

## 근관치료를 받은 전치부에서 수복방법과 치조골높이에 따른 응력분석에 관한 연구

조선대학교 치과대학 치과보존학 교실  
이연재 · 조영곤

### Abstract

#### STRESS ANALYSIS OF ENDODONTICALLY TREATED ANTERIOR TEETH BY ALVEOLAR BONE HEIGHT AND RESTORATION METHOD

Yeon Jae Lee, D.D.S., Young Gon Cho, D.D.S., Ph.D.  
*Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Chosun University*

To study the mechanical behavior depended on the restoration method and alveolar bone height at endodontically treated teeth, a finite element model was made which was applied by four types of restoration methods and alveolar bone height on upper central incisor and then 1 Kg force was applied on each model as follows ; 1) 45° diagonal load on incisal edge, 2) 26° diagonal load on lingual surface, and 3) horizontal load on labial surface.

The author analyzed the displacement and stress of teeth and their supporting tissue by finite element method according to three type of loading conditions.

The results were as follows :

1. The displacement by restoration method and the stress in dentin was found greater in restoration without a post than in that with a post.
2. The displacement and stress was found about the same when compared :  
A) in Resin model and PFM model applied by restoration method without a post and B) in PRC model and CPC model applied by restoration method with a post.
3. The lower alveolar bone height was, the greater was the displacement and stress.
4. The lower alveolar bone height was, the greater slightly was the stress of restoration without a post than in that with a post.
5. The stress in loading condition was the greatest in P1 in dentin and post, and was greatest in P3 in alveolar bone.
6. In the restoration method without a post, stress concentration in labial dentin was distributed to a figure of long belt in adjacent part to periodontal ligament, while in restoration method with a post, it was distributed in adjacent part to post side. And in all types of restoration method stress concentration in alveolar bone was distributed along the compact bone of labial and lingual surface.

## I. 서 론

상악 전치부의 치아들은 외상이나, 치아우식증, 과도한 지대치 삭제등 여러 원인에 의하여 실패되어 근관치료를 시행하는 경우가 자주있다. 이때 근관 치료를 받은 치아는 탈수가 되어 약해지고, 변색 되기 쉬우며, 또한 파절될 가능성이 있기 때문에 적절한 방법으로 수복되어야 한다<sup>16,30</sup>. 그러나 근관 치료를 받은 치아를 수복을 할때는 제반 여러가지 상황<sup>4</sup>을 고려해야 하며, 특히 치조골의 높이가 낮을때 치아와 지지조직에 대한 변위와 응력이 적은 수복방법을 선택하여야 한다.

치아와 지지조직에 대한 변위와 응력을 밝히기 위한 방법으로 기계적 파절시험, Strain gauge 법<sup>18,40</sup>, Holography 법<sup>30</sup>, 광탄성분석법<sup>24,28,40</sup> 등이 있다. 이러한 방법들은 생체에서 실험하는데 어려움이 있으며, 치아와 치주조직에 손상을 주지않는 범위에서 치아의 동요도나 치주조직의 점탄성 계측에 한계가 있고, 단지 치아표면 혹은 치아표면상의 일정점에서 치아의 이동량이나 응력을 계측하는 정도이기 때문에 치아 전체나 내부의 변위상태와 치주조직과 같은 내부 지지조직의 변형상태를 평가하기 위한 경우에는 적절하지 않으며, 모형과 실물과의 동일성, 내부응력의 측정방법 및 실험조작등이 어려움이 지적되고 있다.

이러한 문제점 등을 해결하기 위해 2차원 유한요소 모형상에서 시행하는 유한요소법<sup>8,9,10</sup>이 개발되면서 1954년 Argyris<sup>14</sup>가 구조물을 분할모형으로 취급하는 과정을 일반화하여 컴퓨터로 처리하였으며, 1968년 Clough<sup>19</sup>는 구조역학의 분야에서 유한요소법을 실용화함으로써 많은 발전을 이룩하였다.

유한요소법은 컴퓨터를 이용한, 수치해석법이지만 종래의 해석방법 및 실험방법과는 달리 생체와 가장 유사한 조건의 모형을 제작할 수 있고, 복합구조물을 이루는 각 재료의 물리적 성질에 관한 자료를 입력시킬 수 있기 때문에 실제 구조물의 거동과 유사한 변위 및 응력을 산출할 수 있어 생체역학에서 이용되고 있으며, 치과영역에서도 다수의 연구가 진행되고 있다.

보철학 분야에서 의치상 재료에 따른 하악응력 및 의치의 변위에 관한 연구<sup>11,2,13</sup>, 교정학 분야에서 견치 원심 이동시의 초기 변화에 관한 연구<sup>11</sup> 등, 소아치과학 분야에서 하악 제 2 유구치의 2급

와동 수복시의 응력분석<sup>7,8,31</sup>이 있다.

류<sup>4</sup>등은 post 형태에 따른 치근내부와 지지조직의 응력분산에 관한 2차원적 연구에서 여러방향의 하중을 가하였을때 수평력이 가해지는 경우가 상아질과 치조골에 가장 불리한 응력분포를 나타내며, 일반적으로 post 의 하방 첨단부와 치근단부에 큰 응력이 집중되는 양상을 보였다고 보고 하였으며, Pao<sup>30</sup>는 치주적으로 이환된 치아에서 post 형태에 따른 치근의 응력에 관한 연구에서 tapered-end post는 상아질내 응력과 천공 가능성을 감소시킨다고 하였다. 또한 Assif<sup>45</sup>는 근관치료를 받은 치아를 서로 다른 수복방법으로 수복 하였을때 치아를 통해서 지지조직에 전달되는 응력을 광탄성적으로 분석하였는데, 진장금판으로 수복하여 주었을때 응력의 변화는 내부의 post 형태에 대하여 큰 영향을 받지 않는다고 주장하였다.

이전의 연구에서는 psot 형태, 수복방법, 치조골의 높이에 따른 치아 및 지지조직의 응력분석에 대하여 다수의 연구<sup>4,6,10</sup>가 있었으나, 상호 연관성이 다소 미비하였다. 그래서 본 실험에서는 전치부에서 치조골의 흡수가 있을때 치조골의 높이와, 그리고 여러 수복방법에 따라서 치아와 지지조직에 대한 거동이 아직은 국내외에는 널리 알려진바가 없어 이에 저자는 2차원적 유한요소모형을 이용하여 3방향에서 하중을 적용한 경우, 수종의 수복방법과 각 수복방법별 치조골의 높이에 따른 치아 및 지지조직의 변위와 응력분포를 유한요소법으로 해석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1) 유한요소 모형 설계

상악 중절치와 지지조직에 대한 모형설계는 Wheeler<sup>47</sup>와 Davy<sup>21</sup>의 자료를 이용하였으며, 통상의 방법에 의해 치수강을 개방하고, 근관은 근침에서 1mm를 뺀 길이로 하여 #60 file size 까지 근관을 확대하여 G.P로 충전한 후 다음과 같은 4가지 방법으로 수복한 경우로 가상하여 작도하였다.

① 개방된 치수강부위를 레진으로 치경부까지 충전한 경우 (RESIN, Fig. 1).

② 개방된 치수강부위를 레진으로 치경부까지 충전하고 도재소부전장판(PFM)으로 수복한 경우

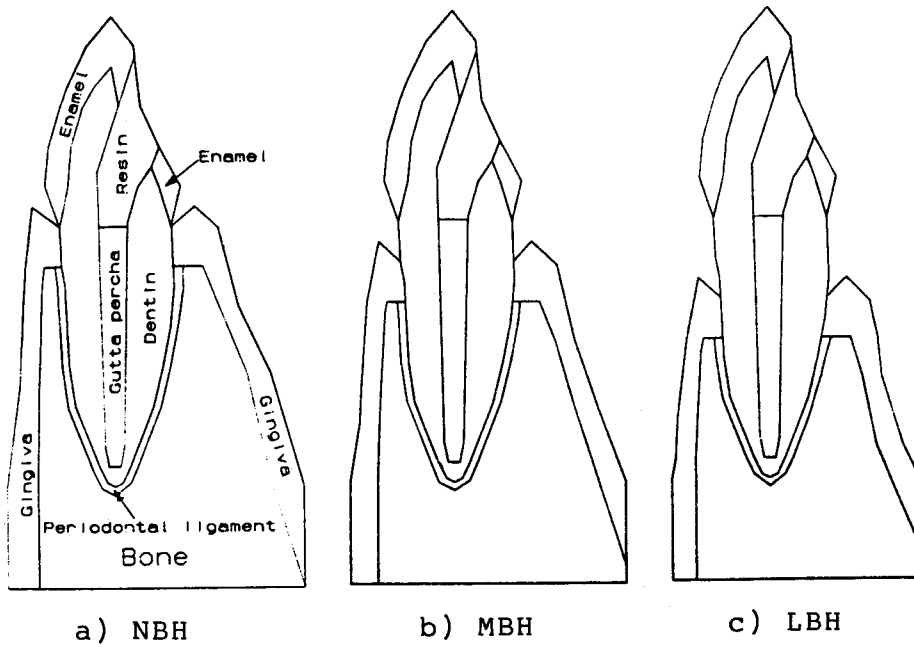


Fig.1 Cross -sectional view of Resin model

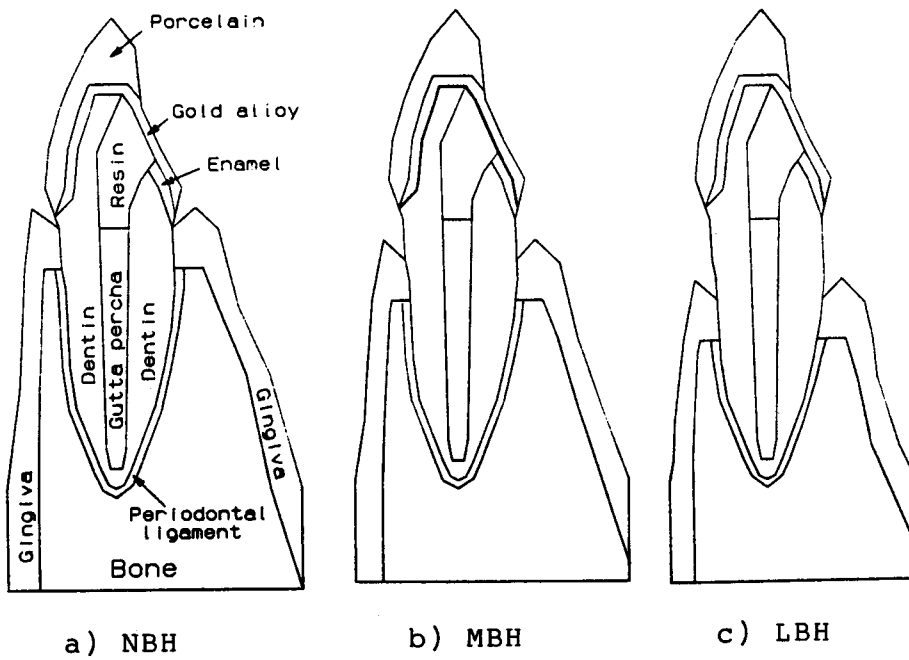


Fig.2 Cross -sectional view of PFM model

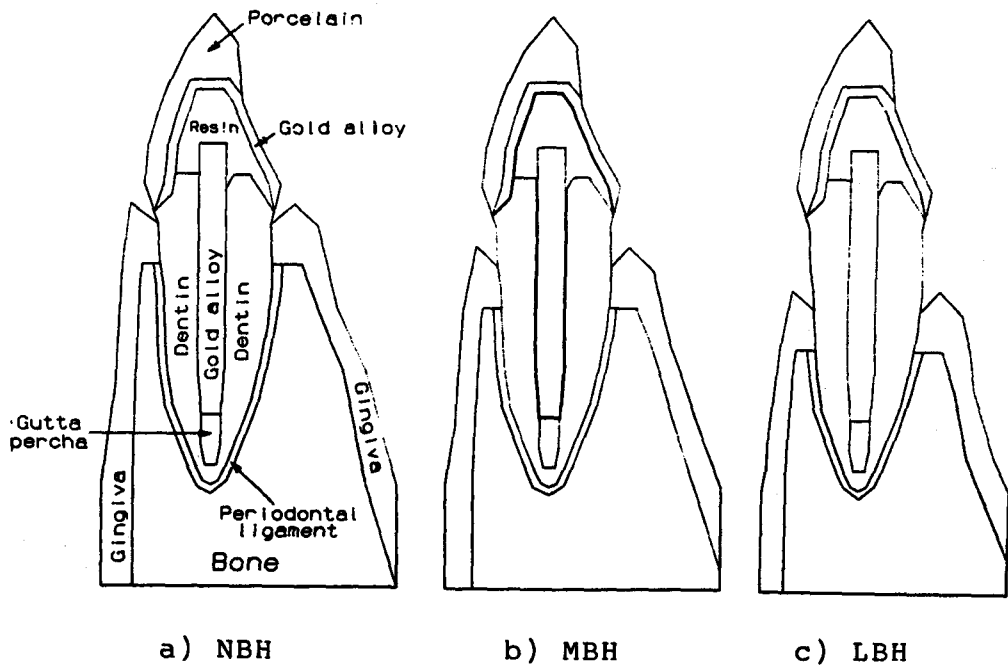


Fig. 3 Cross-sectional view of PRC model

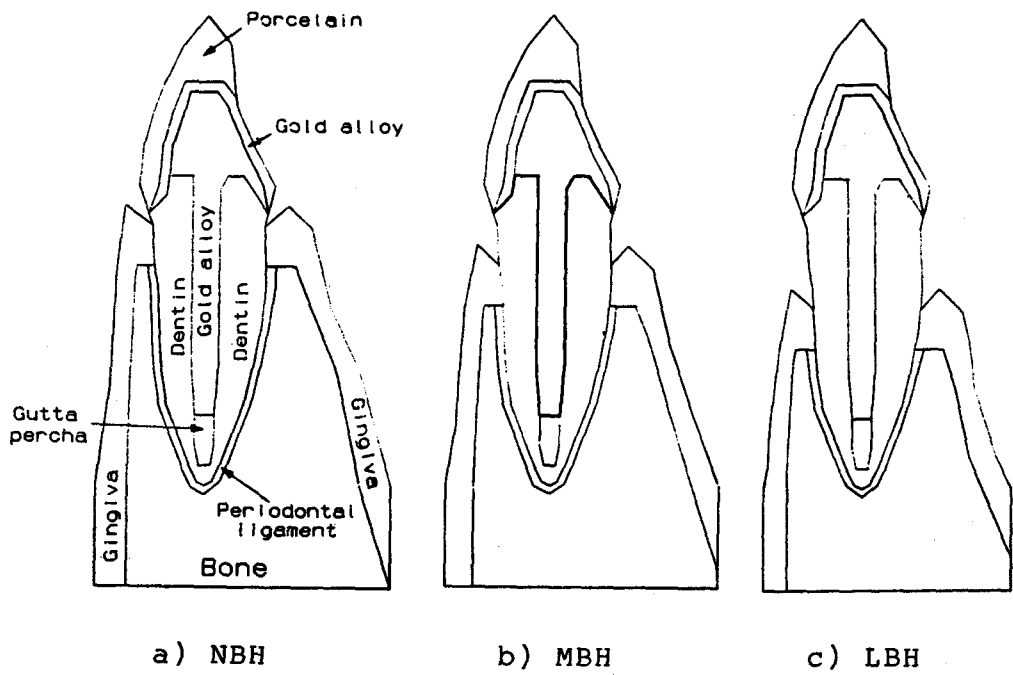


Fig. 4 Cross-sectional view of CPC model

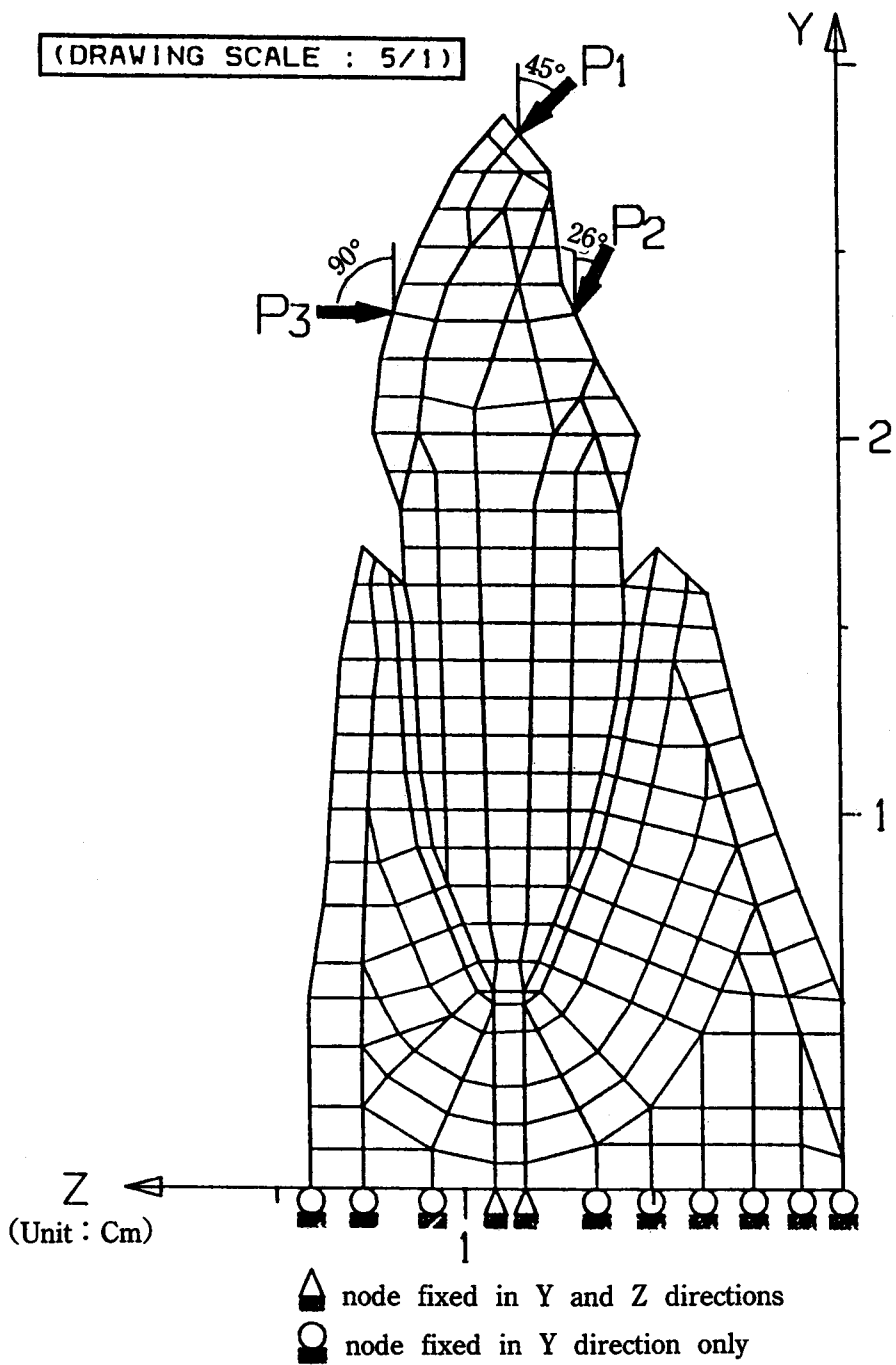


Fig.5 Finite element model and loads applied.

(Fig. 2).

③ 근관과 치관부를 gold post and resin core (PRC)를 축성하고 도재소부전장관으로 수복한 경우(Fig. 3). 이때 근침에서 post 끝까지(G.P.로 충전된 부분)의 거리는 3.5mm로 하였으며, post 끝의 2.5mm상방(post 직경은 1.5mm)에서부터 post 끝(직경 1mm)까지 tapering 시켜 tapered-end post가 되도록 하였다.

④ 근관과 치관부를 casting gold post and core (CPC)로 축성하고 도재소부전장관으로 수복한 경우 모든 규격은 PRC 모형과 동일하나 post 길이는 12mm로 하였다(Fig. 4).

이상과 같이 작도한 후 치조골 높이를 달리하였는데, 각 수복방법에서 정상적인 치조골 높이를 가진 경우(NBH: Normal bone height)와 그 높일에서 2mm낮아진 경우(MBH: Middle bone height)와, 4mm낮아진 경우(LBH: Lower bone height)로 하여 3가지 높이가 되도록 작도하였다. 이렇게 작도한 후 12가지 모형의 형상에 따라 삼각 및 사각요소로 분할하였으며, 각 요소(element)별 고유번호를 부여하였고, 각 요소의 모서리를 절점(nodal point)이라 하여 절점번호를 붙였다.

응력을 해석하기 위하여 외부 하중에 영향을 적게받는 모형의 하단을 구속점(fixed node)으로 하여 Y축 방향으로 변형되지 않도록 하였으며, 치근단 직하방에 위치한 절점을 Y 및 Z 방향으로 모두 고정시켰다(Fig. 5). 한편, 각 재료에 대한 물리적 성질로서 탄성계수(Young's modulus)와 포아송비(Poisson's ratio)는 기 보고된 자료에 의해 설정하였다<sup>3,20,30</sup>(Table 1).

모형에 부하된 하중은 1kg<sup>6)</sup>이며, 하중방향은 1) 절단면으로 저작시의 45°의 경사력<sup>30</sup>(P1)과, 2) 중심교합시 상하 치아의 접촉점에서 수직방향에 대하여 26°의 경사력<sup>6,20,30</sup>(P2), 그리고 3) 외상성 충격을 가당한 측면을 수평력<sup>30</sup>(P3)을 적용시켰다(Fig. 5).

## 2) 변위 및 응력계산

평면 2형 탄성체의 구조물 해석을 위하여 사용된 Software는 CATIA(IBM V.2 R.1), ADINA(V.84), CAEDS(IBM V.2 R.1)이며, Hardware로는 16M IBM 9375/60 과 Graphic terminal IBM 5080을 사용했다. 변위는 3 방향(P1, P2 & P3)에서 각각

Table 1. Mechanical properties of material

Materials	Young's modulus (psi)	Poisson's ratio
Porcelain	1.0008102×10 <sup>7</sup>	0.28
Gold alloy	1.1168462×10 <sup>7</sup>	0.33
Resin	1.991234×10 <sup>6</sup>	0.30
Gutta percha	1.0008×10 <sup>6</sup>	0.45
Enamel	7.111552×10 <sup>6</sup>	0.30
Dentin	1.706772×10 <sup>6</sup>	0.30
Periodontal ligament	9.99359×10 <sup>3</sup>	0.45
Alveolar bone	5.801798×10 <sup>6</sup>	0.30
Gingiva	2.84288×10 <sup>3</sup>	0.45

1kg의 하중을 가하였을때 절단부에서 관찰된 변위량을 수치로 표시하였다.

각 조직과 내부에 발생된 최대 압축응력, 최대 인장응력 및 최대 전단응력을 수치로 정리하여 상호 비교하였으며, Davis<sup>20)</sup>등에 의하면 구조물의 총체적인 응력분포를 검토하기 위해서는 등가응력이 매우 유용한 것이라 하였으며 이에 본 실험에서도 각 요소에 작용하는 응력을 전체적인 현상으로 파악하기 위하여 등가응력의 크기에 따라 몇개의 영역으로 분류하여 발생된 등가응력을 그 크기에 해당하는 색상으로 도면에 표시하였다(Fig. 8).

## III. 연구 결과

### 1. 변위

3방향(P1, P2 & P3)에서 각각 1kg의 하중을 가하였을때 지대치와 치조골의 외형에 어떤 변위가 발생하는지를 관찰하기 위하여 외형을 구성하는 절점의 변위량을 1,000 배 확대하여 표시하였고(Fig. 6), 절단면부에서 관찰된 변위량은 Table. 2와 같다.

수복방법에 따른 변위량을 분석해 보면, post를 적용하지 않은 방법(Resin-NBH)과 post를 적용한 방법(CPC-NBH)을 상호 비교한 결과 Resin-NBH

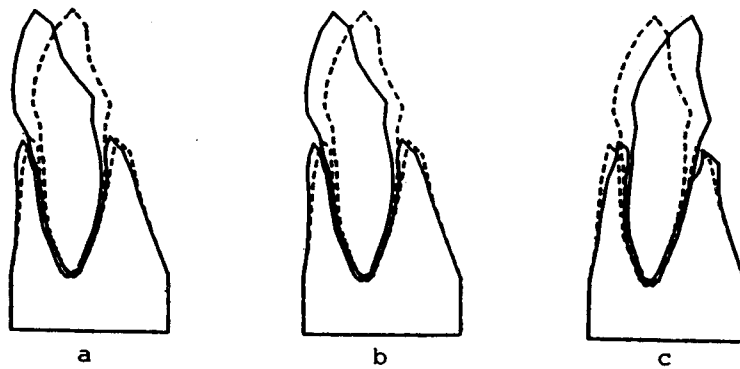


Fig.6 Diagram of displacement of Resin-NBH model on each loading condition.

a) P1을 가했을때 b) P2를 가했을때 c) P3을 가했을때

\*dotted line : 변형전 solid line : 변형후

Table 2. The amount of displacement under each loading condition.

Unit :  $\mu\text{m}$

수복방법 및 치조골높이		Resin			PFM			PRC			CPC		
		NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH
Load P1	Y	0.215	0.274	0.316	0.221	0.280	0.322	0.175	0.221	0.266	0.174	0.220	0.264
	Z	4.720	6.800	10.434	4.679	6.753	10.379	3.449	4.958	7.998	3.423	4.937	7.782
Load P2	Y	0.150	0.196	0.229	0.150	0.196	0.228	0.126	0.161	0.197	0.123	0.161	0.197
	Z	3.671	5.552	8.995	3.679	5.558	8.998	2.810	4.152	6.917	2.807	4.146	6.916
Load P3	Y	0.063	0.104	0.123	0.064	0.104	0.123	8.055	0.091	0.120	0.053	0.089	0.118
	Z	4.474	6.679	10.719	4.474	6.676	10.712	3.394	4.964	8.823	3.375	4.950	8.218

\* Resin

PFM(Porcelain fused to metal Cr.)

PRC(gold post and resin core+PFM)

CPC(Casting gold post and core+PFM)

NBH : 정상적인 치조골 높이

MBH : 정상적인 치조골 높이에서 2mm 낮아진 경우

LBH : 정상적인 치조골 높이에서 4mm 낮아진 경우

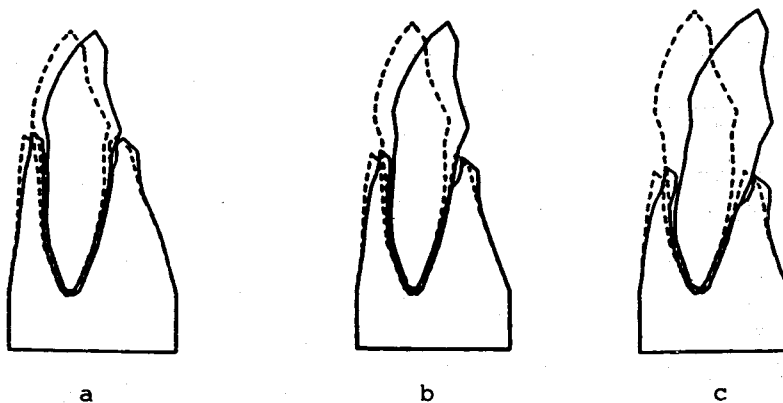


Fig.7 Diagram of displacement of resin model under the horizontal load by the differential alveolar bone height.

a) NBH b) MBH c) LBH \*dotted line : 변형전 solid line : 변형후

모형의 하중 P1, P2, P3 별 변위는 각각 4.72 $\mu$ m, 3.67 $\mu$ m, 4.47 $\mu$ m 를 나타냈으며, CPC-NBH 모형은 3.43 $\mu$ m, 2.81 $\mu$ m, 3.37 $\mu$ m 을 보임에 따라, 전반적으로 post 를 적용한 경우의 변위량이 post 를 적용하지 않은 경우보다 적음을 알 수 있었다. 또한 치조골 높이에 따른 변위결과를 분석하여 보면, RESIN 모형의 하중 P1 에 대한 NBH, MBH 및 LBH 별 변위는 4.72 $\mu$ m, 6.81 $\mu$ m 및 10.44 $\mu$ m 을 나타냈으며 CPC 모형은 3.43 $\mu$ m, 4.94 $\mu$ m 및 7.99  $\mu$ m 를 보이고 있어 Resin 및 CPC 모형 공의 치조골 높이가 낮아짐에 따라 변위량이 상당히 커지게 됨을 알 수 있었다. 수평하중 P3 에 대한 변형결과를 Fig. 7에 나타내었으며 치조골 높이에 따른 변이량 변화가 수복방법에 따른 변위량의 차이보다 훨씬 컸음을 알 수 있었다.

## 2. 응력

지대치와 지지구조에서 측정된 최대 주응력(최대 인장응력)  $\sigma_{max}$ , 최대 주응력(최대압축응력)  $\sigma_{min}$ , 및 최대 전단응력( $\tau_{max}[\sigma_{max}-\sigma_{min}/2]$ )치는

각 부위별 즉 post, 상아질 및 치조골에서 해석된 결과를 수치로 각각 Table 3, 4, 5에 나타내었으며 각요소에 작용하는 응력을 전체적인 현상으로 분석하기 위해서 등가응력(Equivalent stress= $\sqrt{\sigma_{max}^2-\sigma_{max} \cdot \sigma_{min}+\sigma_{max}^2}$ )을 구하였으며, 이는 Fig. 9-44에 응치력의 크기에 따라 색으로 도식화 하였다.

1) post에 발생한 응력(Table 3., Fig. 27-44)

PRC 모형과 CPC 모형간의 응력치는 큰 차이를 보이지 않았으며, 치조골 높이에 따라 CPC 모형의 post에 걸리는 등가응력으로서, 외력 P1에 대해 각각 NBH, MBH & LBH 모형에 얻은 값은 80.1psi, 101psi & 156 psi치를 보임으로서 치조골 높이가 낮아짐으로서 등가응력치가 커짐을 알 수 있었다. 또한 순축의 상아질에 인접한 post측에 전반적인 하중에 최대 등가응력치를 발생시키고 있다.

그리고 각 작용하중 P1, P2 & P3 별 최대 압축 응력과 최대 인장응력치를 비교해보면 최대 압축 응력치는 하중 P1에 의해, 최대 인장응력치는 하중 P3에 의해 가장 큰 응력치를 보이고 있으며, 최대

Table 3. Stress in post

Unit : psi

수복방법 및 치조골높이		PRC			CPC		
		NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH
Load P1	Max. Compressive stress	-127	-158	-189	-128	-158	-189
	Max. tensile stress	63.0	82.2	112	62.2	82.1	112
	Max. shear stress	42.8	58.1	89.6	43.1	58.3	90.0
	Equivalent stress	79.6	101	155	80.1	101	156
Load P2	Max. Compressive stress	-94.7	-124	-155	-94.8	-124	-155
	Max. tensile stress	47.8	68.3	98.5	47.9	68.2	98.4
	Max. shear stress	32.4	47.5	75.5	32.4	47.7	76.0
	Equivalent stress	60.0	82.5	131	60.1	82.9	132
Load P2	Max. Compressive stress	-71.7	-95.2	-132	-71.0	-94.8	-131
	Max. tensile stress	104	137	173	104	137	173
	Max. shear stress	36.9	56.3	89.4	37.2	56.7	89.9
	Equivalent stress	64.1	97.7	155	64.6	98.3	156

\* PRC(Gold post and resin core+PFM)  
CPC(Castin gold post and core+PFM)

NBH : 정상적인 치조골 높이  
MBH : 정상적인 치조골 높이에서 2mm 낮아진 경우  
LBH : 정상적인 치조골 높이에서 4mm 낮아진 경우



Table 4. Stress in dentin

Unit : psi

수복방법 및 치조골높이		Resin			PFM			PRC			CPC		
		NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH
Load P1	Max. Compressive stress	-112	-145	-183	-110	-143	-183	-70.0	-88.6	-128	-69.4	-88.2	-127
	Max. tensile stress	93.6	130	188	94.3	130	189	62.5	75.7	118	63.5	75.9	118
	Max. shear stress	49.4	63.3	81.8	48.5	62.6	81.9	31.7	39.0	61.5	31.5	38.8	61.1
	Equivalent stress	89.1	114	148	87.4	113	148	56.6	70.0	109	56.4	69.7	109
Load P2	Max. Compressive stress	-70.3	-103	-152	-69.4	-102	-152	-48.2	-66.4	-110	-48.2	-66.3	-109
	Max. tensile stress	73.6	112	171	74.0	112	171	44.3	60.9	102	44.8	60.0	102
	Max. shear stress	31.1	46.0	73.7	30.0	46.1	73.8	22.7	31.4	52.4	22.7	31.2	52.1
	Equivalent stress	55.9	83.2	133	55.2	83.3	134	40.6	57.4	93.3	40.6	57.1	92.8
Load P1	Max. Compressive stress	-95.3	-140	-212	-95.8	-140	-212	-58.6	-76.8	-127	-59.2	-76.5	-126
	Max. tensile stress	83.5	119	174	82.1	118	173	58.5	78.8	127	58.1	76.6	126
	Max. shear stress	37.9	58.2	91.8	38.1	58.3	91.9	27.3	39.0	59.3	27.2	38.9	59.0
	Equivalent stress	68.7	105	166	69.0	105	166	48.8	69.3	110	48.6	69.0	110

\* Resin

PFM(Porcelain fused to metal Cr.)

PRC(Gold post and resin core+PFM)

.CPC(Casting gold post and core+PFM)

NBH : 정상적인 치조골 높이

MBH : 정상적인 치조골 높이에서 2mm 낮아진 경우

LBH : 정상적인 치조골 높이에서 4mm 낮아진 경우

Table 5. Stress in alveolar bone

Unit : psi

수복방법 및 치조골높이		Resin			PFM			PRC			CPC		
		NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH	NBH	MBH	LBH
Load P1	Max. Compressive stress	-85.1	-111	-163	-86.1	-113	-164	-94.4	-113	-162	-94.3	-113	-161
	Max. tensile stress	75.3	98.0	141	74.9	97.6	143	93.6	117	148	93.5	117	148
	Max. shear stress	41.7	50.0	74	42.1	51.2	74.6	46.1	56.9	73.8	46.0	56.9	73.7
	Equivalent stress	74.2	90.3	133	75.0	91.5	134	82.1	102	133	82.0	102	132
Load P2	Max. Compressive stress	-88.8	-116	-167	-89.6	-117	-168	-86.5	-103	-150	-85.6	-103	-150
	Max. tensile stress	77.6	99.5	144	74.4	99.4	144	85.9	108	142	86.0	108	142
	Max. shear stress	41.9	53.6	76.0	42.1	53.9	76.2	42.1	52.4	69.6	42.1	52.4	69.8
	Equivalent stress	74.7	95.7	137	75.1	96.4	137	75.0	93.4	124	75.1	93.4	124
Load P1	Max. Compressive stress	-88.6	-114	-160	-88.4	-114	-161	-100	-126	-169	-100	-126	-169
	Max. tensile stress	99.0	131	193	100	132	193	102	121	173	102	121	173
	Max. shear stress	47.1	60.8	87.3	47.5	61.3	87.7	49.1	61.2	82.6	49.1	61.2	82.9
	Equivalent stress	84.0	109	157	84.6	110	158	87.5	109	147	87.4	109	148

\* Resin

PFM(Porcelain fused to metal Cr.)

PRC(Gold post and resin core+PFM)

CPC(Casting gold post and core+PFM)

NBH : 정상적인 치조골 높이

MBH : 정상적인 치조골 높이에서 2mm 낮아진 경우

LBH : 정상적인 치조골 높이에서 4mm 낮아진 경우

등가응력 발생부위와 동일한 부위에서 발생 되었다.

2) 상아질에 발생한 응력(Table 4.) Fig.9-44) post를 적용한 방법(PRC와 CPC 모형)과 적용하지 않은 방법(Resin과 PFM 모형)내에서의 응력 차이는 post를 적용하지 않은 방법이 post를 적용한 방법에 비하여 상아질에 걸리는 전반적인 응력치가 높게 발생되었으며, PRC와 CPC 모형간 그리고 Resin과 PFM 모형간에는 응력차이가 거의 없음을 알 수 있었다. 또한 post를 적용한 방법에서는 순측의 상아질에서 post측에 인접한 부위에 높은 등가응력이 발생하였으며, post를 적용하지 않은 방법에서는 순측의 상아질에서 치근막에 인접해서 긴 띠모양의 응력집중과 치근단 부위에 응력이 집중되었으며 치조골 높이가 내려감에 따라 더 심해진다. 또한 치조골 높이에 따른 응력변화는 전반적으로 높이가 낮아짐에 따라서 응력치가 증가하는 경향을 보이고 있다. 전반적인 모형내에서 하중 조건별 응력변화를 분석해보면 하중 P1에 의해 가장 큰 응력치를 발생시켰으며, 하중 P2를 적용 시에 가장 적은 응력치를 보이고 있다.

3) 치조골에 발생하는 응력(Table 5., Fig. 9-44) post를 적용한 방법(PRC와 CPC 모형)과 하지 않은 방법(Resin과 PFM 모형)간의 전반적인 응력치 차이는 큰 변화를 보이지 않았으며, NBH 모형에서 모든 하중(P1, P2 & P3)조건에 대해 post를 적용치 않은 수복방법에서 응력감소를 보이고 있으나, 치조골의 높이가 낮아짐에 따라(MBH, LBH)하중 조건 P2와 P3에서 post를 적용한 수복방법이 응력감소를 보이고 있음을 알 수 있었다. 또한 동일모형내에서 하중조건별 응력분포를 분석하여 보면 하중 P3가 전반적으로 큰 응력치를 나타내고 있다. 치조골에 걸리는 집중응력은 순면과 설면의 치밀골을 따라 분포 되었음을 알 수 있었다.

#### IV. 총괄 및 고안

근관치료를 받은 치아의 수복은 수복물을 지지하는 지대치, 치근막, 치조골 등에 생리적 한계를 넘은 과도한 하중이 전달되지 않도록 해야하고, 균등한 응력이 분산되도록 설계하여야 한다.

치아와 지지조직의 응력과 변위를 분석하기 위한

많은 시도가 이루어지고 있으나, 이는 구강내에서 직접 측정이 불가능하므로 대부분이 모형을 제작하여 계측, 조사되고 있지만, 치아 및 지지조직은 서로 다른 소재의 복합물로 구성되어 있기 때문에 실물과 일치하는 모형을 제작하는데 많은 어려움이 있다.

이러한 문제점에도 불구하고 현재까지 진행되고 있는 변위와 응력에 관한 실험적 분석방법으로 기계적 파절시험, 2차원적 광탄성법<sup>24, 28, 40)</sup>, 3차원 광탄성법<sup>12)</sup>, Strain gauge 법<sup>18, 46)</sup>, Holography<sup>34)</sup>, 응력도포법 및 유한요소법<sup>23, 25, 33, 35, 48, 49)</sup> 등이 이용되고 있다.

Strain gauge 법은 생체 및 모형에 직접 수압장치를 부착시켜 간단히 응력을 측정, 파악할 수 있는 반면에, 장착 가능한 hgauge 수가 제한되고 내부의 응력 측정이 불가능하며, Holography 법은 입체형상물체의 전체적인 변형이 한장의 사진에 나타나며, 고정점의 설치문제를 해소할 수 있고, 간접계측이기 때문에 물체의 표면이 조면이라도 계측이 가능하나, 진동 및 공기의 흔들림이 없어야 하고 laser를 방출할 수 있는 장치가 카메라 내에 장착되어 있어야 하는 문제가 있어 사용이 제한되었으며, 광탄성분석법은 편광기를 사용하여 물체내 응력분산 측정이 가능하나, 변위와 응력의 동시측정이 불가능하고 경계조건을 변형할 수가 없으며 모형제작과 실험조작이 어렵다.

유한요소법은 어떤 모형을 물리적 성질이 비슷한 여러 개의 작은 분할요소로 나누어 구조물을 해석하는 공학적 수치 해석법으로서 연속체를 유한개의 요소로 분리하여 각 좌표의 절점을 작도하고, 그 좌표와 물리적 성질로 탄성계수(E)와 포아송비( $\nu$ )를, 그리고 하중의 크기와 방향을 컴퓨터의 구조물 해석을 위한 프로그램에 입력시켜 개개요소의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악하는 것이다.

이 방법은 다른 실험 방법에 비해 생체와 가장 유사한 조건의 모형을 제작할 수 있고, 복합 구조물을 이루는 각 재료의 물리적 성질에 관한 자료를 정확히 입력시킬 수 있고, 치아의 변위와 조직 내부의 응력을 알 수 있기 때문에 삭제 구조물의 거동과 근접시킬 수 있는 장점이 있다.

이와 같은 유한요소법의 장점때문에 본 실험은 유한요소법을 사용 하였으며, 모형의 설계에는 비

교적 사용빈도가 높고 모형화가 용이한 상악 중절치를 이용하였고, 치아는 통상의 방법대로 치수강을 개방한 후 #60 file size 까지 확대하고 G.P. 로 충전된 것으로 가상하여 전술한대로 4종의 수복방법과 각기 3종의 치조골높이를 적용시켜 유한요소 모형을 제작 하였다. 연구에 적용된 각 구성재료의 탄성계수와 포아송비에 관해서는 Table 1에 표시된 바와 같이 기 보고 되어 최근 타연구에 사용된 수치를 입력 시켰다.

Tylman<sup>44)</sup>은 post 의 이상적인 길이에 관해서 최소한 치관의 길이와 같아야 한다고 주장하였으며, Desort<sup>22)</sup>는 치근단부 폐쇄를 위한 3-4mm의 여유만 남겨두고 post 의 길이가 길수록 유리하다고 보고 하였다. 본 실험에서도 post 를 적용한 수복방법 (PRC 와 CPC 모형)에서 근침에서 post 까지의 거리가 3.5mm로 하였고, 치아지지조직이 약한 치아에 사용된 tapered-end post 는 상아질내 응력과 천공가능성을 감소시킨다는 Pao<sup>30)</sup>의 주장에 따라 post 끝의 2.5mm 상방에서(직경 1.5mm) post 끝의 직경이 1mm가 되게 tapering 시켰다. 한편 post 와 지대치 사이에 개재된 cement 의 상대적인 후경은 매우 작기 때문에 무시하였고 양자간의 결합은 완벽한 것으로 가정하였다.

외력에 의한 치아의 변위는 점탄성체처럼 반응하지만 본 실험에서는 치아와 지지조직을 탄성체로 가정하여, 점성요소에 관여하는 하중의 지속시간에 빈도를 무시하고 하중의 크기와 방향 및 하중점의 위치만을 하중조건으로 하여 유한요소모형을 설계 하였다. 단위 하중인 1kg의 부하를 가하였으며 절단면으로 저작시의 45°의 경사력(P1), 중심교합시 상하 치아의 접촉점에 수직방향에 대하여 26°의 경사력(P2), 외상성 충격을 가당한 순면의 수평력(P3)을 설정하였다. 본 실험에서 하중조건은 1kg이었지만 실제 구강내에서 전치부에 발생되는 저작력은 약 16kg<sup>4)</sup>이다. 이러한 하중하에서는 지지조직이 선형 탄성체와 유사한 반응을 보이기 때문에 실제적인 변위와 응력의 양은 산출된 수치에 16을 곱하면 된다.

Sokol<sup>38)</sup>, Steele<sup>41)</sup>, Silverstein<sup>37)</sup>등은 근관치료를 받은 치아는 파절되기 쉬우므로 반드시 수복되어야 한다고 하였으며, 본 실험에서도 근관치료를 받은 치아를 여러가지 방법으로 수복하여 비교하였을때, post 를 적용한 수복방법이 하지않은 수복방법보다

변위와 상아질에서 응력이 현저히 감소 하였으며, 더우기 치조골 높이가 낮아진 경우(LBH 모형)에서도 post 를 적용한 수복방법이 하지 않은 수복방법보다 더 적은 상아질내 응력을 보였다. 그리고 Pao<sup>30)</sup>는 tapered-end post 를 근관내에 위치시 더 많은 상아질의 보존을 허용함으로써 상아질내 응력을 감소 시키며, 또한 치조골 높이가 낮은 경우에서도 상아질내 응력이 감소 되었다고 하였으며, Trabert<sup>43)</sup>는 충격을 가하였을때 파절에 대한 저항성이 post 로 수복한 치아가 더 우수하다고 한 보고와 일치하였다.

Volwiler<sup>45)</sup>는 수복에 사용된 축성재료의 종류가 failure load 에 영향을 미치는 중요인자가 아니라고 보고하였고, Patrick Hoag<sup>31)</sup>는 치관부 구조물이 없을 때 post 와 core 가 건전하게 설계되고 전장관으로 수복된 경우에는 내부의 post 와 core 의 재질과 응력과는 큰 관계가 없다고 보고하였는데, 본 실험에서 post 를 적용한 모형에서 PRC 와 CPC 의 응력을 비교한 바 별 차이가 없었으며, 이는 post 와 core 의 재질에 다른 응력의 차이가 없음을 알 수 있었다.

본 실험에서 post 를 적용한 수복방법이 하지 않은 수복방법보다 대체적으로 변위가 적었으며, 동일한 수복방법에서도 치조골의 높이가 낮아질수록 변위가 커지고 또한 moment 크기가 커짐으로서 응력이 집중되었다. 각 힘의 조건에 다른 moment 는 하중의 크기와 회전중심으로부터의 수직거리를 곱한 수치이기 때문에, 힘의 크기가 동일할지라도 방향이 치아 장축에 직각이 될수록 그리고 하중점이 회전중심에서 멀수록 증가되어 지대치와 지지조직에 더 큰 영향을 미치게 된다. 본 실험모형의 moment 크기는 P3>P1>P2 순으로 증가된다. 여기서 또한 치조골의 높이가 내려감에 따라 moment 지지점이 회전중심에서 가까워짐에 따라 지지조직에 더 큰 영향을 미치고 치아의 동요량도 더 증가하게 된다. 따라서 같은 수복방법에서도 치조골 높이에 따라 지대치 및 지지조직에 걸리는 moment 의 크기는 NBH<MBH<LBH 순으로 되었음을 알 수 있었다.

본 실험에서 상아질에서의 응력 집중은 post 를 적용하지 않은 수복방법에서는 순축의 상아질에서 치근막에 인접해서 긴 띠모양의 응력집중이 있었으며, post 를 적용한 수복방법에서는 순축의 상아

질에서 post에 인접한 부위에서 응력 집중이 발생하였다(Fig. 9-44). 치조골내 응력은 치조골의 높이가 낮아질수록 post를 적용하지 않은 모형이 post를 적용한 모형보다 다소 크게 나타났다.

본 실험에서는 근관치료를 받은 치아에 있어서 4종의 수복방법과 그 각각에서 3종의 치조골 높이와 3종의 하중조건을 가하여(총 36종) 치아와 지지조직에 어떠한 역학반응이 발현되는가를 밝히고자 2차원 유한요소법으로 연구한 결과 post의 적용유무와 치조골 높이(moment 지지점)가 변위와 응력에 관련되는 요소임을 관찰할 수 있었다.

실제로 치아의 이동은 비선형적으로 나타나지만 현재까지는 치근막에 시간적인자를 포함한 점탄성 변형의 해석이나 하중량의 변화에 따른 비선형 변위의 해석은 불가능하며 치근막의 탄성율도 확실히 정립되어 있지 않기 때문에 이점에 관해서는 더 많은 관심과 연구가 필요하다고 생각되며, 또한 cement space를 정확히 부여해주고, 치조골 높이도 치근단 1/3까지 낮추어서 유한요소모형을 개선하여 수복방법과 치조골 높이에 따른 응력의 변화에 대하여 3차원 유한요소법적 연구와 그리고 2, 3차원 광탄성분석을 시행하면 더 명확한 결과를 얻을 수 있으리라 사료된다.

## V. 결 론

근관치료를 받은 전치에서 수복방법과 치조골 높이에 따른 역학적 반응을 연구하기 위하여 상악 중절치에 4종의 수복방법과 각각의 수복방법에 따른 치조골의 높이를 달리하여 유한요소모형을 제작 한 후, 각 모형에 1kg의 하중을 절단면에 45°의 경사력(P1), 설면에 26°의 경사력(P2), 순면에 수평력(P3)을 가하였다.

3종의 하중조건에 따라 치아와 지지조직의 변위 및 응력의 양상을 유한요소법으로 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수복방법에 따른 변위와 상아질에서의 응력은 post를 적용하지 않은 방법이 적용한 방법보다 크게 나타났다.
2. post를 적용치 않은 수복방법간(Resin 모형과 PFM 모형), 그리고 post를 적용한 수복방법간(PRC 모형과 CPC 모형)의 상호 비교시 변위와 응력은 비슷하게 나타났다.

3. 치조골의 높이가 낮을수록 변위와 응력은 크게 나타났다.
4. 치조골의 높이가 낮아질수록 post를 적용하지 않은 수복방법이 적용한 수복방법보다 다소 크게 나타났다.
5. 하중조건별 응력은 상아질과 post에서는 P1에서 가장 크며 치조골에서는 P3에서 가장 크게 나타났다.
6. 응력의 집중은 post를 적용하지 않은 방법에서는 순측의 상아질에서 치근막에 인접해서 긴 띠모양으로 분포되었으며, post를 적용한 방법에서는 순측의 상아질에서 post측에 인접한 부위에 분포되었다. 또한 모든 수복방법에서 치조골의 응력집중은 순면과 설면의 치밀골을 따라 분포되었다.

## 참 고 문 헌

1. 김영원, 손병화: "견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구", 「대한치과교정학회지」: Vol.18, No.1, 25-52, 1988.
2. 김정희, 정재현: "OVERDENTURE 하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한 요소법적 분석", 「대한치과보철학회지」 Vol.28, No.1, 25-52, 1988.
3. 나성식, 이궁호: "하악 제1대구치 수복시 치아 및 충전체의 응력과 변위에 관한 유한요소법적 연구", 「대한소아치과학회지」 Vol.16, No.2, 26-40, 1989.
4. 류선열, 양홍서, 조규중: "Post 형태에 따른 치근 내부와 지지조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구", 「대한치과의사협회지」: Vol.26, No.8, 737-752, 1988.
5. 방몽숙, 조진희: "지대치 COPING 형태에 따른 OVERDENTURE의 거동에 관한 연구", 「대한치과의사협회지」: Vol.28, No.4, 363-380, 1990.
6. 양홍서 장완식: "전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구", 「대한치과의사협회지」: Vol.24, No.7, 617-735, 1986.
7. 이재영, 배태성, 백병주: "하악 제2유구치의 2급 와동 수복시의 응력분석", 「전북치대는

문집], 제 6 권 1 호, 105 - 122, 1988.

8. 이증홍 : "유한요소법 (I)", 「대한기계학회지」, 13 : 203 - 208, 1973.
9. 이증홍 : "유한요소법 (II)", 「대한기계학회지」, 13 : 299 - 302, 1973.
10. 이증홍 : "유한요소법 (III)", 「대한기계학회지」, 14 : 20 - 25, 1974.
11. 정재현, 윤창근 : "의치상 재료에 따른 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 연구", 「대한치과보철학회지」 : 25 : 281 - 302, 1987.
12. 조인호 : "총의치 교합형태에 따른 3 차원 광탄성 응력분석", 「대한치과외사협회지」, 20 : 945, 1982.
13. 하주태, 최부병 : "유한요소법에 의한 Cantilever bridge 의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구", 「경희치대논문집」 : 5 : 135 - 152, 1983.
14. Argyris, J.H. : "Energy theorems and Structural analysis", Aircraft Eng., 26 : 383, 1956.
15. Assif, D. et al. : "Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques", J. Prosthet. Dent., 61 : 535 - 543, 1989.
16. Baraban, D.J. : "The restoration of pulpless teeth", Dent. Clin. North. Am., November, 633 - 653, 1967.
17. Baraban, D.J., : "Immediate restoration of pulpless teeth", J. Prosthet. Dent., 28 : 607 - 712, 1972.
18. Behrend, D.A. : "A method of studying patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man", Arch. Oral Biol., 19 : 23 - 27, 1974.
19. Clough, R.W. : "The finite element method in plane stress analysis", J. Struct. div. Asce. Proc. 2nd Conf. Electronic Computation, 345, 1960.
20. Craig, R.G. : "Restorative Dental Materials", The C.V. Mosby Co. 1985.
21. Davy, D.T., Dilley, G.L., Krejci, R.F. : "Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs", J. Dent. Res., 60 : 1301 - 1310, 1981.
22. Desort, K.D. : "The prosthodontics use of endodontically treated teeth : Theory and biomechanics of post prep", J. Prosthet. Dent., 49 : 203, 1983.
23. de Vree, J.H.P. et al. : "The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar", J. Dent. Res., 63 : 1217 - 1220, 1984.
24. Farah, J.W. and Craing, R.G. : "Reflection photoelastic stress analysis of a dental bridge", J. Dent. Res., 50 : 1253 - 1259, 1971.
25. Farah, J.W., Hood, J.A.A., Craig, R.G. : "Effects of cement base on the stresses in amalgam restorations", J. Dent. Res., 54 : 10 - 15, 1975.
26. Frank, Alfred L., Inglewood, Calif : "Protective coronal coverage of the pulpless tooth", J.A.D.A., 59 : 895 - 900, 1959.
27. Kantor, M.E., Pines, M.S. : "A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth" J. Prosthet. Dent., 38 : 405 - 412, 1977.
28. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D. and Caputo, A.A. : "Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 46 : 21 - 28, 1981.
29. Mattison, G.D., Anthony von Fraunhofer, J. : "Angulation loading effects on cast gold endodontic posts : A photoelastic stress analysis," J. Prosthet. Dent., 49 : 636 - 638, 1983.
30. Pao, Y.C. et al. : "Root stresses with tapered - end post design in periodontally compromised teeth", J. Prosthet. Dent., 57 : 281 - 286, 1987.
31. Patrick Hoag, E., Dwyer, T.G. : "A comparative Evaluation of three post and core techniques", J. Prosthet. Dent., 47 : 177 - 181, 1982.
32. Perel, M.L., M.Sc.D., Fredrick I. et al. : "Clinical criteria for posts and cores", J. Prosthet. Dent., 28 : 405 - 411, 1972.
33. Peters, M.C.R.B., Poort, H.W. : "Biome-

- chanical stress analysis of the amalgam tooth interface", *J. Dent. Res.*, 62 : 358-362, 1983.
34. Ralph, W.J. and Williams, J.F. : "Analysis of stresses in alveolar bone(A two-dimensional photoelastic model)", *Arch. Oral Biol.*, 20 : 411-414, 1975.
  35. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., H. Yi : "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model", *J. Dent. Res.*, 62 : 82-86, 1983.
  36. Shillingburg H. T., Kessler J.C. : "Restoration of endodontically treated teeth", Chicago Quintessence Publishing Co., 27, 28, 30, 1982.
  37. Silverstein, W.H. : "The reinforcement of weakened pulpless teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 14 : 372-381, 1964.
  38. Sokol, D.J. : "Effective use of current core and post concepts", *J. Prosthet. Dent.*, 52 : 231-234, 1984.
  39. Standlee, J.P., Caputo, A.A. et al. : "Analysis of stress distribution by endodontic posts", *Oral Surg.*, 33 : 952-960, 1972.
  40. Standlee, J.P., Caputo, A.A. and Ralph, J.P. : "Stress trajectories within the mandible under occlusal loads", *J. Dent. Res.*, 56 : 1297-1302, 1977.
  41. Steele, G.D. : "Reinforced composite resin foundations for endodontically treated teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 30 : 816-819, 1983.
  42. Tilk, M.A., Lommek, T.J. and Gerstein, H. : "A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size", *J. Endodontics*, 5 : 79, 1979.
  43. Trabert, K.C., Caput, A.A., Abou-Rass, M. : "Tooth fracture - A comparison of endodontic and restorative treatments", *J. Endodontics*, 4 : 341-345, 1978.
  44. Tylman, S.D. and Malone, W.F.P. : "Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics", 7th ed. St. Louis, C.V. Mosby Co. 1978.
  45. Volwiler, R.A., Nicholls, J.I., Harrington, G. W. : "A comparison of three core buildup materials used in conjunction with two post systems in endodontically treated anterior teeth", *J. Endodontics*, 15 : 355-361, 1989.
  46. Weijjs, W.A. and Dejongh, J.T. : "Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit", *Arch. Oral Biol.*, 22 : 667-675, 1977.
  47. Wheeler, R.C. : "Dental anatomy, physiology, and Occlusion", Philadelphia, W.B. Saunders Co. 1974.
  48. Wright, K.W.J., Yettram, A.L. : "Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion", *J. Dent. Res.*, 57 : 715-723, 1978.
  49. Yettran, A.L., Wright, K.W.J., Pickard, H.M. : "Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth", *J. Dent. Res.*, 55 : 1004-1011, 1976.

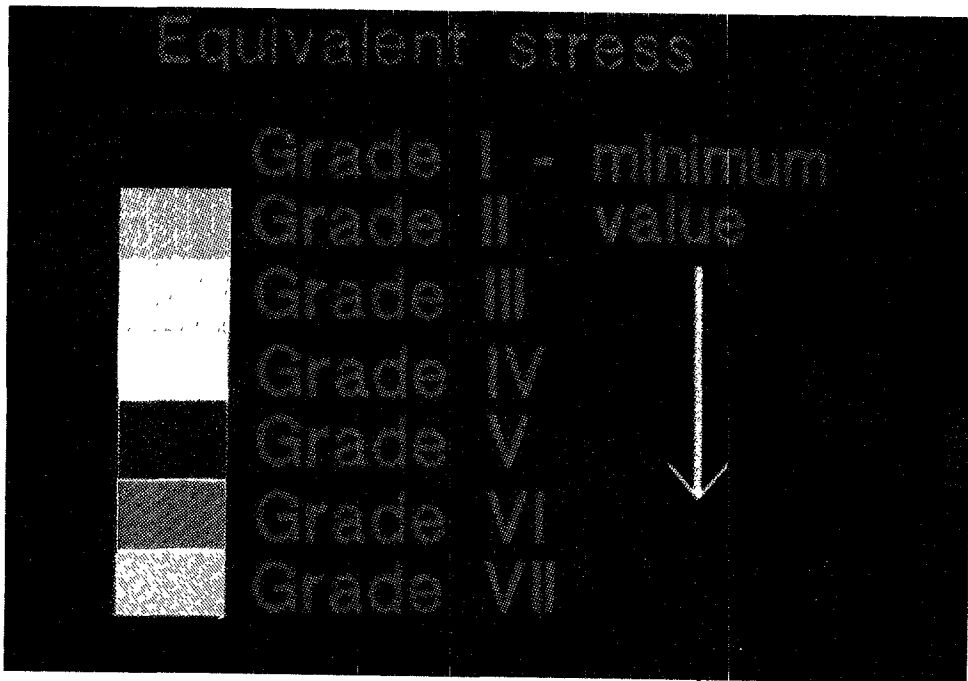


Fig. 8 Range of Equivalent stress magnitudes depicted in Fig. 9-44

논문 사진 부도 ①

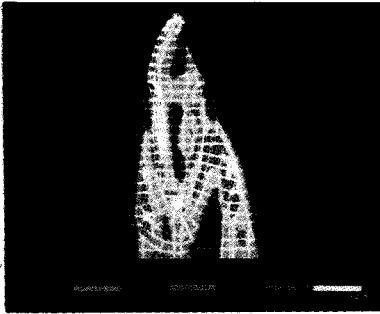


Fig. 9 Resin-NBH-P1

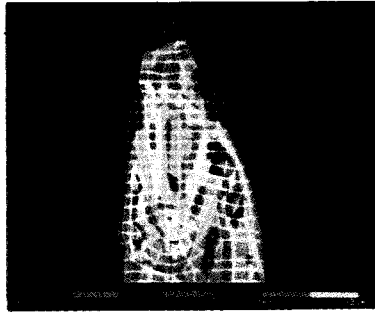


Fig. 10 Resin-NBH-P2

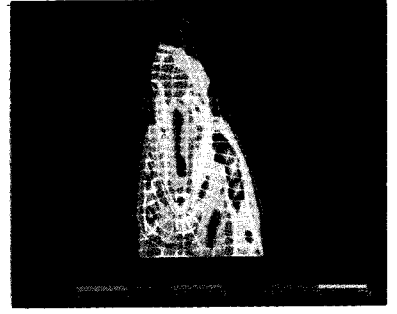


Fig. 11 Resin-NBH-P3

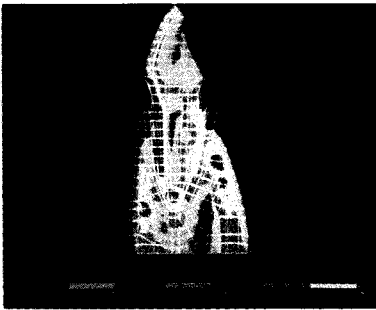


Fig. 12 Resin-MBH-P1



Fig. 13 Resin-MBH-P2

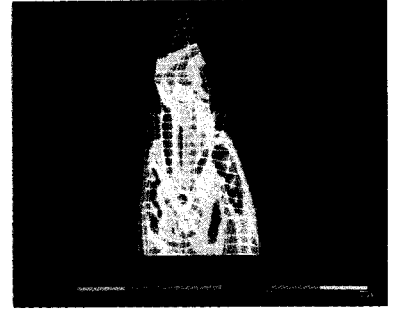


Fig. 14 Resin-MBH-P3

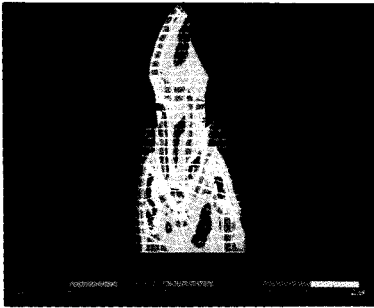


Fig. 15 Resin-LBH-P1

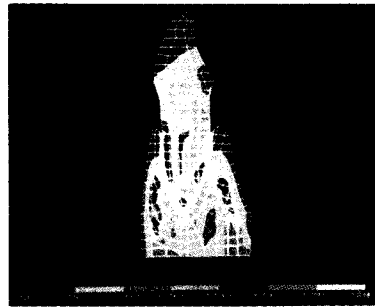


Fig. 16 Resin-LBH-P2

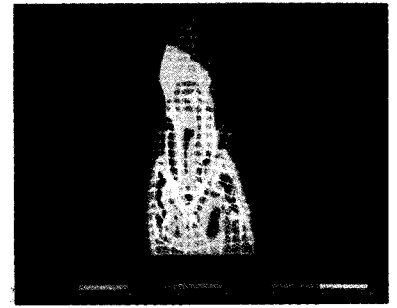


Fig. 17 Resin-LBH-P3

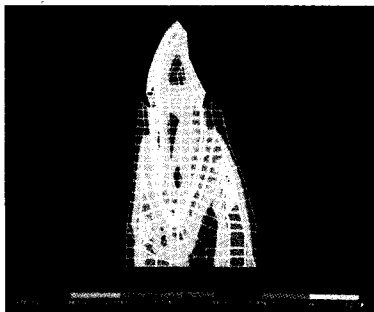


Fig. 18 PPM-NBH-P1



Fig. 19 PPM-NBH-P2

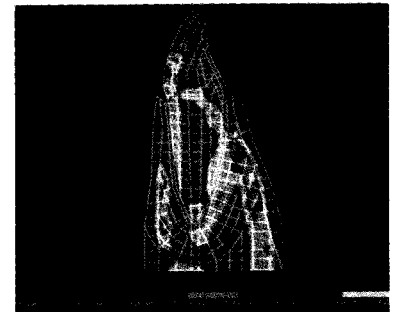


Fig. 20 PPM-NBH-P3



논문 사진 부도 ②

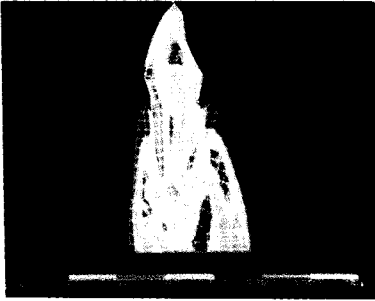


Fig. 21 PFM-MBH-P1



Fig. 22 PFM-MBH-P2

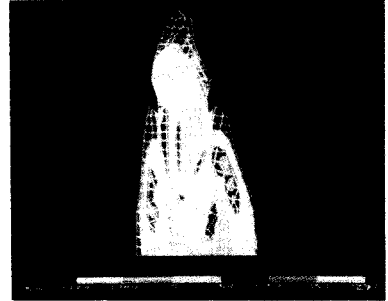


Fig. 23 PFM-MBH-P3

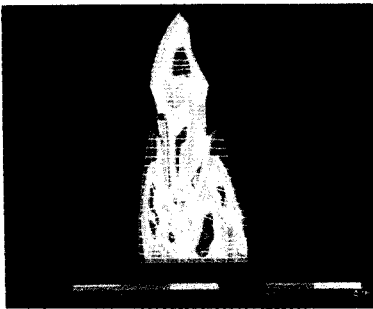


Fig. 24 PFM-LBH-P1

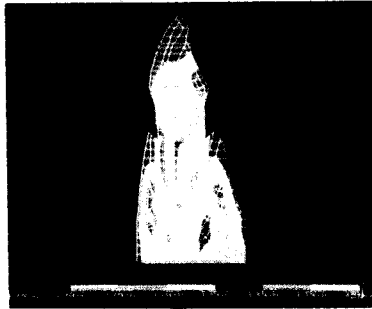


Fig. 25 PFM-LBH-P2

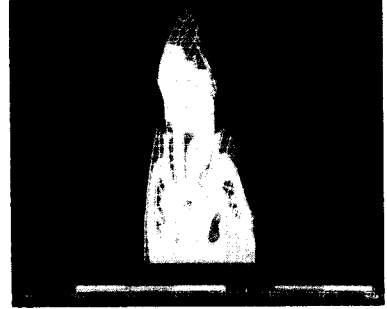


Fig. 26 PFM-LBH-P3

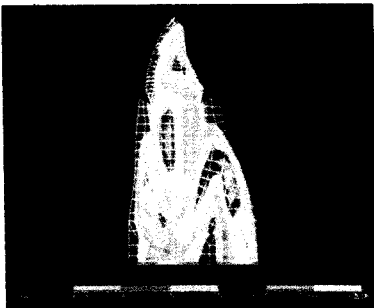


Fig. 27 PRC-NBH-P1

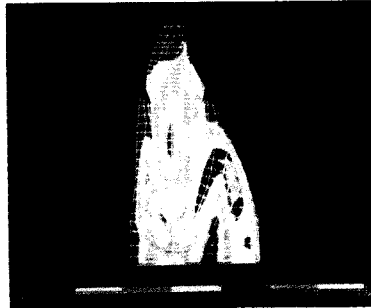


Fig. 28 PRC-NBH-P2

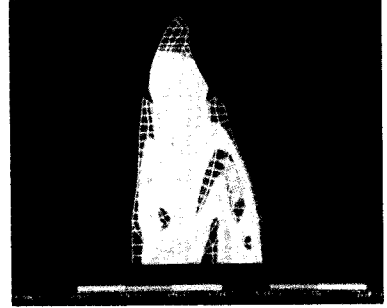


Fig. 29 PRC-NBH-P3

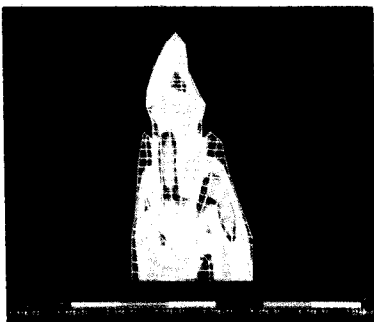


Fig. 30 PRC-MBH-P1

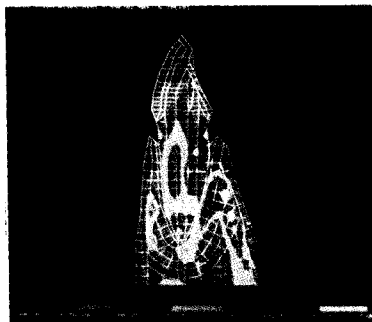


Fig. 31 PRC-MBH-P2

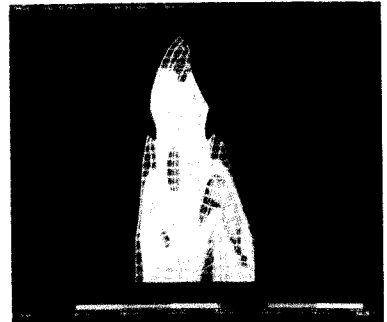


Fig. 32 PRC-MBH-P3

논문 사진 부도 ③

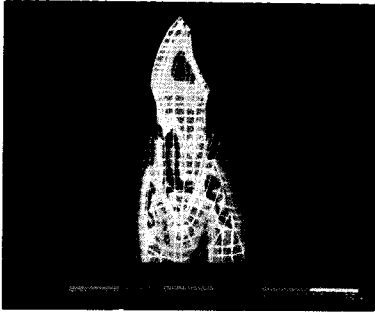


Fig. 33 PRC-LBH-P1

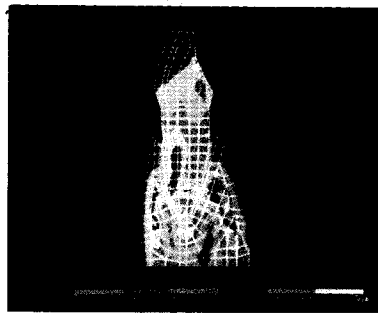


Fig. 34 PRC-LBH-P2

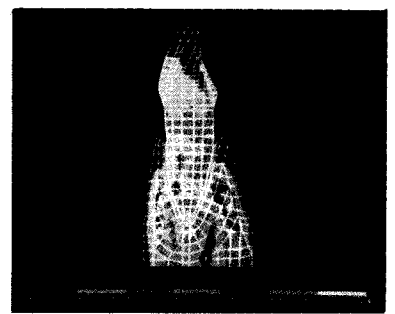


Fig. 35 PRC-LBH-P3

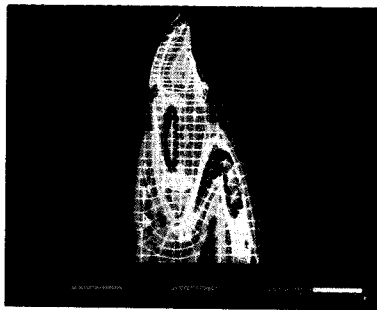


Fig. 36 CPC-NBH-P1

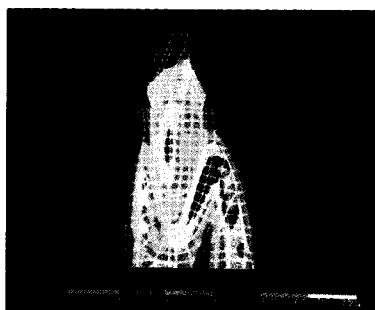


Fig. 37 CPC-NBH-P2

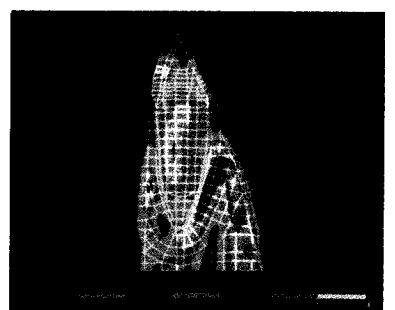


Fig. 38 CPC-NBH-P3

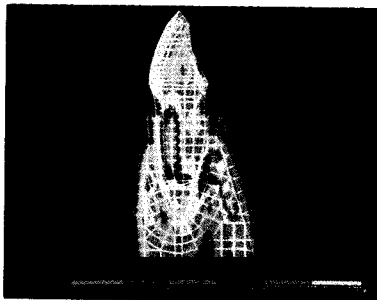


Fig. 39 CPC-MBH-P1

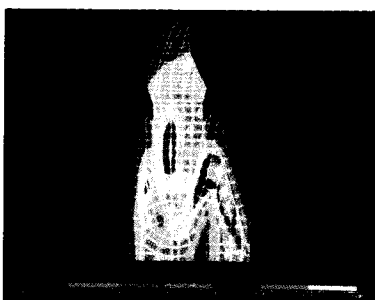


Fig. 40 CPC-MBH-P2

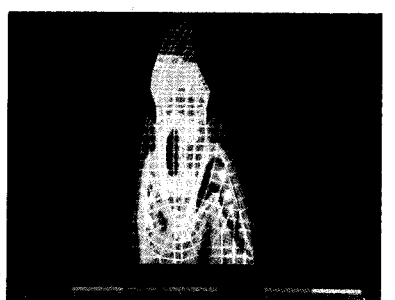


Fig. 41 CPC-MBH-P3

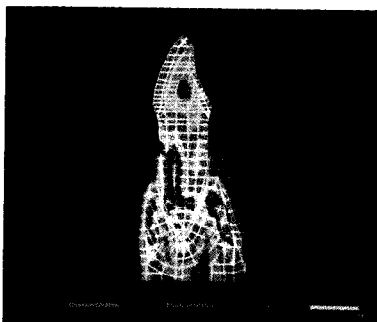


Fig. 42 CPC-LBH-P1

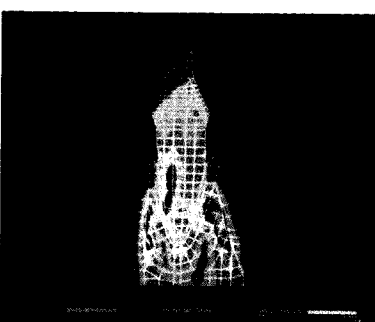


Fig. 43 CPC-LBH-P2

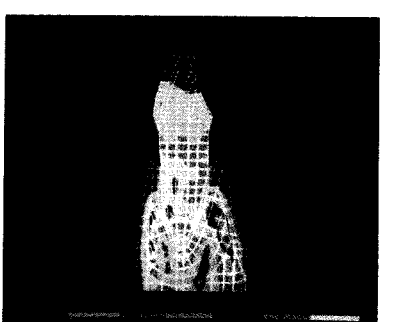


Fig. 44 CPC-LBH-P3