

# Post 형태에 따른 치근 내부와 지지 조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구\*

- 광탄성 및 유한요소법적 연구 -

전남대학교 치과대학\*, 전남대학교 공과대학\*\*

류선열\* · 양홍서\* · 조규종\*\*

- ABSTRACT -

## TWO DIMENSIONAL STRESS ANALYSIS OF ROOT AND SUPPORTING TISSUES BY VARIOUS POST DESIGN - Photoelastic and Finite Element Analysis -

\*Sun-Youl Ryu, D.D.S., Ph.D., \*Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.,

\*\*Kyu-Zong Cho, Ph.D.

*\*College of Dentistry, Chon-Nam National University*

*\*\*College of Engineering, Chon-Nam National University*

To study the mechanical behaviors of post crown and supporting structures, 6 types of two dimensional photoelastic and finite models were constructed, 6 types of post were designed depending on diameter, length and shape.

Force was applied respectively as follows; 1) vertical on the incisal edge, 2) horizontal on the labial surface and 3) 26° diagonal direction on the lingual surface.

The mechanical behaviors of post crown, abutment tooth, cement layer and supporting bone were analyzed to investigate the effect of loading condition and post design.

The results were as follows;

1. Horizontal force produced the extraordinary high stresses in dentin and supporting structures.
2. Maximum stress concentration was observed near the post tip or root apex, and stress concentration appeared on the outer border of the alveolar bone.
3. Length of the post didn't affect the level of stress significantly but it determined the location of stress concentration.
4. No apparent difference in stress level was generated by the difference of post diameter.
5. Tapered post produced the highest stress concentrations around the post apex, and threaded

\* 본 논문은 1986년도 전남대학교 기성회 학술연구조성비 지원에 의해 수행되었음.

post provided the most desirable distribution of stress at short length.

6. Finite element method was more accurate and reliable stress analysis method than photo-elastic method.

- 목 차 -

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
  - 영문초록
  - 참고문헌
  - 사진부도

I. 서 론

Post crown은 치관부 손상이 심한 치아에 대한 수복법으로 치과임상에 널리 시술되고 있으며 post는 금관을 지지하고 치아를 파절로부터 보호하는 역할을 수행하고 있다<sup>1-4)</sup>.

Crown에 가해진 교합력이나 비기능성 외력이 보철물, 지대치, 치근막, 또는 치조골에 전달되는 양태와 각 조직내부의 역학적 반응을 명확하게 규명하는 것은 보철물의 설계, 저작기능의 회복, 지대치 및 지지조직의 보호에 매우 중요한 문제로서 보철물을 장착함에 있어 이들의 보전을 고려하여 생리적 한계를 초과한 과도한 하중의 부담을 방지하도록 제작되어야 한다<sup>5)</sup>.

Post의 형태는 parallel, tapered 및 threaded type으로 대별되며, 임상적 실패의 원인은 유지력 부족에 의한 탈락과 지대치나 post의 파절이 주종을 이룬다<sup>6-8)</sup>. Post의 유지력에 관해서는 post의 설계나 표면의 roughness 등의 영향을 규명하기 위한 많은 실험이 수행되었던바, tapered, parallel, threaded post의 순으로 유지력이 높아지며, 표면이 거칠고 post의 길이가 길며 직경이 클수록 유지력이 증가한다는 결론에 도달하게 되었다<sup>8-10)</sup>. 그러나 실험 치아는 위약하여 파절의 가능성이 높

음에도 불구하고 post의 설계에 따른 응력 분산 및 파절에 관한 연구는 희소한 편이다. 특히 post설계에 있어서 cement층을 무시하거나 연구 방법론 상의 문제점으로 인하여 일관된 실험결과를 보여 주지 못하고 있다<sup>20-27)</sup>.

post crown의 역학적 문제에 관한 생체공학이나 생체측학적 연구에는 기계적 파절 시험, 광탄성법 및 유한요소법 등의 방법이 이용되어 왔다. 기계적 파절 시험은 자연치근에 post를 직접 매식하고 높은 하중을 가하여 파절을 관찰하는 방법으로서 응력 분포 상태나 파절 기시부를 명확히 규명할 수 없는 문제점이 있다. 광탄성법은 편광판 사이에 광탄성 모형을 위치시키고 하중을 가하여 발생된 공학적 복굴절 현상을 촬영하고 분석함으로써 모형내부에 발생하는 응력분산의 양상을 전체적으로 파악할 수 있는 편리한 방법으로서<sup>29)</sup> 생체공학의 연구에 활발히 응용되고 있으나 모형제작이 어렵고 모형의 탄성계수를 인체의 구강조직과 정확히 일치시킬 수 없는 단점을 가지고 있다. 유한요소법은 공학적 수치해석법으로 구조역학 분야에서 최근 널리 이용되고<sup>30-33)</sup>, 치의학 분야에도<sup>34-36)</sup> 시도되고 있는 응력 및 변위에 관한 분석법으로 많은 장점을 보여주고 있다. 그러나 실험적 응력 측정법은 각각의 장단점이 있어 어느 한가지 방법으로만 시행될 때 그 결과에 대한 신빙성을 보장하기 어렵기 때문에 확실한 역학적 반응을 규명하기 위해서는 2가지 이상의 실험을 행하여 그 결과를 상호 비교한 후 어떤 결론을 추론하는 것이 더욱 바람직하다고 하겠다.

Post 설계는 유지력을 유지하면서 외부의 하중에 의한 응력을 균등하게 분산시킬 수 있도록 고안되어야 한다. 치아에 가해지는 외력에는 수평력과 수직력이 존재하고, 어떤 하중에 의해 과도한 응력집중이 야기될 경우에는 보철물과 지지조직 내에 발생하는 응력을 명확히 밝히는 일은 매우 중요한 일이다.

본 연구의 목적은 첫째, 2차원 유한 요소법과 광탄성법을 이용하여 다양한 형상의 post가 그 형태, 길이 및 직경에 따라 치근 내부와 지지조직에 어떤 응력 분산의 양상을 보이는가를 밝히고, 둘째, 유한 요소법과 광탄성법을 이용한 실험 결과를 서로 비교 검토하고자 함이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 유한요소법(Finite element method)

#### 1) 유한요소 모델 설계

표준형(STAND) 모델은 Wheeler<sup>37)</sup>에 의한 실험치의 2/3 크기로 상악 중절치의 치근에 post를 장착한 상태를 순설 절단면에서 측정된 형태로 설계하고, 모델은 금합금으로 주조된 post crown과 polycarboxylate cement, 상아질, gutta percha, 치근막 및 치조골로 구성하였다. post는 직경 0.9mm, 길이 6.1mm인 parallel 형으로 그하부의 근관은 직경 0.3mm 길이 3.4mm의 gutta percha로 충전하였고, 상아질과 post 사이에는 50 $\mu$ m의 cement층이 개재되고 치근막은 0.22mm의 균일한 막으로 설계하였다. 지대치 치경변연부에는 contrabevel을 부여하여 상아질을 파절로부터 보호 할 수 있도록 하였다<sup>1)</sup> (Fig.1).

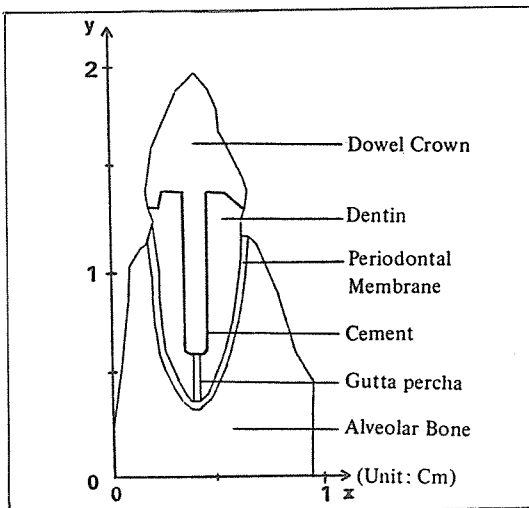


Fig. 1. Cross-sectional view of Dowel Crown and Supporting structures.

상기 조건에 맞게 2차원 평면상에 모델을 작도한 후, 요소분할의 원칙에 입각하여 요소와 절점을 나누고 고유번호를 붙였다. 본 연구에 사용된 유한요소 모델은 치조골, 치근막, 상아질, gutta percha, cement층 및 주조용 금 합금으로 구성하였으며 각 재료의 물리적 성질은 선현들의 보고<sup>24,25,26,28)</sup>에 의해 설정하였다(Table 1). 응력이 비슷하다고 생각되는 부위를 한개의 사각형요소로 분할하되 현저한 응력이 예상되는 부위와 세밀한 관찰을 요하는 부위는 가급적 작은 사각형요소로 나누었다. 각 요소에 고유 번호를 부여하고, 각사각형 요소의 모서리를 절점(nodal point)이라 하여 절점 번호를 붙였다. 응력과 변위를 해석하기 위하여 외부 하중에 영향을 적게 받는 모델의 하단을 구속점(fixed node)으로 하여 Y축 방향으로 변위되지 않도록 하였으며, 하중을 개개모델에 대하여 incisal edge에 수직력 (P1), 순면에 수평력 (P2), 그리고 설면에 26도 경사력 (P3)을 P1, P2, 및 P3 방향으로 단위 하중인 1kg의 부하를 가하였다(Fig.2). 표준형을 참고로 하여 직경, 장경 및 형태에 변화를 부여한 6종의 post에 대해 각각의 2차원 유한요소 모델을 제작하였다(Tables 2, 3) (Fig.3).

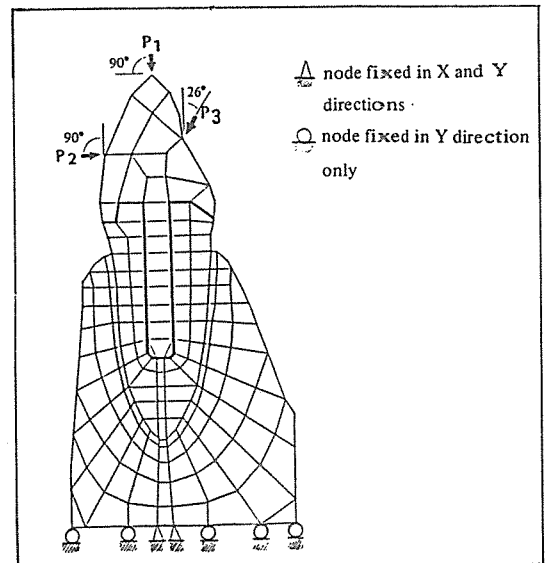


Fig. 2. Finite Element Model and Load applied (STANDARD).

**Table 1.** Mechanical properties of material

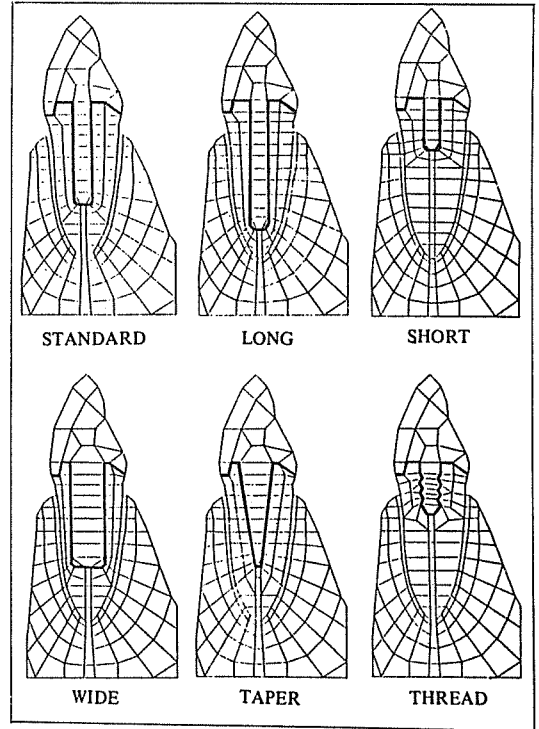
Materials	Young's modulus (Kg/cm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Alveolar bone	140,000	0.30
Periodontal memb	507.5	0.45
Dentin	190,000	0.31
Gutta percha	7	0.45
Cement	9,102.5	0.35
Casting gold	760,000	0.33

**Table 2.** Types of post design

Symbol	Type	Length (mm)	Diameter (mm)
STAND	parallel	6.10	0.90
LONG	parallel	7.65	0.90
SHORT	parallel	3.15	0.90
WIDE	parallel	6.10	1.95
TAPER	6.2° taper	6.10	0.20-1.95
THREAD	threaded	3.15	0.80-1.10

**Table 3.** Number of elements and nodal points

Types of post	Element numbers	Nodal point numbers
STAND	195	222
LONG	203	230
SHORT	179	206
WIDE	195	222
TAPER	189	216
THREAD	181	208



**Fig. 3.** Types of Finite Element Models.

2) 응력 계산

평면 선형 탄성체의 구조물 해석을 위해 Hintone과 Owen<sup>30)</sup>이 개발한 프로그램을 이용하여 IBM 컴퓨터 (IBM 4361/M05, USA)로 계산하였다. 절점 번호, 절점의 좌표 및 각 구성 물질의 탄성 계수와 poisson's ratio를 입력시켜 각 요소의 주응력과 최대 전단응력을 산출하였다. 3종의 하중 조건과 6종의 post 모델에 대해 별도의 계산을 하고 그 결과를 광탄성 실험 결과와 비교 검토하기 위하여 발생된 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 최대 전단응력의 값을 그 크기에 해당하는 색상으로 도면에 표시하였다(Figs.4-22). 또한 각 조직과 재료에 발생된 최대 응력은 수치로 정리하여 표로 나타내었다(Tables 4-7).

2. 광탄성법(Photoelastic stress analysis)

1) 광탄성 실험 모형 제작

표준형(STAND) 모형은 유한요소 실험에서 사용되었던 설계를 이용하되 모형 제작 상의

편의를 위하여 gutta percha 층은 무시하였다. 유한요소 모델 크기의 2배가 되는 2차원 광탄성 모형을 제작하기 위하여 광탄성 재료로 1/4 inch 두께의 2차원 epoxy resin판(EP-10, Riken Co, Japan)을 사용하였다. post의 금판은 알루미늄판으로, 상아질과 치조골은 광탄성 epoxy resin 판으로, 그리고 치근막은 고무 인상재인 Optosil을 이용하여 제작하였다. 광탄성 판의 절단은 jeweler's saw를 이용하여 판에 직각이 되도록 서서히 절단하였으며 이 과정에서 기계 가공후 남을수 있는 잔류응력을 최소화 하기 위하여 열이나 과도한 압력이 발생되지 않도록 주의를 기울였다. 절단면은 줄과 연마재를 이용하여 활면이 되도록 마무리하였고 dowel crown과 상아질은 polycarboxylate cement를 사용하여 부착하였다. 표준형 모형의 post 형태에 변화를 가하여 유한요소모델(Fig.3)과 같게 6종으로 설계하고 광탄성 모형을 각각 제작하였다.

### 2) 하중조건 및 응력분석

하중조건은 유한요소 실험과 동일하게 개개 모형의 incisal edge, 순면 그리고 설면에 각각 P1, P3의 방향으로 5kg, P2 방향은 모형 파절을 방지하기 위하여 3kg의 정하중을 부하시키고 표준형의 P1에는 10kg의 하중을 가하였다(Fig.2). diffused light를 광원으로 하고 편광판, 1/4 wave plate 2장 및 analyzer로 구성되어 있는 편광기(Model PA-420, Reiken Co., Japan)를 이용하여 응력 분산 양상을 관찰하였다(Figs.23-41). 응력분포의 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 전단응력의 성분이 무늬로 나타나므로 이를 사진 촬영하고 도해한후, 등색선을 추적하여 무늬 차수를 분석하였다. 무늬차수 구하는 방법은 암시야에서 black인 경우 0차로 나타내고, red와 blue사이가 1차, 두번째 red와 green사이가 2차, 세번째 red와 green사이가 3차를 나타내게 된다(Fig.23).

최대전단응력은  $\tau_{xy} = \frac{Nf}{2h} \sin 2\theta$  에 의해 계산된다.

n : 무늬 차수

f : 광탄성 계수

h : 모형의 두께

그러나 본 실험에서는 응력 발생 위치와 무늬 차수만을 측정하였는데 이는 수치로 계산된 응력 분포가 무늬 차수와 선형적으로 대응되므로, 무늬 차수만 가지고도 응력 분석이 가능하기 때문이다<sup>29)</sup>.

## III. 연구 결과

### 1. 유한요소법적 연구 결과

#### 1) post의 응력 분포

post 내부에서 전단 응력이 가장 크게 집중되는 곳은 post 하방 첨단부 주변으로 하중이 직접 가해지는 부위보다 더 큰 응력값을 나타내었고, 수평력에 의해서는 하중을 가한 반대측 post 표면의 중앙부와 하방부 주변에도 응력 집중 양상을 관찰할 수 있었다. 하중의 전달 방향에 의해 큰 응력 차를 보여 P2의 수평력에 가장 큰 값을 그리고 치아 장축 방향의 수직력(P1)에 최소의 응력이 발현되었다. 수직하중에 의한 post내의 응력분포는 post의 형태에 따라 큰 차이없이 대부분 균일한 응력분포 형태를 취하고 있음을 볼 수 있다.

수평력에 의해 유발된 최대전단 응력은 TAPER형으로 5.063kg/cm<sup>2</sup> 이 post의 하방 첨단부에 발현하였고 WIDE형이 1.855 kg/cm<sup>2</sup> 로 가장 작은 값을 나타 내었다(Table 4)(Figs.14, 15). STAND, LONG 및 SHORT형을 비교했을 때 응력 값에 큰차이를 보이지 않았다. 이는 post 첨단부의 형태가 폭이 좁고 예각일때 post내에 최대의 응력이 발생되었고 post의 길이는 응력의 크기에 큰 영향을 주지 않음을 밝혀 주었다.

#### 2) 상아질 내의 응력 분포

P1 하중을 힘을 상아질 내에 고루 분산시킴으로써 비교적 낮은 응력을 받게 시켰으나 수평 하중인 P2는 P1에 비해 평균 7.6배의 큰 하중을, 그리고 26도 경사력인 P3는 P1에 비해

평균 2.6배의 응력을 발생 시켰다(Table 5). 수직력에 의해서는 post 하방 첨단부 하단 접촉부와 치근단부에 응력이 발현되었고(Figs. 5-10), 수평력에 의해서는 post하방 첨단부에 인접한 치근 표면부와 힘이 오는 반대방향의 post하단부에 응력 집중 현상을 관찰할 수 있었다(Figs.11-16). P3 하중은 P2 하중에 비해 방향이 반대로 응력 분포 양상은 비슷하였으나 그 크기가 작았다(Figs.17-22).

수직하중(P1)에 의한 상아질 내의 응력분포는 대부분이 비교적 고른 응력분포를 보이고 있으나 post의 길이가 길고(LONG형), 넓은(WIDE형) 경우에는 상아질의 하방 첨단부 주위에 응력값이 증가하므로 불리한 응력분포를 갖게 됨을 볼 수 있다. 수평하중(P2)에 의한 응력은 post의 길이가 짧은 경우 보다는 긴 경우(LONG형)가 더 유리한 응력분포형태를 보이고 있으며, post의 길이가 짧은 경우는 post

**Table 4.** Maximum principal and shear stresses in post (unit: Kg/cm<sup>2</sup>)

post design load & stress		STAND	LONG	SHORT	WIDE	TAPER	THREAD
		P1	max. com. stress	-0.486	-0.524	-0.486	-0.487
	max. ten. stress	0.201	0.201	0.202	0.201	0.201	0.201
	max. shr. stress	1.359	1.359	1.359	1.358	0.973	1.359
P2	max. com. stress	-0.709	-0.737	-0.796	-0.907	-0.706	-0.457
	max. ten. stress	2.235	2.004	2.241	2.059	4.268	1.325
	max. shr. stress	2.768	2.229	2.080	1.855	5.063	2.376
P3	max. com. stress	-0.295	-0.453	-0.208	-0.316	-0.365	-0.209
	max. ten. stress	0.766	0.321	0.323	0.400	0.289	
	max. shr. stress	1.085	0.960	0.810	0.841	1.966	0.760

**Table 5.** Maximum principal and shear stresses in dentin (unit: kg/cm<sup>2</sup>)

post design load & stress		STAND	LONG	SHORT	WIDE	TAPER	THREAD
		P1	max. com. stress	-0.194	-0.265	-0.129	-0.157
	max. ten. stress	0.215	0.379	0.082	0.305	0.196	0.084
	max. shr. stress	0.728	0.880	1.359	0.596	0.669	0.454
P2	max. com. stress	-0.544	-0.464	-0.926	-0.671	-1.164	-0.918
	max. ten. stress	2.673	2.282	2.623	2.423	1.946	2.179
	max. shr. stress	2.189	1.968	2.361	2.201	1.986	1.705
P3	max. com. stress	-0.333	-0.291	-0.231	-0.322	-0.731	-0.310
	max. ten. stress	0.761	0.913	0.655	0.920	0.678	0.515
	max. shr. stress	1.306	1.395	0.813	1.128	1.228	0.727

하단까지의 길이가 짧으면서도 thread에 의해 수평력에 의한 bending moment가 잘 분산되고 있기 때문에 비교적 고르게 응력을 분산시키는 것을 볼 수 있다. 한편 26도의 경사하중(P3)이 작용하는 경우는 수직하중과 굽힘하중이 동시에 작용하여 수평력과 수직력이 종합적으로 나타난 경우라고 볼 수 있다. 수직하중의 결과에서 나타난 것처럼 post가 LONG형, WIDE형 및 TAPER형의 경우에는 상아질의 post 하방 첨단부 측면에 상당히 큰 응력 집중이 보이고 있으며, post의 길이가 짧은 경우(SHORT형)에는 bending moment에 의한 영향으로 post측면상아질내에 응력 집중부위가 나타남을 보여주고 있다. 그러나 Threaded post인 경우(THREAD형)에는 수직하중과 수평하중을 고르게 분산시키기 때문에 국부적인 응력 분포를 보이고 있다. WIDE형은 잔존 상아질의 폭이 좁아 post하방 첨단부에서 치근 표면까지 낮은 응력 영역이 존재하지 않는 불리한 응력분포를 갖게 되었다(Figs.14, 15) 즉 P1과 P3에 의해서는 post의 길이가 짧은 SHORT형이나 THREAD형에서 가장 낮은 응력이 발생하였으나 P2에 의한 전단응력은 SHORT형이 가장 큰 응력 값을 보였다.

### 3) cement층의 응력 분포

P2의 수평력에 의해 가장 높은 응력이 발생되었고 P1에 의해 가장 낮은 응력이 발현되었다.

post 형태에 의한 차이는 TAPER형의 cement 층 내에서 가장 큰 전단응력이 발현되었고 다음으로 SHORT형, THREAD형의 순이었으며 LONG형에서 가장 낮은 전단 응력을 보였다(Table 6). 응력의 크기는 치관부 측의 기저부에서 멀어질 수록 감소하는 양상이었으나 수직력에 의해서는 TAPER형, SHORT형, THREAD형 및 STAND형이 post 하방 첨단부 주위에 응력 집중을 보였고, 측방력에 의해서는 TAPER형이 첨단부에 큰 응력을 보였다.

### 4) 치조골의 응력 분포

post의 형태에 의해서 상아질 내의 응력에 차이가 발생하고 이에 영향을 받아 치조골내 응력의 크기나 분포 양상에 밀접한 관계를 보였으며 특히 하중의 방향에 따라 큰 차이를 보여 주었다(Figs.5, 11, 17). 즉 수직력이 가해질 때는 치근단 주위나 치조골 외각 우각부에 미약한 응력이 발생되었으나 수평력인 P2에 의해서는 4-13배, P3에 의해서는 2-5배의 큰 응력이 발생하였다. 수평력에 의해 유발된 응력은 치조골에서 bending moment를 모두 지지하게 되어 표면과 치근막 주위를 따라 길다란 띠의 형상으로 나타났다(Figs.11-16).

Table 6. Average and maximum shear stresses in cement

post design load & stress		(unit: Kg/cm <sup>2</sup> )					
		STAND	LONG	SHORT	WIDE	TAPER	THREAD
P1	avg. shr. stress	0.110	0.097	0.149	0.076	0.132	0.103
	max. shr. stress	0.390	0.350	0.495	0.433	0.337	0.273
P2	avg. shr. stress	0.456	0.460	0.644	0.345	0.817	0.578
	max. shr. stress	0.888	0.885	0.881	0.937	3.088	1.144
P3	avg. shr. stress	0.226	0.200	0.333	0.189	0.299	0.239
	max. shr. stress	0.566	0.462	0.618	0.541	1.233	0.448

**Table 7.** Maximum principal and shear stresses in alveolar bone

(unit: Kg/cm<sup>2</sup>)

load & stress \ post design		STAND	LONG	SHORT	WIDE	TAPER	THREAD
		P1	max. com. stress	-0.075	-0.107	-0.057	-0.077
	max. ten. stress	0.424	0.518	0.303	0.427	0.422	0.309
	max. shr. stress	0.454	0.568	0.437	0.511	0.508	0.440
P2	max. com. stress	-0.687	-0.632	-0.758	-0.660	-0.645	-0.761
	max. ten. stress	2.189	2.220	2.065	2.184	2.178	2.106
	max. shr. stress	2.488	2.322	2.387	2.467	2.358	2.431
P3	max. com. stress	-0.288	-0.332	-0.255	-0.288	-0.292	-0.261
	max. ten. stress	0.896	0.893	0.851	0.888	0.773	0.808
	max. shr. stress	1.006	0.965	0.971	0.999	1.002	0.987

2. 광탄성법 연구 결과

1) 표준형의 응력분포

P1에 10kg의 수직 하중을 가하여 post의 하방부에 인접한 상아질에 무늬차수 1차의 응력이 길게 발생하였고 치근단부에 인접한 치조골 내에 3차의 무늬가 방사상으로 발생함을 관찰할 수 있었으며 협측하단 치조골 우각부에 약 1차 정도의 응력이 보였다(Fig.24). P2방향으로 3kg의 정하중을 post의 중앙부에 인접한 상아질 내부에 3차정도의 큰 응력이 넓게 발생되었고 치아의 순측 치조골은 표면의 cortical bone을 따라 띠 형상의 5차 정도의 큰 응력이 발생하였다(Fig.25). P3의 5kg 하중에 의해서는 post의 중앙부에 인접한 순측의 상아질 내에 1차의, 그리고 순측 치조골 정과 인접한 상아질에 3차의 무늬차수가 발생하였다. 순측 치조골 표면을 따라서는 8차의 높은 응력이 분포하였다(Fig.26).

2) LONG형의 응력 분포

P1에 5kg의 하중을 가하여 표준형에 비해 그 크기는 작으나 응력분포 양상이 비슷한 사진을 얻었다(Fig.27). P2에 3kg, P3에 5kg의 하중이 부하된 상태에서 치조골과 상아질 내의

응력은 크기나 분포 양상이 표준형과 비슷하였고 post 하방 첨단 주위의 상아질내에 1차의 응력 집중이 발생하는 점에 차이가 있었다(Fig.28).

3) SHORT형의 응력분포

치조골 내의 응력분포의 양상은 P1, P2, P3에서 각각 표준형이나 LONG형과 매우 유사하였다. 그러나 상아질 내의 응력 분포는 짧은 post주위에 국한되어 P2에 의해 치조정 주위의 상아질 내에 2차의, post 하방 첨단부 주위에는 1차의 무늬차수가 발생하였다(Fig.31). P3에 의해서도 순측 치조정과 post 하방 첨단부주위의 상아질 내부에 높은 응력 집중양상을 보여 주었다(Fig.32).

4) WIDE형의 응력분포

치조골에서는 다른 형과 마찬가지로 압축력이 가해지는 쪽의 치조골의 외형을 따라 띠 형태의 긴 응력 집중 양상을 보여주었고 치근단 주위로는 약간 넓게 응력이 분포하고 있었다. 상아질 내의 응력 분포는 P1, P2, P3각각에서 표준형과 유사하였으나 상아질의 두께가 얇아 post 하방 첨단부 주위의 응력 집중양상이 두드러졌다(Figs.33-35).

5) TAPER형의 응력 분포

P1, P2, P3의 모든 하중에 대한 응력 분산



은 WIDE형과 비슷하였으나 post 하방 첨단부 주위의 상아질 양이 많아서 응력이 넓은 면적의 상아질 내로 분산되는 점이 달랐다(Figs. 36-38).

#### 6) THREAD형의 응력분포

P1에 의해 가장 작은 응력이 발생되었다(Fig. 39). P2나 P3의 하중에는 SHORT형과 응력 분포가 비슷하였으나, 그 크기가 약간 작고 thread의 모든 부위에서 1-2차의 응력이 발생하여 더 넓은 부위로 힘을 분산 하였다(Figs. 40, 41).

### IV. 총괄 및 고안

치과 수복물을 구강내에 장착할 때 치아와 구강악계의 보전을 우선적으로 고려하여, 이를 지지하는 치아, 치근막, 치조골 등에 생리적인 한계를 넘는 과도한 힘이 전달되지 않도록 함은 물론이고 힘의 분산을 도모하여 각부에 균등한 압력이 미치도록 보철물을 설계하는 것이 매우 중요한 역학적 문제이다.

치아와 주위의 지지조직은 그 구성 재질과 형상에 있어서 다양하며 여기에 보철물이 위치할 경우 더욱 복잡한 구조물로 변한다. 또한 저작압이 가해지는 방향과 크기는 일정하지 않고 하중이 특정 부위에만 국한되어 가해지지 않으므로 발생하는 응력의 양상은 간단하지 않다. 종래의 생체의 역학적 문제에 관한 연구방법으로 strain gauge법, holography법, brittle coating법, 기계적 파절실험, 유한 요소법 및 광탄성법 등의 여러가지 방법들이 소개되어<sup>29-33)</sup> 치의학 분야의 연구에 활용되고 있다.

strain gauge법은 보철물이나 지지 조직과 유사하게 제작된 모형상에서 시행되며 복잡한 측정 장치에 의해 비교적 정확한 표면응력을 계산해 낼 수 있는 반면, 장착 가능한 gauge의 수가 제한되고 장착을 위한 공간을 확보하기 위해 보철물의 변형이 필요하다<sup>39)</sup>.

기계적 파절 실험은 실제의 보철물과 지대치 상에서 행하기 때문에 실험 상의 제약이 따르고 파절이 개시되는 부위나 응력 분포 상태를

소상히 밝힐 수 없는 문제를 갖고 있다<sup>40)</sup>.

광탄성법은 실험적 응력 분석법의 한 방법으로 원리는 광원에서 나온 진동파가 polarizer, quarter wave plate, analyzer를 통과하면서 모형에 의해 위상차가 발생하여 응력에 따라 각기 다른 무늬차수(fringe number)를 나타내게 되는 광학적 현상을 이용한다. 먼저 bi-refrangent material로 실험 모형을 제작하고 하중을 가한 상태에서 편광기를 통해 모형상에 나타나는 무늬 차수를 관찰하여 분석함으로써 응력의 크기 및 분포 양상을 밝힐 수 있다<sup>29)</sup>. 광탄성법을 이용하면 post가 장착된 지대치 내부와 주위 지지 조직의 전체적인 응력 분포를 동시에 가시적으로 관찰할 수가 있다<sup>20-23)</sup>. 1935년 Zak<sup>41)</sup>에 의하여 처음 치의학 분야에 응용된 이후, 2차원<sup>42-44)</sup> 및 3차원<sup>45-47)</sup> 광탄성 연구 결과가 국내에서도 다수 발표된 바 있다. 그러나 광탄성법은 탄성 계수를 인체와 정확히 일치시킬 수 없는 단점을 가지고 있다.

유한요소법이란 어떤 모델을 물리적 성질이 비슷한 여러 개의 작은 분할요소로 나누어 구조물을 해석하는 공학적 수치 해석법이다. 연속체를 유한개의 요소로 분리하여 각 좌표의 절점을 작도하고 그 좌표를 입력시키며 물리적 성질로 탄성계수(E)와 poisson율( $\nu$ )을, 그리고 하중의 크기와 방향을 컴퓨터의 구조물 해석을 위한 프로그램에 입력시킨다. 원리는 구조물을 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 분할된 각 요소에서의 현상은 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개요소의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악하는 것이다. 치아의 변위와 조직 내부의 응력을 알 수 있고 다른 실험 방법에 비해 생체와 가장 유사한 조건의 모델을 제작 할 수 있으며, 복합 구조물을 이루는 각 재료의 물리적 성질에 관한 자료를 정확히 입력시킬 수 있기 때문에 실제 구조물의 거동과 근접시킬 수 있는 장점이 있다<sup>30,33)</sup>.

본 실험에서 모델의 설계는 post crown의 사용빈도가 높은 상악 중절치를 이용하였고 여기에 6종의 post를 장착하였다. post와 상아질 사이는 임상적으로 허용되고 있는 cement피막

두께로 50 $\mu$ m의 cement 층을 개입시켜 완벽한 결합이 된 것으로 가정하였다. 유한요소법의 표준형에서는 post하방에서 치근단까지 직경 0.3mm, 길이 3.4mm의 gutta percha로 치근단부의 폐쇄를 도모하였는데 이는 치근단부의 폐쇄를 위해 3-4mm의 여유가 필요하다는 설<sup>1)</sup>에 기초한 것이다. LONG형과 WIDE형은 상아질의 두께를 1mm만 남긴 최대의 깊이와 직경으로 설계하였다. SHORT형과 THREAD형은 표준형 post 장경의 약 1/2인 3.15mm로 하였고, TAPER형은 표준형의 post 길이에 기성 post의 최대 경사도인 6.2도로 고안하였다 (Table 2) (Fig. 3).

본 연구에서는 상아질, 치조골, 치근막, 금합금 및 cement 등을 탄성체로 가정하여, 하중의 크기와 방향 및 하중점의 위치를 하중 조건으로 고려하였다. 부하의 방향은 치아 장축 방향의 수직력(P1)은 저작력을 가상하여 incisal edge에, 순측으로부터의 외상성 충격을 묘사하기 위한 수평력(P2)은 순면에, 그리고 중심교합시 접촉되는 상악 치아의 설면에 26도의 경사력(P3)을 설정하였다. 유한요소의 모델에서는 단위 하중인 1kg의 부하를 가하여 실제 구강내에서 발생하는 평균 저작압 16kg보다는 적으나 지지 조직이 선형 탄성체와 유사한 반응을 보이기 때문에 실제의 응력은 계산된 단위 하중의 응력에 부하된 실제 하중치를 곱하면 산출되리라 사료된다. 한편 광탄성 모형에서는 모형에 손상이 발생되지 않을 범위에서 최대하중으로 P1과 P3에 5kg, P2에 3kg를 가하였고 P1 방향의 응력분포를 가시화 하기 위하여 표준형의 P1에서만 2배의 하중을 가하였다. 유한요소 분석법의 결과에 의하면, post의 응력분포는 post 하방 첨단 부위에 상당한 응력 집중이 나타나고 있으며 특히 post 하방 첨단부의 단면적인 좁은 taper post인 경우는 다른 post에 비해 약 2배의 응력이 발생됨을 볼 수 있었다. 이는 taper의 정도가 심할때 썩기 효과가 생긴다는 Standlee<sup>20)</sup>의 광탄성 실험 결과나 Peters등<sup>24)</sup>의 실험 결과와 일치하였다. 그러나 실제 post는 대부분 연성이 큰 금속재료로 만들어지기 때문에 부분적인 국부 응력에

의한 파손의 우려는 적으나 중요한점은 post에 나타나는 응력집중 부위가 근접한 상아질이나 치조골에 미치는 영향이 크므로 이에 대한 고려가 더 중요할 것으로 사료된다.

상아질 내에서 발생하는 응력과 post의 형태에 관해서는 post의 길이가 길 수록 유리하다는 주장<sup>22)</sup>, 짧을 수록 유리하다는 주장<sup>27)</sup> 및 post의 길이가 최대 응력의 크기에는 영향을 미치지 않고 응력 집중 부위만 변경 시킨다는 유한요소법적 연구 결과<sup>24,25)</sup>가 보고되고 있다. 본 실험에서는 수직하중에 의해서는 post의 길이가 짧은 SHORT형 이나 THREAD형에서 가장 작은 응력이 발생하였으나 수평력에 의한 응력은 SHORT형이 가장 컸다. 이는 수평력에 의해 발생하는 bending movement를 짧은 post에 의해 지지하기 때문에 post 하단에 집중되는 힘이 LONG형에 비해 커서, 재질이 연한 cement층의 압착 균열이 예견되며 cement층을 통해 전달되는 응력 집중의 정도가 SHORT형이 LONG형보다 크기 때문이라고 사료된다. post의 길이가 짧으면서 thread를 갖는 경우는 P2에 의한 bending movement가 post의 나사 산 부위를 통해 잘 분산되어 비교적 낮은 응력 분포를 보였는데 이는 Dertsch등<sup>2)</sup>의 주장과 일치하였다.

cement층은 실제 아주 얇은 층이기 때문에 국부적인 접촉이 예상되는 경우가 가장 파손이 심하게 예측된다. 따라서 수직하중(P1)의 경우보다는 수평하중(P2)에 의한 bending moment가 지지되는 coner부분과 하방 첨단부위 cement층의 전단응력이 가장 문제시 되는데 (Table 6)에서 나타난 바와 같이 TAPER형 일때 cement층의 최대 응력값이 가장 크고, 이어서 SHORT형, THREAD형의 순이었으며 LONG형에서 가장 낮은 전단응력을 보여 주었다.

치조골의 응력분포는 상아질의 응력분포에 의해 직접적인 영향을 받기 때문에 상아질의 응력이 집중된 부위는 그에 대응되는 치조골 부위에도 응력집중이 나타나고 있다. 따라서 수직하중 성분의 경우에는 long post의 root apex부위에 가장 큰 응력집중 현상이 나타나

고, 이런 현상은 수평하중 성분(P2)인 경우도 유사한 결과라는 것을 알 수 있었다. 전반적으로 치조골 내의 응력은 치근막 주위로 분산되어 치근막 주위를 따라 길다란 띠의 형상으로 응력이 분산됨을 볼 수 있었다.

광탄성연구에 의한 실험 결과는 압축력이 가해지는 부위에서는 유한요소의 결과와 거의 유사한 응력 분산 양상을 가지적으로 한눈에 관찰할 수 있었으나, 특히 상아질 내의 응력 분포는 유한요소법의 결과에 비해 정확성이 떨어진 것으로 사료된다. 그 이유는 광탄성 모형을 제작함에 있어 실제 구강 내의 형상과 물리적 성질을 완벽하게 재현시키기 어렵기 때문이다. 예컨대 인체에서 치근막은 상아질과 치조골 사이의 인장하중 및 압축하중 모두를 전달할 수 있는 기능이 있으나, 광탄성 모형에 사용된 치근막의 대용 재료인 silicone rubber는 인장력에 대해 지탱하지 못하고 분리되기 때문에 유한요소 모델이나 실제 구강 상태와 다른 상황이 발생되어 인장 응력이 분포될 부위에 대한 응력은 거의 발현되지 않았고 상호 비교할 수도 없었다.

실할치는 근관 치료시 상실된 상아질의 양과 잔존 상아질 자체의 건조에 의해 위약하며 여기에 다시 post가 식립되고 교합력이 가해질 때 상아질의 파절이 발생되기 쉽다. Post의 길이, 직경, 형태등과 치근 파절간의 상관성을 실험을 시행하여 post의 직경이 클수록 상아질 내의 응력이 증대됨을 밝혔고, Standlee 등<sup>21)</sup>은 경직과 길이가 stress와 직접적인 관련성이 없음을 보고하였다. post의 길이에 관해서는 양<sup>27)</sup>이 유한요소 연구를 통해 post가 짧을수록 유리하다고 보고한 반면 Dertsch 등<sup>28)</sup>은 post의 길이가 길수록 유리하며 threaded post는 길이가 짧아도 우수한 응력 분산을 보인다고 주장하고 있다. 이처럼 서로 상이한 결과는 실험 방법과 모델의 설계에 의한 차에 기인한다고 사료되며 특히 실제 구강 내의 상태와 일치시킬 수 있는 치근막과 cement층의 재현이 중요한 관건이라고 사료된다. 본 실험의 유한요소 모델은 cement층과 치근막을 인체와 유사하게 구성하였으나 광탄성 모형은 상아질이나 치조골의 재질을 실제와 정확히 일치시킬 재료를 구하기

어려웠고 특히 gutta percha, cement층 및 치근막 내부의 응력 값은 측정할 수 없었고 구강 내 상태와 근접시킬 수 없었다. 따라서 본 실험에서는 유한요소법의 결과가 광탄성법에 비해 더 정확한 많은 정보를 제공한 것으로 사료된다.

본 실험에서는 6종의 post crown에 대해 광탄성 및 유한요소법에 의한 역학적 연구를 수행하여 post의 형태와 하중점에 따른 응력 분포 양상의 차이를 관찰할 수 있었고 post의 형태 보다는 하중의 방향, 특히 수평 교합력이 더 큰 응력을 발현시킴을 규명하였다. 뿐만 아니라 역학적 방법론으로는 유한요소법에 의해서 더 정확하고 많은 정보를 얻을 수 있었고 유한요소법이나 광탄성법에서는 모형 설계 및 제작의 차에 따라 결과가 크게 변화됨을 관찰할 수 있었다.

앞으로도 post crown에 대한 더 많은 3차원 유한요소법적 연구를 수행하고 모델 설계 및 제작에 있어서 구강내의 상황과 일치시킬 수 있도록 보다 세심한 주의를 기울이면 post의 설계 및 응용에 관한 좀더 확실하고 유용한 결론을 얻을 수 있으리라 사료된다.

## V. 결 론

post crown의 역학적 반응을 연구하기 위하여 상악 중절치에 6종의 post를 직경, 길이 및 형태에 변화를 주어 설계하고 2차원 유한요소 모델과 광탄성 모형을 제작 하였다. 외부 하중은 절단면에 수직(P1)으로, 측면에 수평(P2)으로 그리고 설면에 26도 경사(P3)지게 각각 가하였다. 기계 역학적 연구에 의한 결과는 다음과 같다.

1. 외부의 작용 하중에 따라 응력 분포의 양상은 큰 차이를 보였으며, 수평력이 가해지는 경우 상아질과 치조골에 가장 불리한 응력 분포를 보이고 있음이 확인되었다.
2. 하중의 조건에 따라 응력 집중 부위가 변하나 일반적으로 post하방 첨단부와 치근단부에 큰 응력 집중 양상이 관찰되었고, 치조골은 치밀골 외형을 따라 응력이 분포되었다.
3. post의 길이에 따른 큰 응력의 차이는 보

이지 않았고 응력집중 부위의 위치를 변화 시켰다. 그러나 짧은 post는 측방압에 의한 cement 층의 붕괴 및 이탈이 우려되었고, 너무 긴 경우는 post 하방 상아질 층이 얇아 파절이 예측되었다.

4. post의 직경 변화에 의해 최대 응력의 크기는 큰 차이를 보이지 않으나 직경이 큰 경우 잔존 상아질의 양이 감소하여 불리하였다.

5. post의 형상에 따른 응력 분포는 tapered post의 경우 썬기 효과가 가중된 post 하방 첨단부 주위로 큰 응력 집중이 발생하여 불리하였고, threaded post는 길이가 짧음에도 응력 분산이 비교적 양호하였다.

6. 유한요소법이 광탄성법에 비해 더 정확하고 일관성 있는 역학적 결과를 보여 주었다.

## REFERENCES

1. Shillingburg, H.T., and Kessler, J.C.: Restoration of endodontically treated tooth, Chicago, Quintessence publishing Co., 1982.
2. Deutsh, A.S., Musikant, B.L., Cavallari, J.C., and Lepley, J.B.: Prefabricated dowels; A literature review, J.P.D., 49:498, 1983.
3. Craig, R.G.: Restorative dental materials. 7th ed. St. Louis, C.V. Mosby Co., 1985.
4. Zmener, O.: Adaptation of threaded dowels to dentin, J.P.D., 43:530, 1980.
5. 한무현, 최부병: 유한요소법에 의한 Telescope Crown과 지대치 및 지지 조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희 치대 논문집 4: 241, 1982.
6. Samani, S.I.A., and Harris, W.T.: A procedure for repairing fractured post-core restorations, J.P.D., 39:627, 1978.
7. Krell, K.V., Jordan, R.D., Madison, S., and Aquilino, S.: Using ultrasonic scaler to remove fractured root post, J.P.D., 55: 46, 1986.
8. Reumping, D.R., Lund, M.R., and Schnell, R.J.: Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces, J.P.D., 41: 159, 1979.
9. Standlee, J.P., Caputo, A.A., and Hanson, E.C.: Retentions of endodontic dowels; Effects of cement, dowel length, diameter, and design. J.P.D., 39:401, 1978.
10. Johnson, J.K., and Sakumura, J.S.: Dowel form and tensil force. J.P.D., 40:645, 1978.
11. Kupp, J.D., Caputo, A.A., Trabert, K.C., and Standlee, J.P.: Dowel retention with glass-ionomer cement. J.P.D., 41:163, 1979.
12. Wood, W.W.: Retention of posts in teeth with nonvital pulps. J.P.D., 49:504, 1983.
13. Tjan, A.H.L., and Whang, S.B.: Retentive properties of some simplified dowel-core systems to cast gold dowel and core. J.P.D., 50:203, 1983.
14. Maryniuk, G.A., Shen, C., and Young, H.M.: Effects of canal lubrication on retention of cemented posts. J.A.D.A., 109: 430, 1984.
15. Fujimoto, J., Norman, R.D., Dykema, R.W., and Phillips, R.W.: A comparison of pin-retained amalgam and composite resin cores. J.P.D., 39:512, 1978.
16. Assif, D., and Ferber, A.: Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. J.P.D., 48:292, 1982.
17. Kurer, H.G.: An evaluation of the retentive properties of various permanent crown posts. J.P.D., 49:633, 1983.
18. Kurer, H.G., Combe, E.C., and Grant A.A.: Factors influencing the retention of dowels. J.P.D., 38:515, 1977.
19. Newburg, R.E., Jann, J.M., and Paneijer, C.H.: Retentive properties of post and core systems. J.P.D., 36:636, 1976.
20. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W.,

- and Pollack, M.H.: Analysis of stress distributing properties of threaded endodontic posts. *Oral Surgery*, 33:952, 1972.
21. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J., and Trabert, K.C.: The retentive and stress-distributing properties of threaded endodontic dowel. *J.P.D.*, 44:398, 1980.
  22. Mattison, G.D.: Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J.P.D.*, 48:407, 1982.
  23. Mattison, G.D., and Fraunhofer, J.A.: Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts; A photoelastic stress analysis. *J.P.D.*, 49:636, 1983.
  24. Peters, M.C.R.B., Poort, H.W., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J. Dent. Res.*, 62:760, 1983.
  25. Davy, D.T., Dilley, G.L., and Krejei, R.F.: Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J. Dent. Res.*, 60:1301, 1981.
  26. Reinhart, R.A., Krejei, R.F., Pao, Y.C., and Stannard, J.G.: Dentin stresses in post reconstructed teeth with diminishing bone support. *J. Dent. Res.*, 62:1002, 1983.
  27. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과의사협회지*, 24 : 617, 1986.
  28. Powers, J.M., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, 92:588, 1976.
  29. Dally, J.W., and Riley, W.F.: Experimental stress analysis. Tokyo, McGraw-Hill, Kogakusha Ltd., 1978.
  30. Zienkiewicz, O.C.: The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill Book Co., 1977.
  31. Roche, K.C., Evans, H.R., Griffiths, D.W., and Nethercot, D.A.: The finite element methods; A basic introduction, London, Crosby Lockwood Staples, 1975.
  32. 조철호 : 유한요소법에 의한 구조 해석 프로그램. 서울, 정림출판사, 1984.
  33. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법 입문. 서울, 동명사, 1985.
  34. Farah, J.W., and Craig, R.G.: Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J.P.D.*, 53:859, 1974.
  35. De Hoff, P.H., and Anusavice, K.J.: Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J. Dent. Res.*, 63:1327, 1984.
  36. Chung, C-H., and Yoon, C-K.: Finite element analysis of mandibular stresses and denture movements induced by various denture base materials. *대한치과보철학회지*, 25 : 281, 1987.
  37. Wheeler, R.C.: Dental anatomy, physiology, and occlusion. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1974.
  38. Hintone, E., and Owen, D.R.: Finite element programming, London, Academic Press, 1977.
  39. Derand, T.: The principal stress distribution in a root with a loaded post in model experiments. *J. Dent. Res.*, 56:1463, 1977.
  40. Kern, S.B., Fraunhofer, J.A., and Mueninghoff, L.A.: An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J.P.D.*, 51:509, 1984.
  41. Zak, B.: Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik. *Oesterr. Z. Stomatol.*, 33:22, 1935.
  42. 이동악 : 구치부 도재 전장관의 STRESS에 관한 광탄성 분석, *대한치과 의사 협회지*, 20 : 699, 1982.
  43. 윤성일, 장익태 : 치관 보철물에 작용하는 STRESS에 관한 광탄성학적 분석, *대한치과 의사협회지*, 23 : 45, 1985.

44. 조원행 : 가공의치에 작용하는 STRESS에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과보철학회지, 18 : 15, 1980.

45. 김동원, 김영수 : 각종형태의 골내 임플랜트와 해부학적 치형에 관한 광탄성응력분석, 대한치과교합학회지, 3 : 25, 1984.

46. 조혜원, 장익태 : 정밀 부착형 유지장치

에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성응력분석, 대한치과보철학회지, 23 : 97, 1985.

47. 조광현, 최부명, 박남수 : 중간지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과보철학회지, 25 : 55, 1987.

### EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 4. Ranges of shear stress.
- Fig. 5. Shear stress distribution of FEM model, STAND(P1).
- Fig. 6. Shear stress distribution of FEM model, LONG(P1).
- Fig. 7. Shear stress distribution of FEM model, SHORT(P1).
- Fig. 8. Shear stress distribution of FEM model, WIDE(P1).
- Fig. 9. Shear stress distribution of FEM model, TAPER(P1).
- Fig. 10. Shear stress distribution of FEM model, THREAD(P1).
- Fig. 11. Shear stress distribution of FEM model, STAND(P2).
- Fig. 12. Shear stress distribution of FEM model, LONG(P2).
- Fig. 13. Shear stress distribution of FEM model, SHORT(P2).
- Fig. 14. Shear stress distribution of FEM model, WIDE(P2).
- Fig. 15. Shear stress distribution of FEM model, TAPER(P2).
- Fig. 16. Shear stress distribution of FEM model, THREAD(P2).
- Fig. 17. Shear stress distribution of FEM model, STAND(P3).
- Fig. 18. Shear stress distribution of FEM model, LONG(P3).
- Fig. 19. Shear stress distribution of FEM model, SHORT(P3).
- Fig. 20. Shear stress distribution of FEM model, WIDE(P3).
- Fig. 21. Shear stress distribution of FEM model, TAPER(P3).
- Fig. 22. Shear stress distribution of FEM model, THREAD(P3).
- Fig. 23. Fringe orders of photoelastic photography.
- Fig. 24. Isochromatic fringe patterns, STAND(P1), 10kg load.
- Fig. 25. Isochromatic fringe patterns, STAND(P2), 3kg load.
- Fig. 26. Isochromatic fringe patterns, STAND(P3), 5kg load.
- Fig. 27. Isochromatic fringe patterns, LONG(P1), 5kg load.
- Fig. 28. Isochromatic fringe patterns, LONG(P2), 3kg load.
- Fig. 29. Isochromatic fringe patterns, LONG(P3), 5kg load.
- Fig. 30. Isochromatic fringe patterns, SHORT(P1), 5kg load.
- Fig. 31. Isochromatic fringe patterns, SHORT(P2), 3kg load.
- Fig. 32. Isochromatic fringe patterns, SHORT(P3), 5kg load.
- Fig. 33. Isochromatic fringe patterns, WIDE(P1), 5kg load.
- Fig. 34. Isochromatic fringe patterns, WIDE(P2), 3kg load.
- Fig. 35. Isochromatic fringe patterns, WIDE(P3), 5kg load.
- Fig. 36. Isochromatic fringe patterns, TAPER(P1), 5kg load.
- Fig. 37. Isochromatic fringe patterns, TAPER(P2), 3kg load.
- Fig. 38. Isochromatic fringe patterns, TAPER(P3), 5kg load.
- Fig. 39. Isochromatic fringe patterns, THREAD(P1), 5kg load.
- Fig. 40. Isochromatic fringe patterns, THREAD(P2), 3kg load.
- Fig. 41. Isochromatic fringe patterns, THREAD(P3), 5kg load.