

## 수복재와 이장재에 따른 응력과 온도 분포의 유한 요소 분석

이재영 · 오탈석\* · 임성삼

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

성균관대학교 의과대학 삼성의료원 치과진료부 보존과\*

### ABSTRACT

#### FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS AND TEMPERATURE DISTRIBUTION AFFECTED BY VARIOUS RESTORATIVE AND BASE MATERIAL

Jae-young Lee, Tae-Suk Oh\*, Sung-Sam Lim

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

*Sungkyunkwan University School of Medicine, Department of Conservative Dentistry*

*The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center\**

Dental caries, one of the most frequent dental disease, become larger because it can be thought as a simple disease. Further more, it can progress to unexpected root canal therapy with fabrication of crown that needs reduction of tooth structure. Base is required in a large caries and ZOE, ZPC, glass ionomer are used frequently as base material. They, with restorative material, can affect the longevity of the restoration.

In this study, we assume that the mandibular 1st molar has deep class I cavity. So, installing the 3 base material, 3 kinds of fillings were restored over the base as follows: 1) amalgam only, 2) amalgam with ZPC, 3) amalgam with ZOE, 4) amalgam with GI cement, 5) gold inlay with ZPC, 6) gold inlay with GI cement, 7) composite resin only, 8) composite resin with GI cement. After develop the 3-dimensional model for finite element analysis, we observe the distribution of stress and temperature with force of 500N to apical direction at 3 point on occlusal surface and temperature of 55 degree, 15 degree on entire surface.

The analyzed results were as follow :

1. Principal stress produced at the interface of base, dentin, cavity wall was smallest in case of using GI cement as base material under the amalgam.
2. Principal stress produced at the interface of base, dentin, cavity wall was smaller in case of using GI cement as a base material than ZPC under gold inlay.
3. Composite resin-filled tooth showed stress distributed over entire tooth structure. In other words, there was little concentration of stress.
4. ZOE was the most effective base material against hot stimuli under the amalgam and GI cement was the next. In case of gold inlay, GI cement was more effective than ZPC.
5. Composite resin has the small coefficient of thermal conductivity. So, composite resin filling is the most effective insulating material

**Key Words** : Restorative material, Base, ZOE, ZPC, GI cement, Stress, Thermal conductivity, Amalgam, Composite resin, Gold inlay

## I. 서 론

가장 흔한 질환중의 하나인 치아 우식증은 인간이 음식을 저작하는 생활 방법이 변화하지 않는 한, 보존학에서 기본적으로 해결해야 할 문제이다. 또한 가장 흔한 질환이기에 초기의 작은 치아 우식증을 치료하고, 오랜 기간 경과 후 수복물의 파절로 인하여 심부로 진행되기도 하고<sup>1)</sup>, 이 경우 예기치 않은 근관 치료 및 많은 치질의 삭제가 필요한 보철 치료로 확대되기도 한다.

깊은 치아 우식증의 경우에는 수복하는 재료 이외에 이장용 재료를 선택하는 것도 중요하다. 이는 저작압<sup>2)</sup>, 온도 자극<sup>3)</sup>, 그리고 2차 우식증<sup>4)</sup> 등 수복 후 치아에 발생할 수 있는 여러 문제점을 감소시키는데 중요한 역할을 하기 때문이다.

이러한 이장재로 자주 사용되는 재료로는 zinc oxide eugenol(ZOE), zinc phosphate cement(ZPC) 그리고 glass ionomer cement(GI cement) 등을 들 수 있으며, 이들은 각각의 특성을 지니고 있다. 따라서 치아 우식증의 범위와 잔존 치질의 상태에 따라 최대한의 효과를 낼 수 있는 적절한 이장재의 선택은 수복물과 치아의 수명을 좌우하는 중요한 요소의 하나라고 할 수 있다.

ZOE는 다양한 조성으로 제조하여 여러 용도로 사용되며 주된 성분은 ZnO eugenol이다. ZOE는 강도에 있어서는 ZPC 보다는 떨어지나, 산도(pH)가 7에 가까워서 생체 적합성을 지닌다. 낮은 강도를 보강하기 위해 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>나 다른 무기 물질을 첨가하여서 강화용 ZOE로 제조하기도 한다<sup>5)</sup>.

ZPC는 가장 오래된 접착용 cement로 강한 강도를 지니고 있으며 이장재로도 많이 사용되었다. 분말의 주성분으로는 ZnO, MgO 그리고 소량의 Bi와 Si의 산화물 등이며, 액체는 H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, 물, AlPO<sub>4</sub>, 가끔 Zn<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>가 첨가되기도 한다. 경화 시작 후 1시간 내에 약 75%의 강도를 지니며 하루 이내에 최대 강도에 도달하는 장점이 있으나 액체의 pH가 매우 낮아 치아에 처음 적용될 때 치수에 유해한 자극을 줄 수 있다<sup>6)</sup>. Swartz 등<sup>6)</sup>에 의하면 ZPC의 인산은 약 1.5mm 두께의 상아질을 통과할 수 있다고 보고한 바 있어, 이보다 잔존 상아질 두께가 적은 경우는 치수를 보호하기 위한 이장재를 사용하여야 하겠다.

GI cement의 주성분은 aluminosilicate glass이며 액체는 polyacrylic acid의 copolymer 액체와 다른 유기산으로 이루어져 있다. GI cement는 치질과 화학적 결합을 하며 이는 액체내의 polyacrylic acid의 작용에 의한 것이다<sup>7)</sup>. 또한 생체 적합성이 있어 치수에 대한 자극이 적으며 지속적인 불소 유리에 의해 2차 우식증을 예방하는 작용<sup>7)</sup>을 한다.

이장재를 사용해 수복된 치아에 관한 연구로는 수복재의 변연 적합성에 관한 연구<sup>8-11)</sup>, 이장재가 치수에 미치는 영향에 관한 연구<sup>10,12-14)</sup>, 이장재 상부 수복물의 실패에 관한 연구<sup>15)</sup>, 이장재와 함께 수복된 치아의 응력에 관한 연구<sup>16,17)</sup> 등이 있으며, 이는 이장재의 물성이 상부 수복물의 물성 및 상아질, 치수 등

의 구강내 환경에서의 거동에 영향을 미치고 있다는 것을 보여 주는 것이라 하겠다. 이러한 연구 중에서 응력에 관한 연구는 직접적으로 상부 수복물의 성공과 실패에 영향을 주는 것이므로 아직까지 이에 관한 정보가 미진하여 본 연구를 시행하고자 한다.

치아에 발생하는 응력에 관한 연구는 많은 방법에 의해 이루어졌다. 이러한 방법들 중에는 주로 photoelastic stress analysis, brittle lacquer coating technique, Moiré fringe analysis 및 holography method 등이 있으나 이 방법들은 실제 치아나 여러 치과 재료를 동일한 모형으로 복제하는데 제한이 있고, 분석 방법이 주관적이며 실험 전·후 동일한 치아에서의 비교, 관찰이 불가능하다는 단점들이 있다. 이에 반해 유한 요소법은 다양한 물리적 성질을 갖는 치아를 실제와 같이 재현할 수 있고, 형성하고자 하는 와동이나 치아의 형태를 이상적으로 형성해 주어 실험 중 발생할 수 있는 오차를 상대적으로 감소시켜 줄 수 있으며, 동일한 조건에 동일한 자극을 주어 결과를 관찰할 수 있다는 장점이 있다. 또한 3차원 모델을 사용함으로써 2차원 모델에서 발생할 수 있는 오차를 없앨 수 있으므로 정확성을 기할 수 있다.

이장재의 기본 요구 조건 중의 하나인 열 차단 효과에 관한 연구도 많은 학자들에 의해 이루어졌는데, Harper 등<sup>5)</sup>은 아말감 충전 시 이장재로 사용한 ZPC와 ZOE가 내부의 온도 변화를 감소시켰다고 보고하였고, Drummond 등<sup>18)</sup>은 ZOE와 GI cement가 찬 자극에 대해 효과적이고, 뜨거운 자극에 대해서는 ZOE를 제외한 ZPC, GI cement, zinc polycarboxylate 등이 같은 정도의 효과를 보인다고 보고하였다. 그러나 이들의 연구는 주로 thermocouple을 이용해 두 지점 간의 온도차를 구하는 방법을 사용함으로써 열이 전달되기 쉬운 곳, 그리고 치수강 내에 가장 온도 영향을 많이 받는 곳 등, 상세한 온도 분포에 대한 연구는 되지 못하였다.

따라서 본 연구는 깊은 우식의 경우 중요한 역할을 하는 이장재가 저작력에 의해 상부 수복물과 치아조직에 발생하는 응력에 미치는 영향과 구강 내에서 발생할 수 있는 온도 자극에 의한 열 전도를 유한 요소법을 통해 분석함으로써 수복물에 따른 적절한 이장재의 선택을 알아보하고자 하는데 목적이 있다.

## II. 연구재료 및 방법

실제 형태에 가까운 하악 제 1 대구치 모델을 개발하기 위해서는 가능한 많은 수의 절점(node) 및 요소(element)를 갖는 모델을 만들어야 하고, 이를 위해 분석을 위한 연산을 뒷받침 해줄 수 있는 computer가 필수이다. 이를 위해 UNIX-base인 SGI (Silicone Graphics, Inc.) 사의 Indigo 2 workstation을 이용하여 모델링을 하였다.

발거된 하악 제 1 대구치 중 가장 이상적으로 생긴 치아를 선택하여 치경부 하방의 치근부를 삭제한 후 isthmus의 폭경이 교두정 사이의 1/3인 1급 와동을 형성하고 아말감을 충전

하였다. 모든 선각(line angle)은 정확하게 형성하였고 와동 변연(cavosurface margin)에 bevel은 형성하지 않았다. 이를 투명한 자가중합 레진에 매몰하여 직육면체의 resin block을 만들었다. 치아의 형태상 협설 방향의 축보다는 근-원심 방향 직각인 단면이 3차원 모델을 합성을 위해 유리하므로 치경 부 면을 기준으로 삼아 근심 접촉면을 0mm 단면이 되도록 과잉 레진을 sand paper로 연마하였다. 이어 0mm 단면에 평행이 되도록 원심 접촉면이 나올 때까지 원심측 면을 연마하여 10.5mm 단면이 되었다. 연속적인 단면을 구하기 위하여 0mm에서 1mm, 9mm에서 10.5mm까지는 0.5mm 간격으로, 1mm에서 9mm까지는 1mm 간격으로 단면을 얻었다. 각

각의 단면이 나올 때마다 원심 단면을 테이블에 수평이 되도록 정확히 위치시키고 현미경을 통해 12배 확대된 상태에서 모눈종이를 겹쳐 보이게 하여 비추어진 치아의 형태를 기준선에 맞추어 도식하였다. 이렇게 해서 얻어진 각 단면은 실제 크기의 단면 그림이므로 현미경 하에서 좌표를 읽어 SuperDraw(Algor® Interactive System, Super SAP, Version 2.10)를 이용하여 PC에 입력하였다. 이 좌표를 I-DEAS Master Series 3 digital master modeling software(SDRC®)에 다시 입력하여 각 단면을 만들고 그 상태에서 2차원 meshing을 한 후, 각 단면을 하나의 x-, y-, z-축에 의거 화면에 표시하였다. 이어 4개의 절점을 연결하면서 사면체 요소로 이루어진 3차원 유한 요소 분석용 모델을 완성하였다(Table 1, Fig. 1).

Table 1. Number of nodes and elements.

Node	959
Element	4570

각 충전 재료에 따라 모든 cement를 조합으로 하는 모델을 만들기 보다는 임상적으로 의미가 있는 조합으로 1) 아말감, 2) 아말감과 ZPC, 3) 아말감과 ZOE, 4) 아말감과 GI cement, 5) 금 합금과 ZPC, 6) 금 합금과 GI cement, 7) 레진, 8) 레

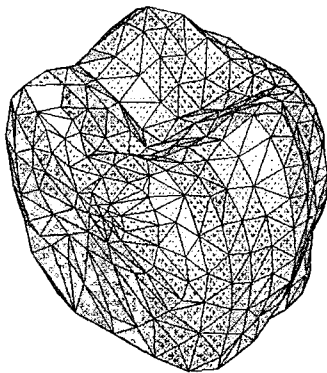


Fig. 1. Completed 3-D finite element model.

Table 2. Combination of filling materials and bases in each model.

	Filling Material	Base
Model 1	Amalgam	-
Model 2	Amalgam	ZPC
Model 3	Amalgam	ZOE
Model 4	Amalgam	GI
Model 5	Gold Inlay	ZPC
Model 6	Gold Inlay	GI
Model 7	Composite resin	-
Model 8	Composite resin	GI

Table 3. Value of physical properties required for finite element analysis.

	Modulus of elasticity (E : MPa)	Poisson's ratio( $\nu$ )	Coefficient of thermal conductivity (k : cal · cm/cm <sup>2</sup> · sec · C)
Enamel	$8.41 \times 10^4$ <sup>(19)</sup>	0.30 <sup>(19)</sup>	0.0022 <sup>(20)</sup>
Dentin	$1.83 \times 10^4$ <sup>(19)</sup>	0.31 <sup>(19)</sup>	0.0014 <sup>(20)</sup>
Gold Alloy (Au-Ag-Pd)	$7.70 \times 10^4$ <sup>(21)</sup>	0.33 <sup>(21)</sup>	0.300 <sup>(20)</sup>
Composite resin	$2.37 \times 10^4$ <sup>(22)</sup>	0.28 <sup>(23)</sup>	0.0026 <sup>(25)</sup>
Amalgam	$2.12 \times 10^4$ <sup>(22)</sup>	0.35 <sup>(22)</sup>	0.054 <sup>(20)</sup>
ZPC	$2.24 \times 10^4$ <sup>(23)</sup>	0.35 <sup>(23)</sup>	0.0031 <sup>(26)</sup>
ZOE	288 <sup>(23)</sup>	0.40 <sup>(23)</sup>	0.0014 <sup>(27)</sup>
GI cement (3M)	$0.11 \times 10^4$ <sup>(28)</sup>	0.37 <sup>(28)</sup>	0.0016 <sup>(24)</sup>
Pulp	0.003 <sup>(29)</sup>	0.45 <sup>(29)</sup>	0.0014 <sup>(30)</sup>

( ) : reference

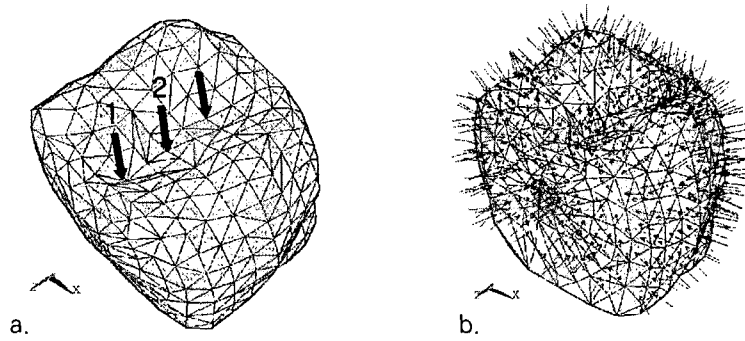


Fig. 2. a. Force, b. temperature.

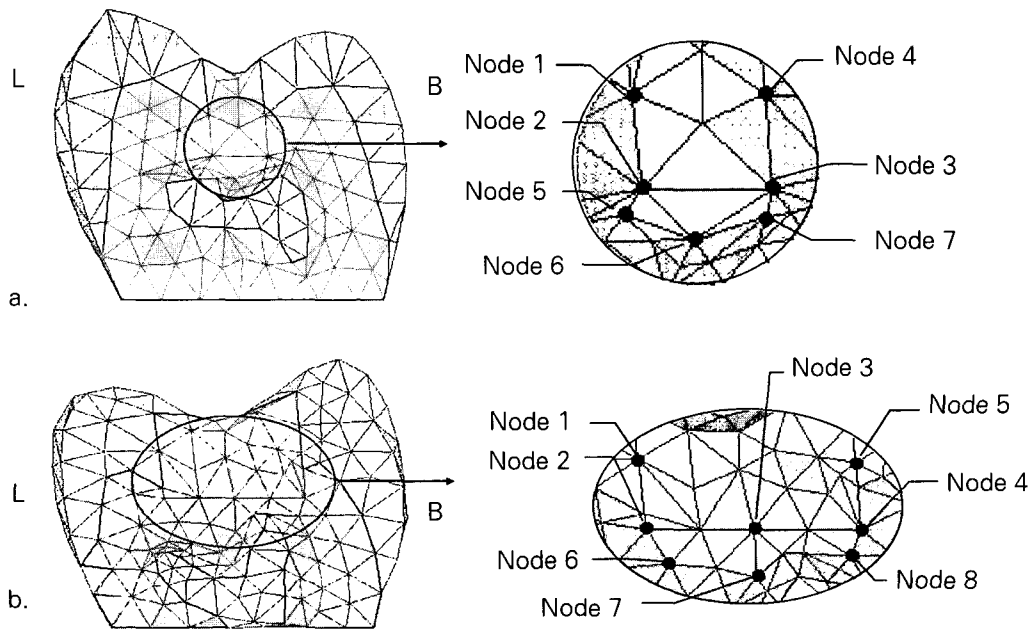


Fig. 3. a. Selected nodes for the value of principal stress on surface 1, buccolingual direction, b. Selected nodes for the value of principal stress on surface 2, buccolingual direction.

진과 GI cement의 8가지 모델을 실험 대상으로 하였다 (Table 2) - 이장재를 사용하지 않은 모델의 경우, 이장재가 위치한 부위까지 수복재로 충전하였다.

따라서 금 합금, 아말감 그리고 복합 레진을 실험의 수복 재료로, ZPC, ZOE 그리고 GI cement를 이장재로 사용하기로 하고 분석에 필요한 탄성계수(modulus of elasticity), 포아송 비(Poisson's ratio), 열 전도 계수(coefficient of thermal conductivity) 등을 인용하였다(Table 3).

이와 같이 개발된 모델에 하중 500N의 힘을 교합면의 각 근심와, 원심와, 그리고 중심와에 Y축의 (-) 방향으로 주었으며 (Fig. 2a), 치경부는 경계조건을 주어 고정된 절점으로 가정

하고, Ansys 5.5(SAS IP Inc.) 유한 요소 분석용 프로그램을 이용하여 분석하였다. 하중 조건은 저작 시 충전물에 힘이 균일하게 적용되는 것을 설정하여 부여한 것이고, 이 하중이 주어지는 절점이 위치하는 - 근·원심면에 수직인 ? 단면에서 주응력의 분포를 분석하였다. 즉, 하중을 부여한 절점이 위치하는 근심와 및 중심와를 포함하는 단면 상(Fig. 2a 1, 2)에서 와동의 선각부, 수복재와 이장재의 경계부, 그리고 이장재의 치수쪽 경계면에 위치하는 절점에서 주응력(principal stress)의 값을 구하여 비교하였다(Fig. 3). 온도 자극은 온 자극과 냉 자극을 표면전체의 절점에 부여하고(Fig. 2b), 치경부의 온도는 36°C<sup>30)</sup>로 경계조건을 부여하였으며, 온도 자극

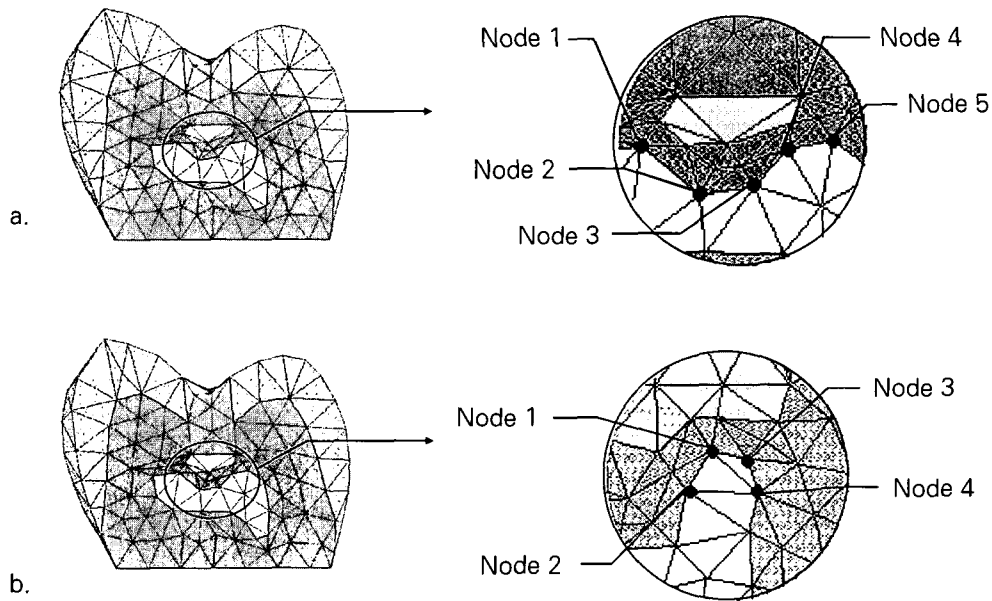


Fig. 4. a. Selected nodes for the value of temperature on surface 1, b. Selected nodes for the value of temperature on surface 2

으로는 15°C와 55°C를 주었다. 치수 내 신경의 위치는 상아 세포층에까지 분포하므로 치수강의 경계면 중에서 이장재와 가까운 경계면을 가진 단면에서 치수강의 천정에 해당하는 절점에서의 온도 변화를 측정하였다(Fig. 4)

### III. 실험 성적

위의 방법에 의하여 하악 제 1 대구치에서 주 응력 및 온도의 분포를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

#### 1. 응력 분포

모델 1의 단면 1에서는 아말감 최하방 부위, 하중점에 근접한 외동벽에 가까운 부위, 치경부 부위에서 인장 응력이 발생하였다. 이 부위 외에는 전반적으로 균일한 응력 분포를 보였다(Fig. 5). 단면 2에서는 수복물의 주위 치질과 아말감이 차지하고 있는 부분까지 인장 응력이 분포하고 있음이 보이며, 설측 치수각 주위에 인장 응력이 좁은 부위에 집중하고 있다. 수복물의 교합면 협측으로 강한 인장 응력이 집중하였으며, 치경부 부위에 응력이 집중하고 있다(Fig. 6). 모델 2에서도 모델 1과 거의 유사한 분포를 보였다(Fig. 7, 8).

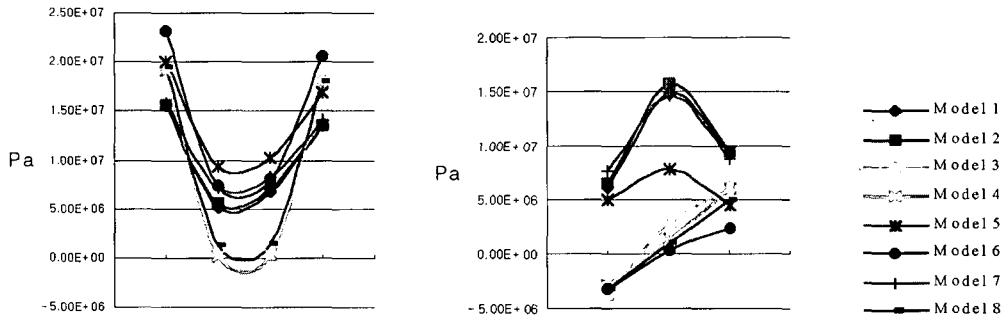
모델 3에서는 전반적으로 고른 응력의 분포를 보였으며, 모델 1, 2와 비교해 볼 때 응력의 집중이 현저히 감소됐다. ZOE의 치수 쪽 경계면을 따라서 주위보다 약간 강한 인장 응력이 분포하고 있으나, 응력 값은 모델 2에 비해 작았다(Fig. 9). 단

면 2에서도 전체적으로 균일하게 응력 값이 분포하고 있어, 모델 1, 2에 비하여 응력의 집중이 줄어들었으며, 주위보다 큰 인장 응력이 ZOE의 하부 치아 조직에 분포하고 있다(Fig. 10). 모델 4에서 GI cement로 인해 치아 내부에 응력 값이 모델 3에서 보다 조금 높게 나왔다(Fig. 11, 18).

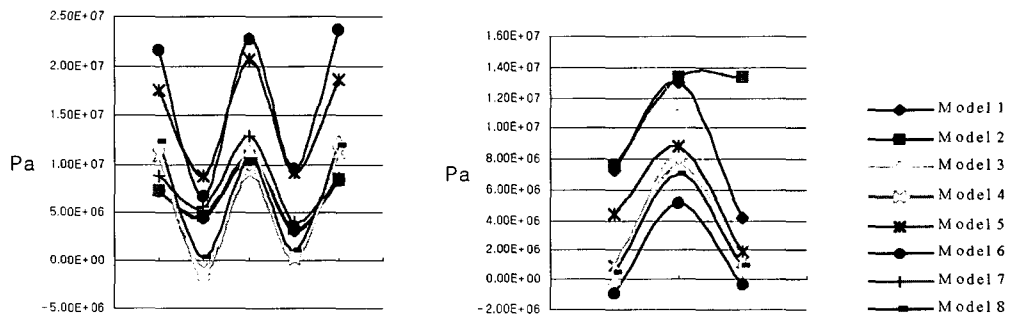
모델 5에서는 수복재가 금 인레이로서 단면 1에서 수복재 및 이장재를 따라 치관부 치아 조직에 전달되는 응력이 많았으며, 금 합금과 치질의 계면, ZPC 하방, 치경부 외면을 따라 아말감의 경우보다는 큰 인장 응력이 발생하였다(Fig. 13). 단면 2에서는 수복물의 치근단 면이 넓어서 치질과 ZPC 하부까지도 인장 응력이 발생하고 있다(Fig. 14).

모델 6의 단면 1에서 보면 모델 5에 비해서 치관부 전체에 퍼져 있던 응력의 분포가 주로 수복물이나 이장재 부위, 수복물 내부로 집중된 것을 볼 수 있으며, 주위 치질에 발생하는 인장 응력 값도 약간 감소하였다(Fig. 15). 단면 2에서는 이장재인 GI cement 하부 치질에 발생하는 인장 응력이 모델 5에 비해 감소하였으며, 인레이 주위나 내부의 인장 응력이 증가하였다(Fig. 16).

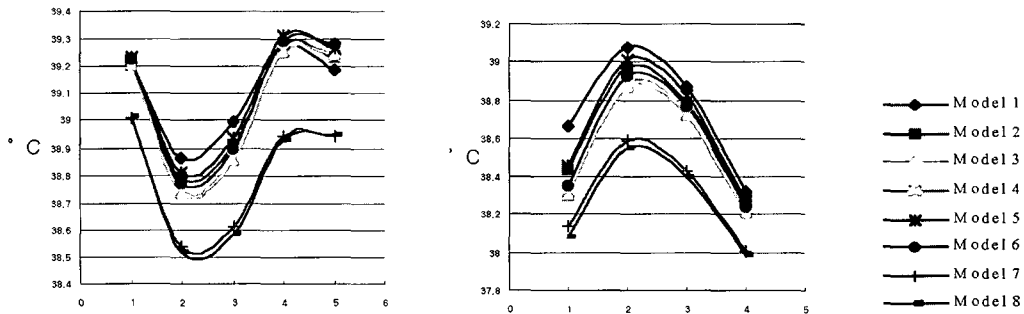
모델 7과 8은 콤포짓트 레진이 충전재로 사용된 것으로 모델 1에서와 유사한 응력 분포를 보이고 있다. 그러나 모델 1 보다는 주 응력이 분산된 형태를 보이고 있으며, 하중 점에서 보이는 압축 응력의 집중은 크지 않았다. 모델 8에서 이장재를 사용한 결과, 수복재와 치질의 계면, 그리고 이장재 하부 치질에만 인장 응력이 집중하고 응력 값은 모델 7에 비해 감소하였다(Fig. 17, 18, 19, 20).



Graph 1. a, b. Principal stress of selected node on surface 1.



Graph 2. a, b. Principal stress of selected node on surface 2.

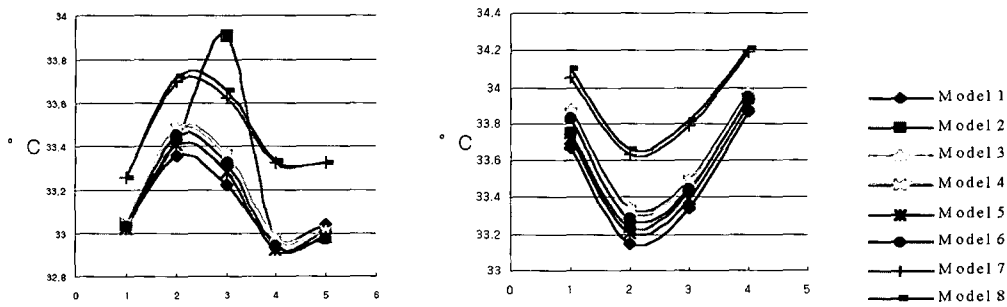


Graph 3. a. Temperature of selected node by hot stimuli on surface 1.  
b. Temperature of selected node by hot stimuli on surface 2.

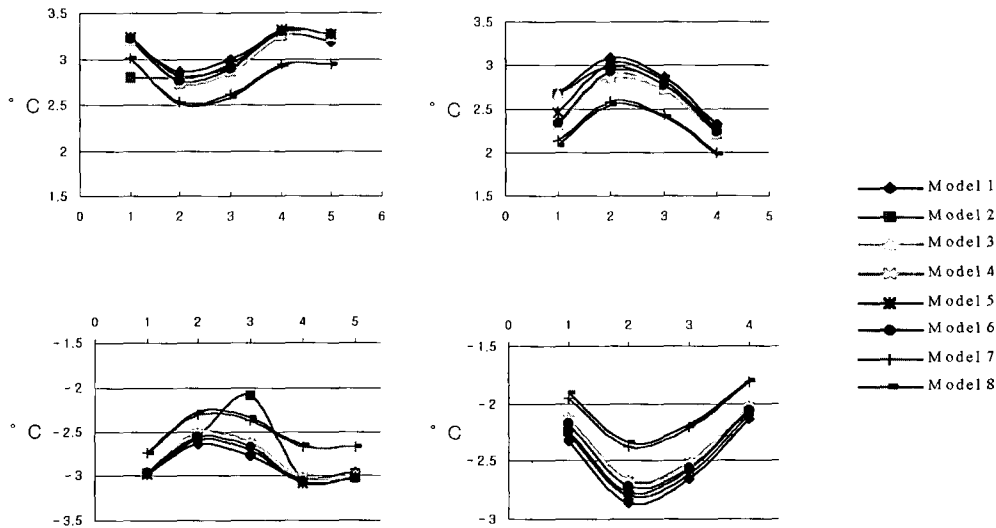
각 모델의 선택된 절점(Fig. 3, 4)에서의 주응력 값은 단면 1, 2에서 동일하게 외동의 측벽이 치수면보다 큰 수치를 보였다. 아말감 수복물인 모델 1, 2, 3, 4에서는 GI cement의 경우가 응력값이 가장 작았으며, 금 인레이 수복물에서도 GI cement의 경우가 응력값이 작게 나왔다(Graph 1, 2).

## 2. 온도 분포

모델 1에서 이장재가 없는 아말감은 열 자극이 치수 주위의 치질까지도 전달되어 치수 내부의 온도 상승이 가장 컸다(Graph 3a, 3b, Fig. 21, 22). 모델 2에서는 외동 하층에 ZPC가 있어 온도의 전달이 차단 되는 양상을 나타냈으며, 단면 1의 절점 1에서는 온도 상승량이 현저히 적었다(Graph 5a, Fig.



Graph 4. a. Temperature of selected node by hot stimuli on surface 1.  
b. Temperature of selected node by hot stimuli on surface 2.



Graph 5. Temperature difference. a. 55°C, surface 1, b. 55°C, surface 2, c. 15°C, surface 1, d. 15°C, surface 2.

23, 24). 모델 3에서는 모델 2에 비해 수복재 하부 치질의 온도가 적은 폭으로 상승되었으며, 아말감 모델 중에서 온도의 상승폭이 가장 작았다(Graph 5a, 5b, Fig. 25, 26). 모델 4는 모델 3에 비해 온도의 상승폭은 컸으나, 모델 1과 모델 2보다는 적었다. 온도의 분포 상태는 거의 유사하였다(Fig. 27, 28).

수복재가 금 인레이인 모델 5와 6에서는 이장재(ZPC나 GI cement)와 잔존 상아질의 경계면까지 열이 전달되는 분포를 보이고 있으며, 모델 6에서는 GI cement와 상아질 경계면에서 모델 5에 비해 온도가 감소하였음을 보이고 있다(Graph 3a, 3b, Fig. 29, 30, 31, 32). 또한 모델 6이 온도의 상승폭이 적었다(Graph 5a, 5b).

모델 7과 8에서는 외동벽을 따라 열전도가 일어나지는 않고 치수 방향으로 서서히 열 차단 효과가 일어나면서 전도가 일어나고 있으며, 수복재의 교합면 부위에 강한 열의 집중 양상을 보이고 있다. 열의 분포는 두 개의 모델이 유사한 양상을 보인다(Fig. 33, 34, 35, 36). 모델 7과 8의 온도 상승은 약 2.5°C 내외로 다른 모델보다는 온도 상승량이 매우 적었다(Graph 5a, 5b).

15°C의 자극을 주었을 때 전반적인 온도 분포를 보면, 55°C의 자극을 주었을 때와 모든 모델에서 거의 유사한 양상을 보이고 있다(Graph 4a, 4b, 5c, 5d, Fig. 37 - 52).

### Ⅲ. 총괄 및 고안

시대가 발전해 감에 따라 더욱 더 새로운 기술이 개발되고, 이에 따른 재료의 개발 또한 병행해 이루어져 왔다. 치과학에서도 모든 의술이 가능하면 치아를 보존하는 방향으로 발전해 왔고, 이러한 개념에 맞도록 재료를 개발, 생산하는 회사들도 초점을 맞추어 가고 있는 것이다. 그러나, 치아 우식증 등에 의해 손상된 치아를 수복하는 원칙은 과거로부터 큰 변화 없이 이루어져 왔고, 의술 또한 재료의 발전과 어깨를 같이 할 만큼 발전하지는 못했다. 즉, 편이 형태를 부여해야 하고 이를 위해 불필요한 치질의 삭제가 필요하며, 충전될 재료의 최소한의 강도를 위해 일정한 두께의 치질을 삭제해야 하며, 치수를 보호하기 위해선 이장재가 필요하고, 인레이 와동을 형성하기 위해선 undercut를 제거하는 와동 설계가 필요하다는 원칙에 있어서는 변함이 없다. 물론, 범랑질만을 포함하는 초기 우식증에서는 단지 우식증에 이환된 범위만을 제거하고 복합 레진 같은 재료로 충전하는 매우 보존적인 치료법을 사용할 수 있지만, 상아질을 포함한 광범위한 우식증에서는 상기한 와동 형성의 원칙을 위해 이장재의 사용이 필수적이라 하겠다. 이러한 이장재 사용이 상부에 위치한 충전 재료와 같이 작용해서 치아에 작용하는 응력은 치질과 충전 재료만으로 이루어진 이상적인 와동에서 발생하는 응력과는 차이가 있으므로 이에 대한 보다 정확한 연구가 필요하다고 하겠다.

보존학 분야에서 와동에 발생하는 응력에 대한 이해를 돕기 위해 여러 방법을 이용해 많은 연구가 이루어졌다. Morin 등<sup>31)</sup>은 strain gauge 등을 이용하여 수복된 치아에 작용하는 응력에 관한 연구를 하였으며, 이 방법은 제작된 모형에 직접 gauge를 부착하여 표면에 작용하는 응력을 쉽고 간단하게 측정할 수 있으나, gauge로 인해 모델을 조작하여야 하고 내부 응력 및 물성이 다른 물질간의 경계부위 응력을 측정할 수 없다는 단점이 있다. 광탄성 분석법을 이용한 연구로는 Mattison 등<sup>32)</sup>의 근관 치료된 치아의 근관 내 금 주조 post에 발생하는 응력에 관한 연구, Assif 등<sup>33)</sup>의 근관 치료된 치아에 수복 방법에 따라 발생하는 응력에 대한 연구 등이 있다. 이 방법은 복잡한 형태의 모형 제작이 어렵고 다양한 물성치를 나타내는 광탄성 재료가 풍부하지 못하여 정확도가 떨어지고 응력과 변위의 동시 계측은 불가능하다.

Wang 등<sup>34)</sup>은 정상적인 기능 중에 치아에 미치는 응력을 moiré fringe법을 이용하여 분석하였으나, 이는 단면상에 나타나는 moiré fringe를 보고 분석하는 것이므로 주관적으로 해석하는 방법이다. Van Straten 등<sup>35)</sup>은 의치상의 변형을 holography법을 사용해서 연구하여 제작 후 시간 경과에 따라 온도 변화에 대한 반응이 변할 수 있다고 보고하였다. Holography법은 레이저 광선을 이용하므로 미세한 관찰이 가능한 반면, 파동 및 공기의 흔들림이 없어야 하는 등 실험 조건이 까다롭고 역시 내부 응력의 표현이 곤란하다는 단점이 있다.

유한 요소법은 1943년 수학자 Richard Courant에 의해 정립되어 독립적으로 발전되었으며, 1950년대에 항공 구조 공학자인 미국의 Turner, Clough, Martin, 그리고 Topp와 영국의 Argyris 그리고 Sydney Kelsey 가 컴퓨터상에 실용화하면서 1970년대 말까지 지속적으로 발달되었다<sup>36)</sup>. 치아와 같이 복잡한 형태를 지니고, 여러 물질이 한 개의 형태를 이루는 물체의 경우에는 유한 요소 분석에 필요한 탄성계수나 포아송 비를 정하는 것이 쉬운 것이 아니다. 따라서 분석하려는 모델을 요소라 불리는 여러 개의 작은 사각형과 삼각형(2차원의 경우), 또는 사면체나 육면체(3차원의 경우)로 세분하여 각각의 강성 행렬을 이용하여 응력 값과 변형을 구한 후 이를 다시 종합적으로 연결시켜 대상 전체의 분석을 함으로써 아무리 복잡한 형태도 분석할 있으며, 변위나 응력에 대한 수치, 그 외에 온도 등의 분석도 가능하다. 장점으로는 기타의 응력 분석법에 비해 한번 모델을 만들어 놓으면 그 모델에 대해 여러 경계 조건이나 하중 조건에 대하여 반복적인 수행이 가능하다는 것과 뛰어난 가시화 기능으로 해석된 결과를 시각적으로 쉽게 확인할 수 있다는 것이다. 본 실험에서는 비정형의 물체를 모델링하는데 필수적인 사면체의 요소를 사용하여 치아의 곡선 부위를 더욱 잘 표현하고자 하였다. 물론 육면체 요소가 모델의 분할이 쉬워서 많은 경우에 사용되나 치아와 같이 비정형의 물체는 육면체 요소만으로는 한계가 있다<sup>37)</sup>. 또한 동일 평면상에 있는 절점들의 뒤틀림인 워핑(warping)으로 인해 해석에 오류를 가져 올 수도 있다<sup>38)</sup>. 이러한 오류의 가능성을 해결해 나가는 것이 유한요소법을 이용한 연구에서 계속 발전시켜 나가야 할 과제라 하겠다.

치아의 3차원 모델을 만들기 위해서는 연속적인 2차원 단면이 필요하다. 2차원 단면을 만드는 방법은 단면을 자르는 평면에 따라 나눌 수 있으며, 수평면에 평행하게 만드는 법<sup>39)</sup>, 근원심면에 평행하게 만드는 법, 협-설면에 평행하게 만드는 방법<sup>40)</sup> 등이 있다. 본 실험에서는 응력의 분포를 근원심 면에서 관찰하고자 협-설면에 평행하게 근심 접촉점으로부터 0mm의 단면을 정하여 일정하게 삭제해 갔으며, 이는 Bell 등<sup>41)</sup>의 보고에 근거한 것이다. 곡면이 심한 0mm에서 1mm, 9mm에서 10.5mm 단면은 곡면을 더 상세히 모델링하고 분석상의 오차를 줄이기 위해 0.5mm 간격으로 단면을 구하였다.

본 연구의 3차원 모델은 실제의 임상적인 치료 과정을 가정하여 개발하였다. 우선 와동의 각도나 깊이, 그리고 이장재가 차지하고 있는 부분 등은 실제 치아에 우식이 일어나고, 환자가 내원하였을 때, 치과 의사가 우식이 일어난 부위를 삭제한 후, 이장재를 도포하고 수복한 상태가 가능하면 그대로 나타낼 수 있도록 하였다. 즉, 우식증에 의한 치아 손상을 재현하기 위해, 형성된 와동 하부에 이장재를 도포하는 두께 및 형태를 비정형으로 하였다. 그러나, 와동 형성 시 최소한 0.3mm의 상아질을 남긴다는 Seltzer와 Bender의 조건<sup>42)</sup>을 지켰으며, 이장재의 두께는 최대 0.5mm를 넘지 않도록 하였다. 비정형인 이장재 부위가 충전됨으로써 수복물이 필요로 하는 와



동의 형태를 이룰 수 있게 된다. 이는 이장재의 유한 요소법을 이용한 다른 연구<sup>43,44</sup>와 비교하여 실제 치아에 가깝다는 장점이 있다. 이장재와 잔존 상아질의 두께가 균일하지 않더라도 실험 조건이 동일하다는 유한 요소법의 장점으로 인해 각 모델간의 비교가 가능한 것이다.

Gibbs 등<sup>45</sup>은 교합 시 치아에 가해지는 힘의 양에 대해, 구치부에서 최대 교합력이 약 740N 이라 보고하였으며, 여러 유한 요소 연구에서는 약 450N에서 크게는 1500N까지 하중을 주었다<sup>45,46</sup>. 따라서 본 실험에서는 저작 시 상악악의 치아 사이에 음식물이 개재되어 교합면에 균일하게 수직 방향의 하중이 걸린다는 것을 가상하여 500N의 하중으로 교합면의 3개의 절점을 정하여 수직으로 주었다. 조 등<sup>49</sup>에 의하면 파절 저항성에 대한 연구에서 약 500N의 힘을 사면의 한 점에만 주었다. 하중의 크기는 연구 목적에 따라 다르고, 방향 또한 다양하다. 본 연구는 교합력에 의한 응력의 분포를 보고자 한 것이므로, 파절을 일으키게 하는 사면에 주지 않고, 수복물의 교합면 근원심와, 중심와에서 수직 방향으로 주었다.

응력값을 구할 절점을 선택하기 위하여 각각 단면의 응력 분포를 확인한 결과, 하중을 부여한 절점을 포함하는 단면상에서 응력 분포가 가장 특징적으로 관찰되었다. 따라서 근원심와, 중심와를 포함하는 단면 - 3mm와 5mm 단면 - 에서 와동의 선각부, 수복재와 이장재의 경계부, 그리고 이장재의 치수쪽 경계면에 위치하는 절점을 선택하였다. 원심와를 포함하는 단면인 7mm 단면은 치수를 포함하지 않았기 때문에 주응력값을 구하는 단면에서 제외하였다.

치과에서 구치부 충전에 많이 사용되는 충전 재료로 금 합금, 아말감을 들 수 있다. 그러나 금 합금과 아말감은 심미성이 떨어지므로 복합 레진을 구치부 수복에 사용하려는 시도가 많이 행해졌으며, 재료의 발달로 인해 현재는 넓은 부위의 우식증에서도 사용되고 있다<sup>47,48</sup>. 아말감과 같이 응축해서 충전하는 재료는 초기 경화 후 어느 정도의 강도를 갖는 이장재를 선택하는 것이 좋을 것으로 사료되며, ZOE나 ZPC 등은 소위 '임상적 경화' 후 충분히 아말감의 응축압을 전달 수 있을 정도의 강도를 지닌다고 Bryant 등<sup>49</sup>은 보고하였다. 금 인레이에서는 이러한 강도 이외에 접착용 cement와 이장재 사이의 접착 강도도 고려해야 하고, 어떠한 종류의 cement를 사용할 것인가<sup>50</sup>도 고려해야 할 사항이다.

치아 수복시 사용되는 이장재는 와동벽과 상아세관을 소독해야하고 충전재의 독성으로부터 치수를 보호해야 하며, 손상된 치수 조직의 치유를 증진시켜야 하고 치질과 충전재 계면 사이로 들어올 수 있는 세균을 억제할 수 있어야 한다<sup>51</sup>. 오랜 세월 동안 많은 재료가 사용되어 왔지만 가장 흔하게 사용되는 재료는 ZOE, ZPC, zinc polycarboxylate, GI cement, calcium hydroxide cement 등이다. Pierpont 등<sup>52</sup>은 9종의 이장재를 사용하고 아말감으로 수복한 경우, 다른 이장재에 비하여 glass ionomer cement이 파절 저항성이 크다고 보고하였으며, Robbins<sup>53</sup>는 아말감 수복 시 올바른 이장재의 사용법

에 대하여 보고하였다. 본 실험의 결과에서 아말감으로 수복 후, 이장재로 사용된 ZPC, ZOE, GI cement의 선택한 절점의 측정된 주응력 값을 비교해 보면 GI cement의 경우 가장 작은 인장 응력값을 나타내었다. 이는 수복물 및 잔존 치질에 교합력에 의한 응력을 GI cement이 분산시켜서 서로 다른 물질간의 응력 집중을 막아 주었다고 해석할 수 있고, 따라서 주위의 응력을 감소시키는데 효과적인 이장 재료로 사용될 수 있을 것이라 사료된다. Bryant 등<sup>50</sup>은 1975년 다른 종류의 cement를 사용하면 점도가 다른 같은 종류의 cement 보다 접착 강도가 낮다고 보고하였다. 즉, 금 인레이나 crown을 수복할 경우 이장재의 선택은 사용할 접착용 cement에 따라 결정되어야 한다는 것이다. 따라서 본 실험에서는 금 인레이로 수복한 모델에서 금 인레이와 ZOE의 조합은 제외하였다. 이장재를 하지 않은 조합의 경우 다른 모델과 같이 이장재가 충전될 부위까지 금 인레이가 차지하게 되면 와동의 형성 원칙에 위배되므로 조합에서 제외하기로 하고, ZPC와 GI cement의 이장재만을 비교하였다. 본 실험에서도 GI cement가 응력의 분산을 유도하는데 ZPC 보다는 유리한 것으로 사료된다. 그러나 이장재 자체의 강도는 ZPC가 높고<sup>54,55</sup>, 수복물이 금 합금이므로 내부 이장재의 색은 문제가 되지 않기 때문에 ZPC도 많은 경우에 사용된다. 복합 레진을 이용한 충전의 경우, ZOE의 eugenol이 레진의 중합에 영향을 미칠 수 있다는 보고<sup>56</sup>도 있고, ZPC나 ZOE의 경우 레진과의 접착이 불가능하고 레진을 통하여 이장재의 색이 비취 보일 수 있어 심미적인 레진 충전 치료의 효과가 떨어질 수 있다. 이는 임상적인 의미가 없으므로 조합에서 제외하고 이장재를 사용하지 않은 경우와 GI cement를 이장재로 사용한 경우만 비교하였다. 주 응력의 분포면에서 보면 레진으로 수복한 경우가 아말감이나 금 인레이 수복의 경우보다는 유리해 보이나, 레진 자체의 강도<sup>57</sup>가 아말감<sup>58</sup>이나 금 합금<sup>60</sup> 보다는 작으므로 큰 부위의 수복에 있어서는 아직까지는 사용 빈도가 떨어진다.

열 자극은 치수염과 치수 괴사를 유발하는 중요한 원인중의 하나이다. 여러 학자들이 열이 치수에 미치는 영향에 관하여 여러 관점에서 연구하였다. 수복물의 연마 중 발생하는 열<sup>61,62</sup>, 치아 형성 중 발생하는 열<sup>63</sup>, 모델링 컴파운드 인상 시 발생하는 열<sup>64</sup> 등 치과 시술 시에 치수에 가해질 수 있는 열 자극에 관한 연구는 다양하게 이루어졌다. 그러나 이들 연구의 대부분은 치아 외부에 가해지는 자극에 대해 치수 내 온도의 변화를 주로 thermocouple을 이용해 측정하는 것이었다. Thermocouple을 사용할 때에는 실험 환경을 유지시켜 주는 것이 매우 중요하다<sup>30</sup>. 그러나 여러 시편의 환경을 동일한 것으로 유지시켜 주는 것은 매우 어려운 일이며 정확한 위치의 정확한 온도를 측정하는 것도 쉬운 일은 아니다. 유한 요소법을 이용한 열 분석에서는 정확한 절점을 선택하여 절점에서 산출된 수치를 구하게 되므로 각 모델 사이의 비교가 정확하게 이루어 질 수 있다. 본 연구에서 아말감 수복된 모델에 열 자극을 가했을 때, 측정된 절점에서의 온도 변화를 비교해 보면

(기준 온도 36°C), ZOE로 이장재를 사용했을 때 치수내의 온도를 가장 작게 변화시켰다. 이는 ZPC, ZOE, GI cement 중 ZOE의 열 전도 계수(Table 3)가 가장 작아서 열의 전도를 차단했기 때문이다. 열 전도 계수란 1cm<sup>2</sup>의 넓이를 가진 1cm 두께의 시편에 양단 온도차가 1도가 날 경우 1초 동안 흐르는 열량을 결정하여 정해진다<sup>5)</sup>. 열 전도 계수가 큰 경우에 열의 전도가 빨라서 자극이 주어진 반대쪽으로 열의 손실이 거의 없이 자극이 전해지는 것으로 해석된다. 열 전도 계수가 가장 큰 금 합금으로 수복한 경우에는 치수쪽으로 가장 큰 열을 전달해 주었다. 열 자극 차단의 관점에서 본다면 ZOE가 금속성 수복재의 하부에서 치수에 미치는 열 자극을 가장 작게 해주므로 추천할 만한 재료라 하겠다. 그러나 Harper 등<sup>65)</sup>은 콤포지트 레진과 같이 비금속성 수복재의 경우는 이장재의 사용 여부가 큰 영향을 미치지 않는다고 보고하였으며, Marshall 등<sup>66)</sup>에 의하면 이장재로 사용된 GI cement가 상부의 콤포지트 레진 수복물의 표면 경도를 감소시킬 수 있다고 보고하였다. 본 실험의 결과에서 레진 수복물의 경우 치수까지의 열 분포를 보면 큰 변화가 없음을 알 수 있다. 따라서 콤포지트 레진으로 수복하는 경우 아무런 이장재를 사용하지 않아도 될 것으로 사료된다. 그러나 콤포지트 레진의 교합면에는 다른 모델과는 달리 열의 집중 현상이 나타났다. 이는 수복재 내에서 열을 전달해 주지 못하고, 본 열 해석이 정적 분석(static analysis)이므로 열 자극의 집중을 보이는 것으로 사료된다. 물론 실제 구강 내에서는 이러한 현상이 일어나지는 않고, 열이 구강 내 타액 등으로 분산되므로 큰 문제는 되지 않을 것이다. 앞으로 열 분석에 사용되는 온도에 대한 기준이 필요할 것으로 생각된다. 또한 Takahashi<sup>30)</sup>의 연구를 보면, 온도 분석 시 경계 조건에 대한 언급이 없었다. 본 연구에서는 치경부에서 절단한 단면에 해당되는 모든 절점에 경계 조건을 부여하여 기준이 되는 절점으로 하였고, 그리하여 예상되는 결과를 얻을 수 있었다.

구강 내에서 안정적으로 견딜 수 있는 극한 온도는 정확히는 알 수 없지만, 약 48°C에서 60°C 사이<sup>57)</sup>로 볼 수 있으며, 본 실험에서는 Takahashi의 연구와 같이 열 자극을 섭씨 55도와 15도의 두 종류로 정하였다<sup>30)</sup>. 이는 구강내에 현실적으로 가할 수 있는 최대한의 열 자극(냉,온)을 가정한 것이며, 이에 따른 치수내 온도 변화를 측정하였다. Zach와 Cohen<sup>58)</sup>에 의하면 치수내 온도가 5.6°C 정도 오르면 약 15%의 경우에서 치수 괴사가 일어난다고 보고하였다. 본 연구의 경우 36°C를 기준으로 약 3°C 정도의 온도 변화를 보였으므로 치수는 큰 영향을 받지 않을 것이다.

이장재를 선택하는 기준은 위에서 언급한 이장재의 요구 조건, 그리고 우식을 제거한 치아의 상태, 치과외과의 선호도 등 여러 조건이 있다. 본 연구에서는 온도와 응력에 관한 분야에서 잔존 치질에 가장 유리한 방향으로 외부 자극(저작압, 온도)에 작용하는 이장재를 선택할 수 있도록 유한 요소법을 이용하여 분석하였다. 그러나 이러한 결과는 단지 수치적인 계산

일 뿐, 실제 구강 내에서는 이러한 온도와 응력 이외에 많은 조건이 있다는 사실을 염두에 두어야 된다.

#### IV. 결 론

본 연구에서는 임상적으로 많이 사용되는 조합으로 1) 아말감, 2) 아말감과 ZPC, 3) 아말감과 ZOE cement, 4) 아말감과 GI cement, 5) 금 합금과 ZPC, 6) 금 합금과 GI cement, 7) 레진, 8) 레진과 GI cement의 8가지 모델을 실험 대상으로 이장재가 수복물, 잔존 상아질 및 치수에 미치는 영향을 알아보고자, 1급 와동을 가진 하악 제 1 대구치의 3차원 유한 요소 모델을 개발하고 응력 및 온도 자극에 대한 분포를 Ansys 5.5(SAS IP Inc.) 유한 요소 분석용 프로그램을 이용하여 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 아말감 수복에서는 GI cement를 이장재로 사용하였을 때 이장재와 잔존 상아질, 와동과 이장재, 그리고 와동과 잔존 치질 사이의 계면에 발생하는 인장 응력이 가장 작았다.
2. 금 인레이 수복에서는 GI cement를 이장재로 사용하였을 때 이장재와 잔존 상아질, 와동과 이장재 사이의 계면에 발생하는 인장 응력이 ZPC에 비해 작았다.
3. 콤포지트 레진의 경우 GI cement를 이장재로 사용하였을 때 낮은 인장 응력값을 보였고, 응력의 분산을 보였다.
4. 열 자극을 주었을 때, 아말감에 대해 ZOE의 열 차단 효과가 가장 좋았으며, 그 다음으로 GI cement가 효과적으로 열을 차단해 주었다. 금 인레이에서는 GI cement 예가 ZPC 보다 효과적인 열 차단 재료였다.
5. 콤포지트 레진 수복의 예는 낮은 열 전도율로 인해 열 차단 효과가 높았다.

#### 참 고 문 헌

1. Hewlett ER, Atchison KA, White SC, Flack V. Radiographic secondary caries prevalence in teeth with clinically defective restorations. *J Dent Res* 72:1604-8 1993.
2. Pierpont WF, Gray SE, Hermes CB, Hilton TJ. The effect of various bases on the fracture resistance of amalgam. *Oper Dent* Nov-Dec 19:211-6 1994.
3. Piperno S, Barouch E, Hirsch SM, Kaim JM. Thermal discomfort of teeth related to presence or absence of cement bases under amalgam restorations. *Oper Dent* Summer 7:3 92-6 1982.
4. Mjor IA. The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence Int* 29:5 313-7 1998.
5. Skinner's Science of Dental Materials Phillips RW 8th ed. Igaku-Shoin/Saunders International Edition, W.B. Saunders Co., 452-501 1982.
6. Swartz ML, Niblack BF, Alter Ea, Norman Rd, Phillips RW. In vivo studies on the penetration of dentin by constituents of silicate cement. *J Am Dent Assoc* 76:573 1968.
7. Mount GJ. Some physical and biological properties of glass ionomer cement. *Int Dent J* 45: 135-40 1995.

8. Reinhardt KJ. Fatigue strength and marginal adaptation of composite fillings. *Dtsch Zahnarztl Z* 44:669-72 1989.
9. Chan KC, Swift EJ Jr. Leakage of a light-activated base: effect of dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 65: 790-2 1991.
10. Plant CG, Tobias RS, Ripplin JW, Brooks JW, Browne RM. A study of the relationship among pulpal response, microbial microleakage, and particle heterogeneity in a glass-ionomer-base material. *Dent Mater* 7: 217-24 1991.
11. Heys RJ, Fitzgerald M. Microleakage of three cement bases. *J Dent Res* 70:55-8 1991.
12. Schmalz G, Thonemann B, Riedel M, Elderton RJ. Biological and clinical investigations of a glass ionomer base material. *Dent Mater* 10:304-13 1994.
13. Yakushiji M, Kinumatsu T, Fuchino T, Machida Y. Effects of glass ionomer cement on the dental pulp and its efficacy as a base material. *Bull Tokyo Dent Coll* 20:47-59 1979.
14. Panagiotouni E, Karanika-Kouma A. Comparative study of heat release of various cement base materials during their setting. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol* 38:45-50 1995.
15. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 74:1591-6 1995.
16. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil* 26:259-63 1999.
17. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 26:157-64 1999.
18. Drummond JL, Robledo J, Garcia L, Toepke TR. Thermal conductivity of cement base materials. *Dent Mater* 9:68-71 1993.
19. Craig RG. *Restorative Dental Materials*, 8th ed. St. Louis, Missouri, C.V. Mosby Co. 1989.
20. Brown WS, Dewey WA, and Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 49:752-755 1970.
21. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 62:1002-8 1983.
22. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 3:200-6 1987.
23. Farah JW, Powers JM, Dennison JB, Craig RG, Spencer J. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J Dent Res* 55:115-20 1976.
24. Inoue T, Saitoh M, Nishiyama M. Thermal properties of glass ionomer cement. *J Nihon Univ Sch Dent* 35:252-257 1993.
25. Civjan S, Barone JJ, Reinke PE, Selting WJ. Thermal properties of nonmetallic restorative materials. *J Dent Res* 51:1030-1037 1972.
26. Craig RG, Peyton FA. Thermal conductivity of tooth structure, dental cements, and amalgam. *J Dent Res* 40:411-418 1961.
27. Fukase Y, Saitoh M, Kaketani M, Ohashi M, Nishiyama M. Thermal coefficients of paste-paste type pulp capping cements. *Dent Mater J* 11:189-196 1992.
28. Tam LE, Pulver E, McComb D, Smith DC. Physical properties of proprietary light-cured lining materials. *Oper Dent* 16:210-217 1991.
29. Cailleteau JG, Rieger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 18:540-4 1992.
30. Takahashi N. Thermal conductive analysis of restored teeth by finite element method. *J Oral Rehabil* 9:83-8 1982.
31. Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater* 4:41-8 1988.
32. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 48:407-11 1982.
33. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 61:535-43 1989.
34. Wang RZ, Weiner S. Strain-structure relations in human teeth using Moire fringes. *J Biomech* 31:135-41 1998.
35. van Straten RJ, Hitge ML, Kalk W, Schenk J. A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. *Int J Prosthodont* 4:577-85 1991.
36. "solids mechanics" *Encyclopedia Britannica Online*. (<http://members.eb.com/boi/topic?eu=119067&sctn=11>) [Accessed 20 September 1999].
37. 최석근. 유한요소분석. 집문당, 79, 1992
38. 최석근. 유한요소분석. 집문당, 559, 1992
39. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod* 21:362-367 1995.
40. Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent* 67: 174-83 1992.
41. Bell JG, Smith MC, de Pont JJ. Cuspal failures of MOD restored teeth. *Aust Dent J* 27:283-7 1982.
42. Seltzer S, Bender IB *The Dental Pulp* J. B. Lippincott Co., Philadelphia, 179 1975.
43. Farah JW, Powers JM, Dennison JB, Craig RG, Spencer J. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J Dent Res* 55:115-20 1976.
44. Farah JW, Hood JA, Craig RG. Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. *J Dent Res* 54:10-5 1975.
45. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. *Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission*. *J Prosthet Dent* 46:443-9 1981.
46. 조병훈, 엄정문. 치아파괴에 관한 3차원 유한요소법적 연구. *대한치과보존학회지* 18:291-316 1993.
47. Christensen GJ. Amalgam vs. composite resin: 1998. *J Am Dent Assoc* 129:1757-9 1998.
48. Schulein TM. Composite-resin restoration of a posterior tooth. *Gen Dent* 33:353-6 1985.
49. Bryant RW, Wing G. A simulated clinical appraisal of base materials for amalgam restorations. *Aust Dent J* 21:322-6 1976.
50. Bryant RW, Wing G. Bases for gold inlays and crown restorations. *Aust Dent J* 20:392-6 1975.
51. Horsted-Bindslev P, Mjor IA. *Modern concepts in operative dentistry*. 1st ed. Munksgaard 137-8 1988.
52. Pierpont WF, Gray SE, Hermes CB, Hilton TJ. The effect of various bases on the fracture resistance of amalgam. *Oper Dent* 19:211-6 1994.
53. Robbins JW. The placement of bases beneath amalgam restorations: review of literature and recommendations for use. *J Am Dent Assoc* 113:910-2 1986.
54. Powers JM, Farah JW, Craig RG. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J Amer Dent Assoc* 92:588-591 1976.
55. Cattani-Lorente M-A, Godin C, Meyer JM. Early strength of glass ionomer cements. *Dent Mater* 9:57-62 1993.

56. Hansen EK, Asmussen E. Scand Influence of temporary filling materials on effect of dentin-bonding agents. *J Dent Res* 95:516-20 1987.
57. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc* 44:288 1917.
58. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg* 19:515-530, 1965.
59. Iglesias AM, Sorensen SE, Carter JM, Wilko RA. Some properties of high-copper amalgam alloys comparing hand and mechanical trituration. *J Prosthet Dent*, 52:194-198 1984.
60. Oilo G, Gjerdet NR. Dental casting alloys with a low content of noble metals: Physical properties. *Acta Odontol Scand* 41:111-116 1983.
61. Aplin AW, Sorenson FM, Cantwell KR. Temperature change in dental polishing. *J Dent Res* 46:325-30 1967.
62. Grajower R, Kaufman E, Rajstein J. Temperature in the pulp chamber during polishing of amalgam restorations. *J Dent Res* 53:1189-95 1974.
63. Schuchard A., Watkins C. Temperature response to increased rotational speeds. *J Pros Dent* 11:313 1961.
64. Grajower R, Kaufman E, Stern N. Temperature of the pulp chamber during impression taking of full crown preparations with modelling compound. *J Dent Res* 54:212-7 1975.
65. Harper RH, Schnell RJ, Swartz ML, Phillips RW. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J Prosthet Dent* 43:180-5 1980.
66. Marshall SJ, Marshall GW Jr, Harcourt JK. The influence of various cavity bases on the micro-hardness of composites. *Aust Dent J* 27:291-5 1982.

## 사진부도 설명

- Figure 5. Model 1 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 6. Model 1 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 7. Model 2 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 8. Model 2 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 9. Model 3 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 10. Model 3 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 11. Model 4 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 12. Model 4 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 13. Model 5 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 14. Model 5 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 15. Model 6 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 16. Model 6 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 17. Model 7 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 18. Model 7 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 19. Model 8 - Distribution of principal stress on surface 1  
 Figure 20. Model 8 - Distribution of principal stress on surface 2  
 Figure 21. Model 1 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 22. Model 1 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 23. Model 2 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 24. Model 2 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 25. Model 3 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 26. Model 3 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 27. Model 4 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 28. Model 4 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 29. Model 5 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 30. Model 5 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 31. Model 6 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 32. Model 6 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 33. Model 7 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 34. Model 7 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 35. Model 8 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 1  
 Figure 36. Model 8 - Distribution of temperature change by hot stimuli on surface 2  
 Figure 37. Model 1 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 38. Model 1 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 39. Model 2 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 40. Model 2 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 41. Model 3 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 42. Model 3 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 43. Model 4 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 44. Model 4 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 45. Model 5 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 46. Model 5 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 47. Model 6 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 48. Model 6 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 49. Model 7 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 50. Model 7 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2  
 Figure 51. Model 8 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 1  
 Figure 52. Model 8 - Distribution of temperature change by cold stimuli on surface 2

사진부도 ①

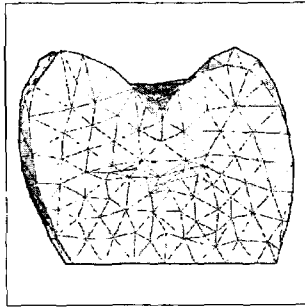


Figure 5

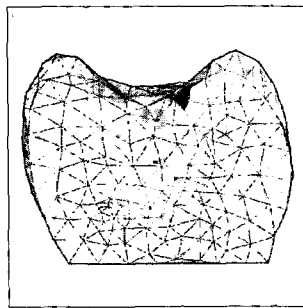


Figure 6

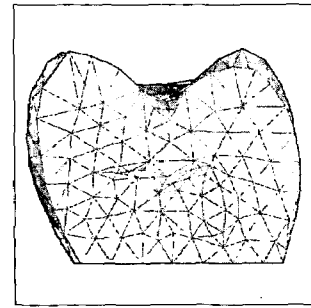


Figure 7

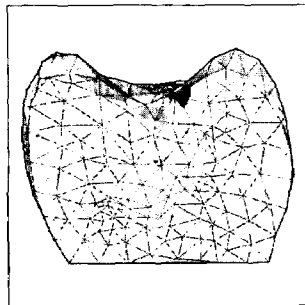


Figure 8

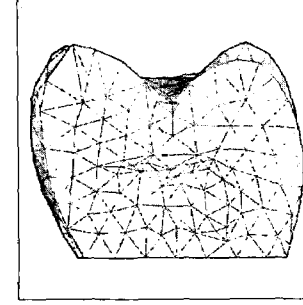


Figure 9

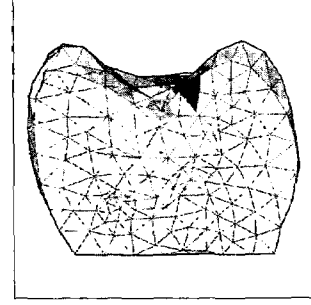


Figure 10

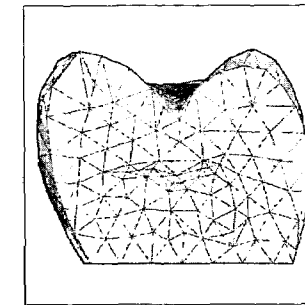


Figure 11

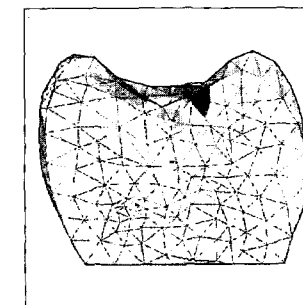


Figure 12

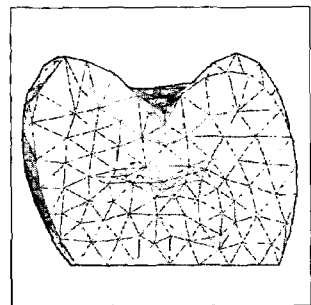


Figure 13

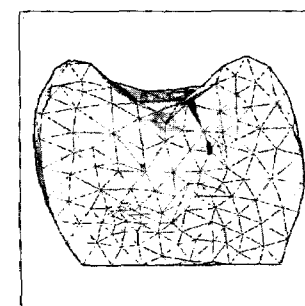


Figure 14

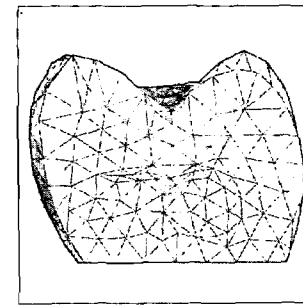


Figure 15

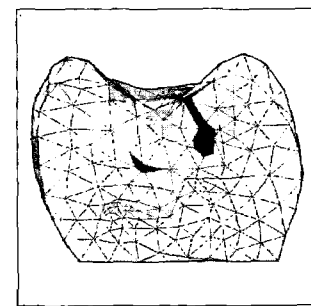


Figure 16

사진부도 ②

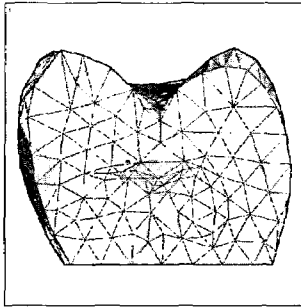


Figure 17

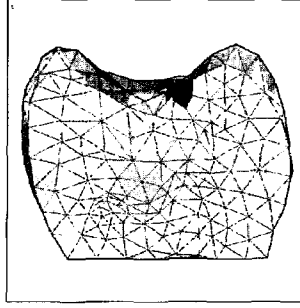


Figure 18

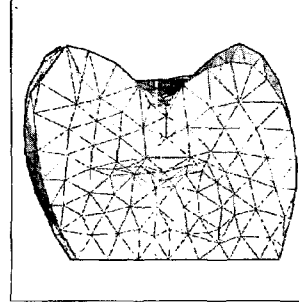


Figure 19

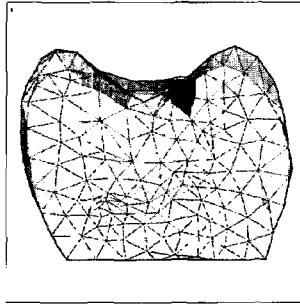


Figure 20

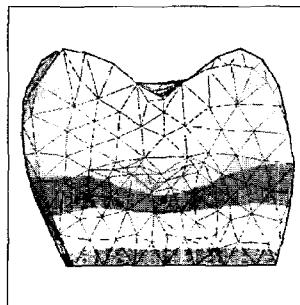


Figure 21

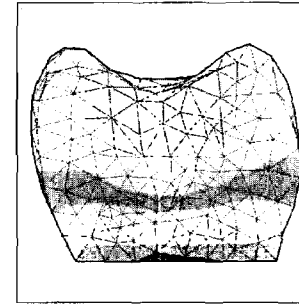


Figure 22

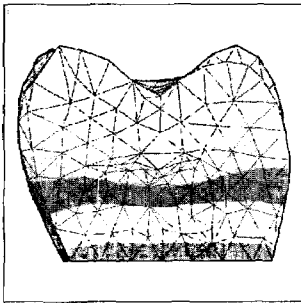


Figure 23

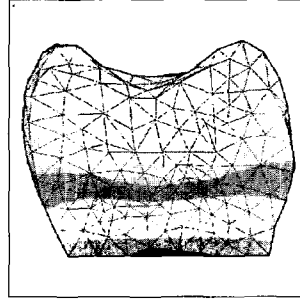


Figure 24

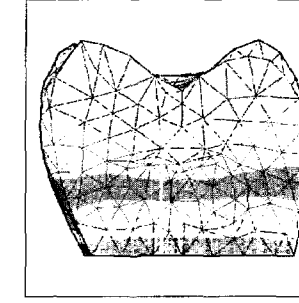


Figure 25

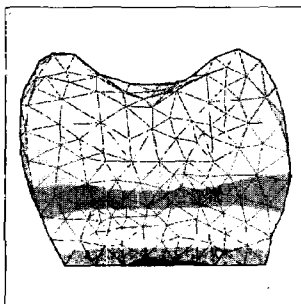


Figure 26

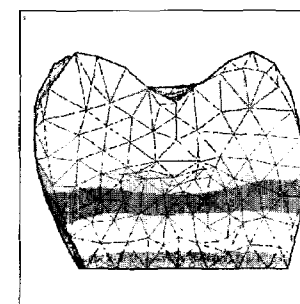


Figure 27

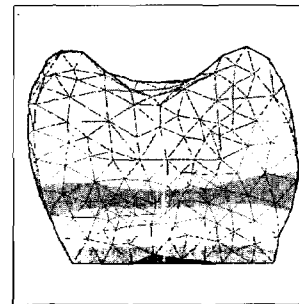


Figure 28

사진부도 ③

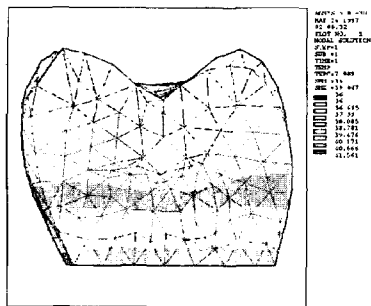


Figure 29

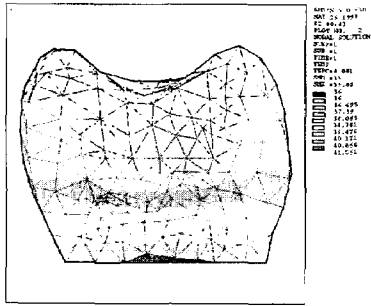


Figure 30

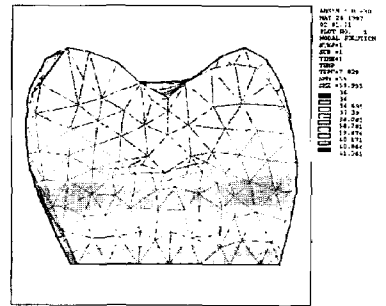


Figure 31

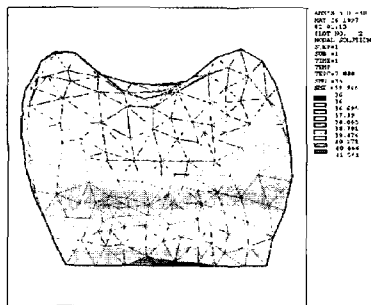


Figure 32

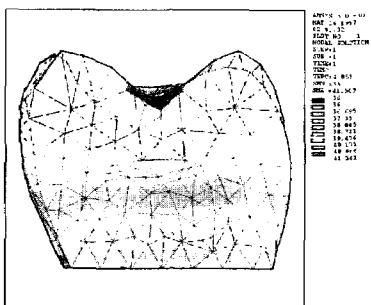


Figure 33

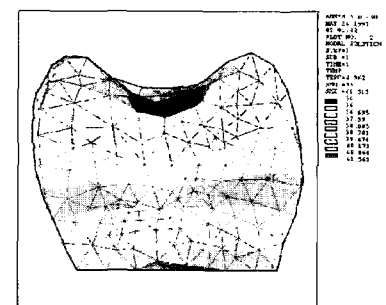


Figure 34

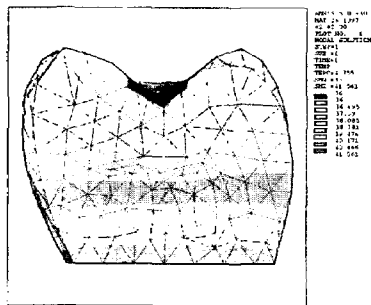


Figure 35

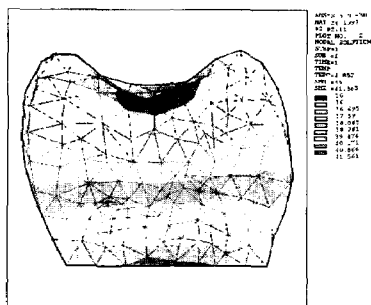


Figure 36

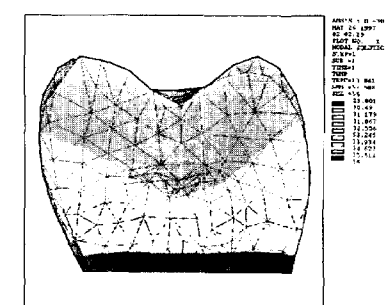


Figure 37

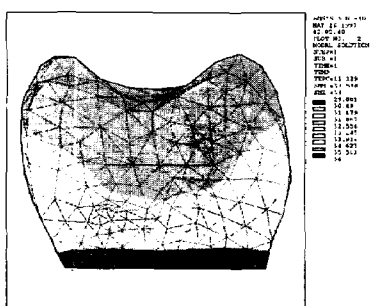


Figure 38

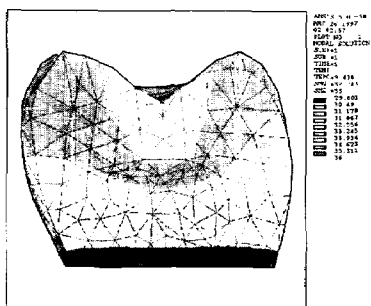


Figure 39

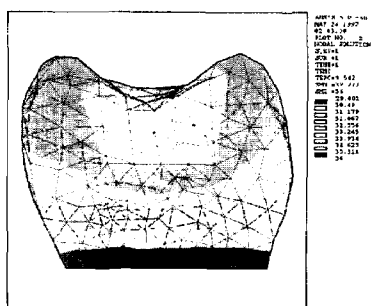


Figure 40



사진부도 ④

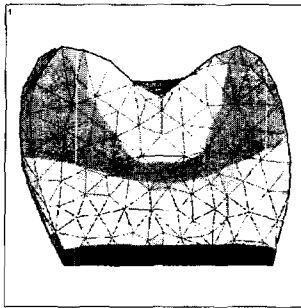


Figure 41

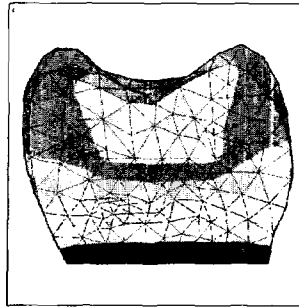


Figure 42

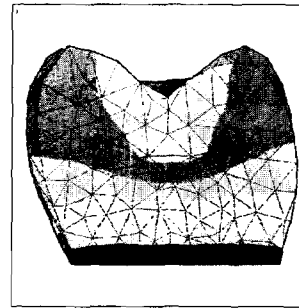


Figure 43

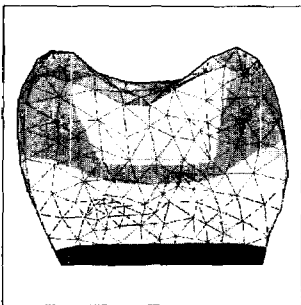


Figure 44

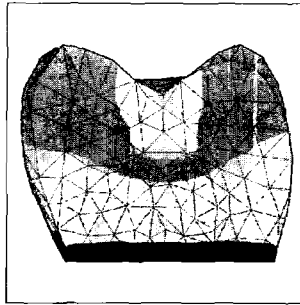


Figure 45

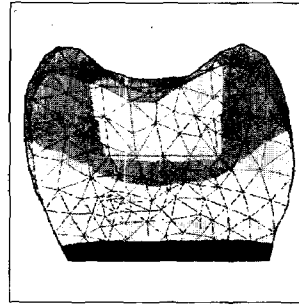


Figure 46

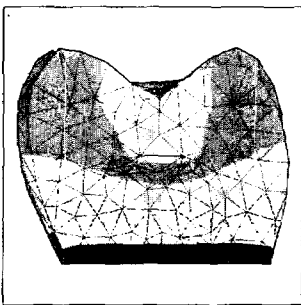


Figure 47

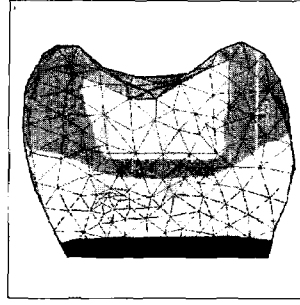


Figure 48

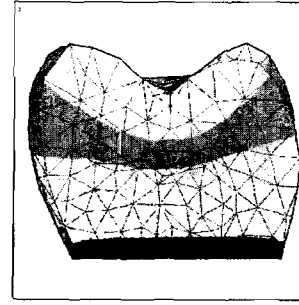


Figure 49

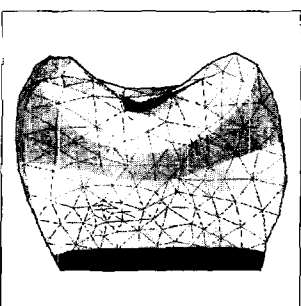


Figure 50

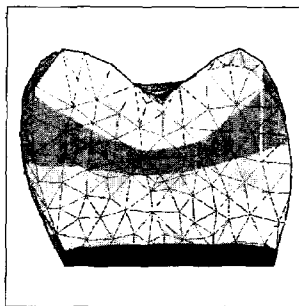


Figure 51

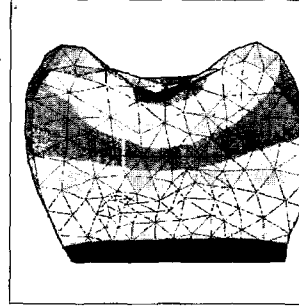


Figure 52