the apex was little.