

## 유한요소법을 이용한 2급 복합레진 와동의 비교 연구

서울대학교 치과대학 치과보존학 교실

임영일 · 여인호 · 엄정문

Abstract

### A STUDY ON CLASS II COMPOSITE RESIN CAVITY USING FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS

Young-Il Rim, In-Ho Yo, Chung-Moon Um

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

Restorative procedures can lead to weakening tooth due to reduction and alteration of tooth structure. It is essential to prevent fractures to conserve tooth.

The resistance to fracture of the restored tooth may be influenced by many factors, among these are the cavity dimension and the physical properties of the restorative material. The placement of direct composite resin restorations has generally been found to have a strengthening effect on the prepared teeth.

It is the purpose of this investigation to study the relationship between the cavity isthmus and the fracture resistance of a tooth in composite resin restorations.

In this study, MO cavity was prepared on maxillary first premolar. Three dimensional finite element models were made by serial photographic method and isthmus(1/4, 1/3, 1/2 of intercuspal distance) were varied. Two types of model(B and R model) were developed. B model was assumed perfect bonding between the restoration and cavity wall and R model was left unfilled.

A load of 500N was applied vertically at the first node from the lingual slope of the buccal cusp tip.

\* 본 연구는 '95년도 서울대학교병원 일반연구비 지원에 의하여 이루어 졌음.

This study analysed the displacement, 1 and 2 direction normal stress and strain with FEM software ABAQUS Version 5.2 and hardware IRIS 4D/310 VGX Work-station.

The results were as follows :

1. Displacement of buccal cusp in R model occurred and increased as widening of the cavity, and displacement in B model was little and not influenced by cavity width.
2. There was a significant decrease of stress resulting in increase of fracture resistance in B model when compared with R model.
3. With the increase of the isthmus width, B model showed no change in the stress and strain. In R model, the stress and strain increased both in the area of buccal-pulpal line angle and the buccal side of marginal ridge, therefore the possibility of crack increased.
4. The stress and strain were distributed evenly on the tooth in B model, but in R model, were concentrated on the buccal side of the distal marginal ridge and buccal-pulpal line angle, therefore the possibility of fracture increased.

Key words : Finite Element Method, Stress, Strain, Isthmus

## I. 서 론

수복 치과학은 잔존 경조직의 보존적 의미 보다는, 우식이나 마모, 부식 등으로 인한 상실된 치질 형태의 단순한 수복에 관여되어 왔다고 말할 수 있다.

Macolm과 Hood<sup>1)</sup> (1977)는 strain gauge technology를 사용하여, 경조직의 제거는 상당한 cuspal flexure를 일으킨다고 보고하였다. 게다가, 상승된 변형은 경조직과 수복물 사이의 변연에서 간헐적인 gap을 형성하여 변연 누출을 촉진시키게 된다(Grimaldi와 Hood<sup>2)</sup>, 1973).

현재까지, 치관 보강의 유일한 방법은, 어떤 형태의 전부 또는 부분 피개에 의한 것이다. 그래서, 치관내 수복물은 단지 소극적인 수복재라고 생각되어 진다. 아마도 구치부 복합레진의 실질적인 장점은 해부학적 형태를 회복할 뿐 아니라, 전체적으로 치관을 강화시키는 것이다.

Assif<sup>3)</sup>, Anusavice 등<sup>4)</sup>은 와동이 깊으면 cuspal deflection이 일어나게 되어 이차 우식증을

야기하여 잔존 치질이 악화되고, 마침내 교두의 파절을 야기할 수 있다고 하였으며 Khera 등<sup>5)</sup>도 와동의 isthmus 폭에 비하여 와동의 깊이가 치아 파절에 보다 중요한 변수라고 하였다.

Smith와 Werrin 등<sup>6)</sup>은 치아 우식증이나 치료 술식에 의해 치질이 많이 손상된 치아는 교두를 피개(capping)하여야 한다고 보고하였고, Fisher 등<sup>7)</sup>과 Farah 등<sup>8)</sup>, Bell 등<sup>9)</sup>은 피개(capping)를 하지 않은 치아보다 피개(capping)한 치아에서 더 적은 양의 응력이 관찰되었다고 하였다.

와동이 형성된 치아에 생기는 응력과 치아 파절과의 상관 관계를 충분히 인지하게 되면 치아 파절을 예방할 수 있으며, 와동 형성 방법에 따라 치아와 수복물에 생기는 응력과 치아 파절과의 상관관계를 비교하면 우식병소의 크기와 위치에 따라 적절한 와동형성 방법을 선택하는데 도움이 될 것이다. 이러한 구조물의 응력과 변위를 관찰하는 분석법으로 Electrical resistance strain gauge법, Photoelastic stress analysis, Brittle lacquer coating technique, Moire fringe analysis, Holography법, 유한

요소법 등이 있으며 이중에 유한요소법은 동일한 크기와 성분의 구조물로 실험이 가능하며, 변수와 하중의 크기나 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 구조물 전 영역에서의 응력 분포와 변형을 및 변위의 응력 측정도 가능하고, 변위 전과 후의 상태를 동시에 관찰할 수 있으며, 모든 응력 성분을 계산할 수 있고, 분석과 결과의 산출이 빠르다는 장점이 있다. 이러한 유한요소법은 공학의 제 문제를 해석하는데 널리 이용되고 있으며 치의학 분야에서 활발히 연구되고 있다. 그러나, 실제 입상에 가장 근접하는 3차원 유한요소법의 Gap element를 응용한 연구는 아직 미흡하다.

이에 저자는 상악 제 1 소구치의 II 급 교합면 근심 와동을 형성하고 각 와동의 폭을 변형시킨 후 응력의 분포, 방향, 양을 분석하여 치아 파절과의 상관 관계를 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

교정 치료를 목적으로 발거한 치아 우식증과 균열이 없는 상악 제 1 소구치를 선택하여 Rodda<sup>10)</sup>의 와동 형성법에 따라 교합면 근심와동을 형성하고 복합레진을 충전하였다. 이때 모든 선각(line angle)은 둥글게 형성하고 교합면 와연변연(occlusal cavosurface margin)에 bevel은 형성하지 않았다. 치아를 자가중합레진에 매몰하여 resin block을 만들고 각 단면을 동일한 위치에 위치시키기 위해 resin block 위에 협설측 교두정 사이에 2줄, 협측 치경부 하방에 1줄의 홈을 서로 평행되게 형성하였다.

Isthmus의 폭경에 따른 응력 변화를 관찰하기 위하여 협설 방향의 단면을 얻어야 하므로 resin block을 근심에서 원심 방향으로 0.5mm 간격으로 sand paper로 연마하면서 연속단층사진 촬영법(Serial photography)을 시행하여 치아의 단면 슬라이드 필름을 만든 후, 이 슬라이드 필름을 환동기로 비추어 3홍의 위치를 고정적으로 나타낼 수 있는 기초평면을 만든 후 다음 사진의 홈을 그 위에 일치시키고 백지에 tracing하였다. 3차원 유한요소 모델에서의 좌표

계는 직교좌표계를 사용하였으며, 협측에서 설측으로 향하여 x축(1방향), 치경부에서 교합면 쪽으로 y축(2방향), 근심에서 원심으로 향하여 z축(3방향)으로 설정하였다.

백지에 tracing된 그림을 다시 모눈종이에 tracing 하면서 와동의 형태를 Rodda의 와동 형성법에 의한 이론적인 형태에 가깝게 이상화(idealization)하고, 각 2차원 단면에서 4개의 절점을 갖는 사각형의 요소로 mesh를 형성하였다. 이때 8 node brick element로 만들기 위해서 대부분의 요소는 사각형으로 만들었고 사각형으로 만들기가 곤란한 부위는 삼각형으로 만들었다.

이때 이 실험에서의 변수인 isthmus의 폭을 양 교두간 거리의 1/4, 1/3, 1/2로 변화시키기 위해 2차원 단면에서부터 이들 3가지 와동의 폭이 동시에 부여될 수 있도록 mesh를 형성하였다.

각 단면에서 같은 번호의 요소를 연결, 선형 8 절점 isoparametric brick element로 유한요소 모델을 구성하여 3차원 모델을 형성하였고, 부분적으로 6 node brick element를 사용하였다. 재료의 종류에 따라 범랑질, 상아질 및 복합레진 3개의 집단으로 나누어 각 요소를 정의하고 물성치를 Table 1과 같이 설정하고, 치수강은 빈 공간으로 처리하였다.

모델의 치경부에서 가장 하방에 위치하는 절점은 변위를 방지하기 위해 고정된 것으로 간주하였다. 실제 치아와 레진 사이의 경계는 과중한 교합력을 받을 경우 부분적으로 분리되는 경향이 있을 것으로 예상이 되며 본 실험에서는 치아와 복합 레진이 완전히 결합된 경우(B모델)와 충전물을 제거한 경우(R모델)의 2가지의 모델을 만들어 비교하였다. 실험에 사용된 모델의 명칭은 Table 2, 3에 요약되어 있다.

모델의 치경부에서 가장 하방에 위치하는 절점들은 변위를 방지하기 위해 모든 방향에 대해 고정된 것으로 자유도를 부여하였다.

힘의 크기는 500N의 점하중으로 하여 치아의 중앙인 4.0mm 단면의 협측교두정으로부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 절점에 수직으로

Table 1. Physical properties of materials

Materials	Modulus of Elasticity (E : MPa)	Poissons's Ratio
Enamel	$8.41 \times 10^4$	0.30
Dentin	$1.83 \times 10^4$	0.31
Composite Resin	$1.30 \times 10^4$	0.28

Table 2. B Models

Model	Isthmus폭	계면상태
M1B	1 / 4	완전결합
M2B	1 / 3	완전결합
M3B	1 / 2	완전결합

Table 3. R Models

Model	Isthmus폭	계면상태
M1R	1 / 4	완전제거
M2R	1 / 3	완전제거
M3R	1 / 2	완전제거

가하여 현재 상용되고 있는 유한요소 해석 프로그램 중 ABAQUS Version 5.2(Hibbitt, Karlsson & Sorensen Co.)를 IRIS 4D/310 VGX Work-station(Silicon Graphics Co.)에서 사용하여 응력과 변형율을 해석하였다.

### III. 실험 성적

상기의 실험 방법에 의해 상악 제 1 소구치에서의 변위, 응력과 변형율을 관찰한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다. 3가지 외동폭을 형성한 후 각각 B모델, R모델을 구성하여 총 6가지 모델의 경우에 대해 계산을 수행하여 변위와 1방향과 2방향 응력 및 변형율을 조사하였다.

#### 1. 변위

설측 교두와 협측 교두에서 완전결합을 가정한 B모델과 외동만 형성한 R모델의 변위를 비교해 보면 모두 협측 교두가 설측 교두보다 더 큰 변위량을 보였으며, 이는 가해진 하중에

의한 굽힘(bending) 작용 때문이다(그림 2-7). 특히 R모델에서 협측 교두의 협측변위가 크게 나타났다(그림 3,5,7).

B모델에서 변위량은 외동폭의 증가에 따라 미세한 증가가 있었고, R모델은 외동의 폭에 따라 협측 교두의 변위량은 증가되나 설측 교두의 변위량에는 차이가 없었다(그림 2-7).

협측 교두의 변위량을 관찰해 보면 R모델보다 B모델의 변위량이 적었고, proximal box의 협측벽 및 설측벽의 변위에 대해 관찰해 보면, R모델에서는 협측 벽이 협측으로 변형되면서 원심 쪽으로의 회전도 같이 일어나며, R모델에서의 회전이 가장 크다(그림 3,5,7).

또한 R모델에서 외동의 폭이 증가함에 따라 proximal box의 설측 벽은 협측으로 변위되면서 근심으로도 변위되었다. B모델에서는 협측 벽과 설측 벽이 협측으로 변위되면서 원심 방향으로 변위되었다(그림 2-7).

### 2. 응력과 변형율

#### 가) 1모델 (M1B, M1R)

Rodda의 2급 외동에서 응력 분포를 보면 B모델에서는 하중이 가해진 부위에만 응력 집중 현상을 보이고있다. R모델에서는 하중이 가해진 부위뿐만 아니라 원심변연능선과 협측치수선각 부위에도 응력이 집중되어 있다.

1방향 응력 분포에서 B모델은 하중이 가해진 부위와 원심변연능선을 제외하고는 응력이 균일하게 분포되어 있었고, R모델에서는 하중점 부위 뿐만 아니라 협측치수선각과 원심변연능선에서 현저하였다.

그래프 1은 B, R모델간의 원심변연능선의 1방향 응력을 비교한 것으로, 외동에 직접 접촉하고 있는 4번 요소에서 응력이 가장 컸으며 협설 양쪽으로 갈수록 응력이 감소하였다. 같은 요소에서의 응력값은 R모델이 B모델에 비해 매우 컸다.

그래프 5는 협측치수선각의 1방향 응력으로 R모델에서는 근심쪽의 proximal box와 인접한 부위에서 응력이 가장 크게나타났으며, 원심 쪽으로 갈수록 응력이 감소되는 것을 관찰할 수 있었다. B모델에서는 응력이 R모델보다 매

우 적으며 고루 분포되어 있었다.

1방향 변형을 분포는 1방향 응력 분포와 유사하게 나타나서, R모델에서 응력이 가해진 부위에 집중되고 원심변연응선의 4번 요소에서 가장 크고 협설 방향으로 감소하였다. B모델에서는 수치가 더 작으며 원심변연응선에서는 4번 요소가 크고 R모델보다 완만하게 협설로 감소된다(그래프 2). 협축치수선각에서 1방향 변형율은 1방향 응력과 유사한 양상을 보였다(그래프 6).

2방향 응력 분포는 M1B 모델에서 하중이 가해지는 지점에 큰 압축 응력이 작용하며 원심변연응선과 협축치수선각에서 응력이 균일하게 분포되어 있고, M1R 모델에서는 원심변연응선과 협축치수선각에 응력 집중 현상이 크게 나타난다(그래프 4, 8).

원심변연응선의 2방향 응력을 나타낸 그래프 3에서, 3번 요소에서 가장 큰 값을 나타내며 5, 6, 7, 8 요소에 해당되는 설축 부위는 2방향 응력 수치가 현저히 감소되어 나타난다.

그래프 7의 협축치수선각의 2방향 응력 분포는 1방향 응력 분포와 달리 하중을 가한 부위에 증가된 것을 보이며, 그래프 상에서 R모델은 인장(+값)을 나타내며 B모델은 압축(-값)을 나타냈다.

2방향 변형을 분포는 2방향 응력 분포와 유사하나 그래프 4의 원심변연응선에서 2방향 변형율은 와동에 직접 접촉하고 있는 4, 5번 요소에서 압축이 일어남을 보이며, 협축치수선각에서의 2방향 변형율은 2방향 응력과 유사하게 나타난다(그래프 8).

#### 나) 2모델 (M2B, M2R)

응력의 분포에서는 M1B 모델과 비교시 거의 같은 분포를 보이며, R모델의 경우는 원심변연응선의 응력 집중 부위가 넓게 나타남을 보였다.

1방향 응력과 변형을 분포에서 B모델에서의 응력은 1모델과 유사하며, 변형율에서는 원심변연응선 부위 최대값이 협축요소로 약간 이동되어 3, 4번 요소에서 나타났다. 또 M1B보다 치수선각 쪽으로 약간의 압축값을 보였다. R모델은 원심변연응선과 협축치수선각에서의 응

력과 변형을 집중이 1모델보다 더 넓은 부위에 나타났으며 그 외는 1모델과 유사했다.

2방향 응력과 변형을 분포에서 B모델의 경우는 협축 교두의 설면에서 약간 더 넓은 압축 응력의 분포를 보였다. R모델에서는 협축치수선각 부위의 변형을 집중이 더 커지며, 원심변연응선의 응력 집중이 생겼다.

#### 다) 3모델 (M3B, M3R)

전체적인 응력 분포는 1, 2모델과 유사하며 R모델에서는 원심변연응선의 응력 집중 부위가 2모델보다 넓게 나타났다.

B모델은 1방향 응력과 변형율은 협축 교두의 변형을 집중이 협축 치수 선각에 걸쳐 넓고 크게 나타나나 그 외는 2모델과 유사하다. R모델은 원심변연응선과 협축치수선각 부위의 응력과 변형을 집중이 더 넓은 부위에서 나타났다.

2방향 응력과 변형율은 B모델에서는 협축 교두 전체에 걸쳐 압축응력이 작용하며 그 외는 1, 2모델과 유사하며, R모델의 경우 협축치수선각의 응력 집중이 선각 주위로 좁아져 파절의 경향을 더 높였으며, 2모델에서 보이던 원심변연응선의 응력 집중 부위가 더 넓어지면서 와동의 원심협축선각을 따라 내려왔다. 또한 협축치수선각 부위의 변형을 집중이 더 커졌다.

## IV. 총괄 및 고안

수복된 치아가 파절 저항성이 감소되는 것은 이미 주지된 사실이다. Gilmore(1964)<sup>12)</sup>, Markely(1951)<sup>13)</sup>, Rodda(1972)<sup>10)</sup> 등이 치질의 최소한의 삭제를 역설했음에도 불구하고 치질의 과도한 삭제를 제안하는 Black<sup>11)</sup>의 방법을 따라왔다. 우식 초기의 과삭제에 이은 수복물의 대체가 연속되면서, 각 대체마다 치아 삭제가 증가되어 변형을 일으키고 결국에는 파절에 이르게 된다. 1908년의 와동 설계가 현재의 아말감뿐만 아니라 복합 레진 수복에도 선택이 되지 못한다.

MOD와동과 이에 따른 치아의 약화에 대한 연구는 Vale(1956)<sup>14)</sup>, Larson, Douglas와 Geistfeld(1981)<sup>15)</sup>, Re와 Norling(1981)<sup>16)</sup> 등에 의해 실험적으로 보고되어 왔다. 모두 유사한

실험 방법으로, 각 치아의 교합면 위에 steel ball을 axial load로 가하여 치아를 파절시킴으로, 다양한 MOD와동 변형으로 형성된 치아의 파절 강도와 자연치의 파절 강도를 비교한 결과 차이가 존재하나, 삭제된 치질양에 치아의 강도가 비례하여 감소되고, 특히 와동의 교합면 쪽에 관계가 있음을 지적했다.

자연치와 복합 레진으로 수복된 MOD와동을 지닌 치아의 파절 강도는 Newman과 Piskor-Dublenski(1983)<sup>16)</sup>에 의해 상아질 접착제의 유무에 따라 보고되었다. 자연치가 가장 강하였고 복합 레진과 상아질 접착제로 수복된 치아가, 수복되지않은 치아보다 더 강하였다. Simonsen, Barouch와 Gelb(1983)<sup>17)</sup> 등은 산부식되지 않은 복합 레진으로 수복된 치아는 MOD와동 형성만 되고 수복되지않은 치아의 파절 강도와 유사했고, 산부식된 복합 레진 수복을 지닌 치아는 MOD와동 형성되고 수복되지않은 치아의 파절 강도에 2배를 지닌다고 보고하였다.

유한요소법은 모델의 단순화와 계산을 위하여 설계된 구조물의 재료 및 조직들이 균일하다는 균질성, 재료의 성질은 모든 방향으로 일정하다는 등방성, 탄성 한계 내의 하중 조건을 부여하는 실험 모형의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하다는 선형 탄성에 관한 3가지 가정하에 이루어진 것이다. 유한요소법은 복잡한 구조물을 여러 개의 작은 요소로 나누고 각 절점(node), 요소번호, 구성 성분의 물리적 성질(탄성율(E), Poisson율(v)), 하중 조건을 구조물 해석을 위해 프로그램으로 컴퓨터에 입력시켜 계산하여 각 요소의 응력, 절점의 변위를 산출한 후 이를 연속시켜 전체 현상을 가시화할 수 있다.

각 모델의 교합면에 가하는 하중은 학자에 따라 1N에서 1300N까지 다양하게 부여하고 있고 적용 방법도 점하중을 중심와에 치아의 장축방향으로 가한 경우<sup>29)</sup>, 협측교두정에 가한 경우<sup>30, 31, 32)</sup>, 양쪽 협설측 교두에 가한 경우<sup>33)</sup> 그리고 전체 교합면에 균등하게 가한 경우<sup>34, 35, 36, 39)</sup> 등 다양하며, Widmalm 등은 소구치 부위에서 평균 최대교합력은 47.5kg이라 보고하였

고 Gibbs<sup>38)</sup> 등은 저작력은 최대교합력의 36.2%를 나타낸다고 하였으며, Goel<sup>35)</sup> 등과 Khera<sup>34, 39)</sup> 등은 저작력은 최대교합력의 1/3이라고하여 17kg(170N)을 교합면 전체에 균등히 부과하였다. 본 실험에서는 하중 조건을 최대교합력에 근사한 500N을 점하중으로 가하기로 하고 협측 교두의 설측 경사면에 교두정으로부터 첫 번째 절점에 가하였고, 수복물에 가하는 하중의 위치는 치아의 근심와에 해당하는 절점에 수직으로 가하였다.

치아 주위 조직인 치조골과 치근막은 모델링에서 제외하였으며 그 이유는 Gurusami<sup>40)</sup>, Rubin<sup>29)</sup> 등과 Goel<sup>36)</sup> 등에 의하면 치주 조직은 치아의 저작기능에 대한 완충 역할만 할 뿐 치관 부위의 상아질과 법랑질의 응력 분포에는 유의한 영향을 주지 않는다고 한 것에 근거를 두었고, 치수는 탄성계수나 포아송비에 있어서 인접 치질과의 차이가 아주 크기 때문에 실험 결과에 유의한 차이를 주지 않는다는 과거의 다른 연구에서<sup>30, 32, 33, 41)</sup> 처럼 빈 공간으로 처리하였다.

치아에 하중을 가하였을 때 치아 내부에 응력이 유발되고 하중이 증가함에 따라 치아는 더 이상 견디지 못하고 파절이 있게 된다. 기존의 연구에서는 von Mises stress를 분석하여 구조물의 파절 가능성을 연구하였다. 이 유효응력은 구조물의 탄성한계와 관계있는 응력의 대표값으로 이 값이 클수록 구조물의 파절 가능성이 크다고 할 수 있다. 그러나 von Mises stress는 치아와 같은 취성 재료에 대한 파절의 분석에는 부적절하며 본질적으로는 연성 재료의 파절분석에 유효한 방법이다. 취성 재료인 경우에는 한 점에서의 주응력을 보는 것이 옳으나 3차원 형상에 대한 주응력 분포는 주응력의 방향과 분포를 구별하기 어려우므로 본 연구에서는 1방향과 2방향의 응력과 변형율에 대하여 분석하였다.

본 연구의 분석에서 치질과 복합 레진 사이의 상태에 대해서는 정확한 자료가 없기 때문에 완전 결합(Perfect Bonding)과 분리(Non-Connection)의 경우로 B, R모델을 구성하였다. B모델은 치질과 복합 레진의 경계부에서 두

재료가 완전히 결합되어 있어 압축력과 인장력을 모두 전달할 수 있도록 구성된 모델이고, R모델은 와동만 형성하여 압축력과 인장력 어느 것도 전달하지 못하도록 구성된 모델이다.

이 연구의 변위에 대한 결과를 통해 살펴보면 B모델은 치아 전체가 굽힘 작용에 의해 변위되며 와동의 폭에 영향을 받지 않는 것으로 관찰되었다. 이것은 B모델에서는 치질과 복합레진 사이의 계면이 완전 결합 상태이므로 하중이 치아 전체로 분산되었기 때문에 나타나는 현상이다(그림 2, 4, 6).

R모델에서는 하중을 가하지 않은 설측 교두의 변위는 협측 교두보다 적고 하중을 가한 협측 교두에서 주로 변위가 일어나고 폭이 증가할수록 협측 교두의 변위가 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 하중을 지지하는 부분이 와동 폭이 넓어질수록 점차 줄어들기 때문에 협측 교두의 변위가 증가하는 것으로 생각된다(그림 3, 5, 7).

와동의 폭이 증가함에 따라 B모델에서는 하중이 가해진 부위에 집중적으로 응력의 분포를 보이나 최대응력값의 차이는 크게 없었다. 이와는 달리 R모델의 경우는 하중이 가해진 부위뿐만 아니라 원심 변연 능선에 응력이 집중되어 있으며, 와동의 폭 증가에 따라 응력도 증가하였다(그림 8-13).

1방향 응력 분포는 B모델, R모델 모두 하중이 가해지는 점을 중심으로 해서 양쪽으로 인장과 압축응력이 집중되어 나타나고 있다. B모델의 경우에는 하중이 가해진 점을 제외하고는 응력이 치아 전체에 전반적으로 분포되어 있으며, R모델의 경우에는 원심 변연 능선에 응력 집중이 크게 나타나고 있으며, 협측 치수 선각 부위에도 응력이 약간 집중되었으며, 와동의 폭 증가에 따라 응력도 증가하였다(그림 1, 5, 9, 13, 17, 21).

원심 변연 능선의 1방향 응력의 그래프에서 보듯이 R모델은 B모델보다 세배 이상의 큰 수치를 보이며, 이는 R모델에서는 복합 레진이 없는 상태이므로 하중이 잔존 치질에만 집중되어 큰 수치를 보이며, B모델에서는 계면을 완전 결합으로 가정하였기 때문에 하중이 복합

레진으로도 분산되어 낮은 수치를 보였다(그림 1, 9, 17).

협측 치수 선각의 1방향 그래프에서는, B모델은 거의 응력이 나타나지 않았으나, R모델에서는 높은 수치를 보였다. R모델의 높은 수치는 R모델에 가해지는 하중이 협측 교두에 주로 작용하게 되는 반면, B모델은 치아의 다른 부위에도 하중을 공유하여 하중이 분산되기 때문이다(그림 5, 13, 21).

1방향 변형을 분포는 B모델에서는 1방향 응력 분포와 비슷한 양상을 보이며 R모델의 경우는 원심 변연 능선과 협측 치수 선각 부위의 변형율의 증가를 관찰할 수 있었고 와동의 폭에 따라 변형율도 증가하였다(그림 14-19).

원심 변연 능선과 협측 치수 선각의 1방향 변형율을 나타낸 그래프 양상에 대한 이유는 응력 그래프와 동일하다(그림 2, 6, 10, 14, 18, 22).

2방향 응력 분포는 B, R모델 모두 하중이 가해지는 지점에 큰 압축 응력이 작용하며, B모델은 응력이 고르게 분포되어 있으며 와동의 폭에 의한 차이가 없었다. R모델은 협측 치수 선각 부위와 원심 변연 능선에 응력이 집중되고 있으며 폭 증가에 따라 응력이 증가하면서 원심 협측 치수 침각 쪽으로 모이는 분포를 보였다(그림 8-13). 또한 하중이 가해지는 부위인 원심과 협측 부위로, 즉 원심 변연 능선에서는 3-5지점에서, 협측 치수 선각에서는 5-6지점의 응력값이 높았다. 2방향 변형을 분포에서 B모델은 치아 전체에 고르게 분포되었으며 와동의 폭에 따라 변형율도 증가하였다(그림 4, 8, 12, 16, 20, 24).

B모델과 R모델과의 파절 양상의 변화는 복합레진의 충전으로 인해 치질과 수복물의 결합으로 잔존 치질을 보호하는 효과라 할 수 있다. 실제로 와동에 복합 레진의 충전 후 하중으로 인한 치아 파절이 일어나기 전에 변연부에서 복합 레진과 치아 사이의 균열이 예상되며, 본 실험에서는 복합 레진과 치아 사이에 완전 결합을 가정하였으므로 실제 임상적인 경우와는 그 응력 분포에 차이가 발생할 것으로 생각된다.

B모델과 R모델 모두 와동변연부의 협측 부

위와 인접면 box의 협축 치은 선각에서의 파절 가능성이 있으나 B모델의 경우 복합 레진의 충전으로 치아와 수복물이 완전히 결합되었다고 가정되어 응력이 넓게 전체적으로 분포되어 파절 가능성이 낮아진다고 생각된다.

이 연구에서 B모델에서는 응력이 하중을 가한 부위에만 집중되는 양상을 보였고, R모델에서는 협축 치수 선각과 원심 변연 능선에 공히 응력 집중을 관찰할 수 있었다. 와동의 폭이 증가함에 따라 R모델에서는 원심 변연 능선과 협축 치수 선각 부위의 응력과 변형율이 증가되어 치아 파절의 가능성이 높아졌으며 이것은 다른 연구와 유사한 결과를 나타낸다. B모델에서는 와동폭의 증가와 무관하게 모두 비슷한 양상을 보였으며, 이것은 B모델에서는 복합 레진과 치질이 완전 결합되어 있다고 가정한 모델이기 때문에 응력과 변형율이 치아 전체에 전반적으로 분포되는 양상을 나타내는 것이다 (그림 8-19).

이상을 종합해 보면 치아 파절의 기시점은 원심 협축 선각 부위이며, 그곳으로부터 기시하여 협축 치수 선각을 따라 협축 교두의 외측을 향하여 비스듬히 사면으로 파절될 것으로 예측된다.

전체적으로 와동의 폭이 좁을수록 응력은 증가된 잔존 치질로 분산되어 치아 파절의 가능성이 감소한다고 할 수 있고 복합 레진의 충전으로 치질의 파절을 상당히 감소시킨다고 볼 수 있다. 이러한 복합 레진의 충전으로 인해 파절 저항력이 증가하는 정도는 와동 폭이 클수록 크다. 이는 이전의 실험 결과와 어느 정도 일치한다고 할 수 있다<sup>14, 15, 17, 18, 42)</sup>. 따라서 임상적 시술을 고려하여 보면 복합 레진의 수복은 큰 와동에서 파절의 가능성을 현저히 감소시킬 수 있으나 와동폭이 증가함에 따라 하중점에 근접한 복합 레진과 치질간 접착의 파괴로 인해 치아 파절이 일어날 가능성이 높아 복합 레진과 치질간의 보다 견고한 결합을 일으키는 접착제와 치아와 유사한 물성을 가진 복합 레진의 개발은 이러한 우려를 해소할 것으로 사료된다.

좀 더 정확한 결과를 얻기 위해서는 실제 치아의 형태와 주변 환경 인자를 그대로 재현할

수 있는 모델이 개발되어야 하며, 특히 치아와 수복물의 계면 상태를 보다 사실과 가깝게 나타낼 수 있는 연구 방법이 고안되어야 할 것으로 생각된다. 또한 치질과 유사한 물리적 성질을 갖는 수복물의 개발과 함께 수복물과 치질이 물리적 결합 뿐 아니라 화학적 결합이 가능한 방법이 개발된다면 최소한의 치질 삭제, 2차 우식의 감소, 지각 과민증의 예방 그리고 치아와 수복물의 파절 방지 등의 여러 효과를 얻을 수 있을 것이다.

## V. 결 론

저자는 상악 제 1 소구치 근심 교합면 2급 와동에 복합 레진 수복시 각 와동의 폭과 치아 파절에 미치는 응력과의 관계를 분석하기 위하여 3차원 유한 요소 모델을 개발하고 치질과 복합 레진의 접촉면인 계면을 완전 결합(B모델), 분리(R모델)로 분류하여 두 가지 상태의 모델을 구성한 후 isthmus의 폭을 양 교두간 거리의 1/4, 1/3, 1/2로 변화시키고 하중을 협축 교두정으로부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 질점에 수직으로 500N의 점하중으로 가하고 유한 요소 해석 프로그램인 ABAQUS를 이용하여 교합면 근심 와동의 변위와 응력 및 변형율을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. R모델은 협축 교두에서 변위가 일어나고 폭이 증가할수록 변위가 증가하나, B모델은 굽힘 현상에 의해 변위가 적고 와동 폭에 영향을 거의 받지 않았다.
2. B모델의 응력은 R모델에 비해 현저히 적어 파절 저항력이 증가한다.
3. 와동 폭 증가에 따라 B모델은 응력과 변형율에 미세한 차이가 있었으나, R모델에서는 원심 변연 능선과 협축 치수 선각 부위의 응력과 변형율이 증가되어 치아 파절의 가능성이 높아졌다.
4. B모델에서 치아 전체에 응력과 변형율이 고르게 분포되나, R모델에서는 원심 변연 능선의 협축부와 협축 치수 선각 부위에 집중되어 파절 가능성이 높아졌다.

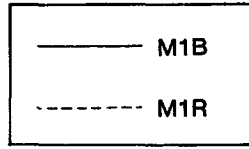
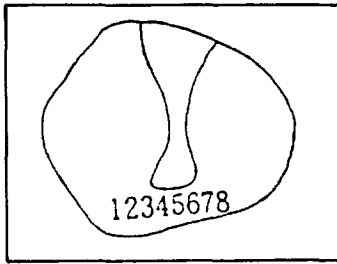


## 참 고 문 헌

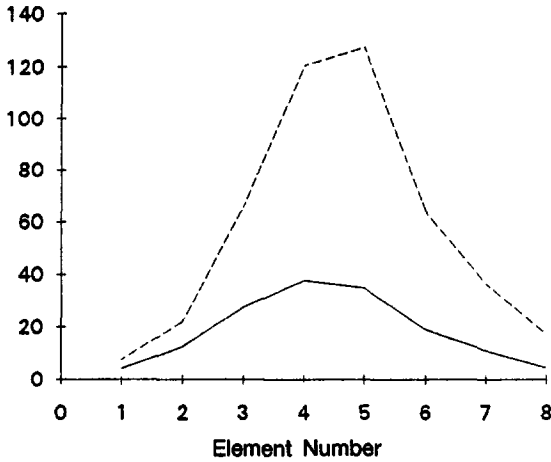
1. Malcolm PJ, Hood JAA. The effect of cast restorations in reducing cusp flexibility in restored teeth. *J Dent Res* 1971 : 52 : 584.
2. Grimaldi JR, Hood JAA. Lateral deformation of the tooth crown under axial cuspal loading. *J Dent Res* 1973 : 52 : 584.
3. Assif, D. Marshak, B.L. and Pilo, R. : Cuspal flexure associated with amalgam restorations, *JPD.*, 63, 258-262, 1990.
4. Anusavice, K.J. : Quality evaluation of dental restoration : Criteria for placement and replacement. Chicago : Quintessence Books, 28-29, 1989.
5. Khera, S.C. and Goel, V.K. : Parameters of MOD cavity preparations. *Oper. Dent.* 16, 42-54, 1991.
6. Werrin S.R., Jubach, T.S. and Johnson, B. W. : Inlays and onlays : making the right decision, *Quint. Int.*, 11, 13-18, 1980.
7. Fisher, D.W. and Caputo, A. : Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. *JPD.*, 33, 47-53, 1975.
8. Farah, J.W., Dennison, J.B. and Powers, J.M. : Effects of design on stress distribution of intracoronal gold restorations, *J. Am. Dent. Asso.*, 94, 1151-1154, 1977.
9. Bell, J.G., Smith, M.C. : Cuspal failures of MOD restored teeth, *Australian Dent. J.*, 27, 283-287, 1982.
10. Rodda, J.C. : Modern class II amalgam cavity preparations, *New zealand Dent. J.*, 68, 132-138, 1972.
11. Black GV. The technical procdures in filling teeth. *Medico-Dental Publishing Company*. Chicago *Oper Dent* 1908 : vol 2 : 93-177.
12. Gilmore HW. Textbook of operative dentistry. *Moşby*. St Louis 1967 : 317-27.
13. Markley MR. Restorations of silver amalgam. *JADA* 1951 : 43 : 133-46.
14. Vale WA. Cavity preparation. *Irish Dent Rev* 1956 : 2 : 33-41.
15. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent* 1981 : 6 : n 2-5.
16. Re GJ, Norling BK. Fracturing molars with axial forces. *JDR* 1981 : 60 : 805-8.
17. Simonsen RJ, Barouch E, Gelb M. Cusp fracture resistance from composite resin in class II restorations. *JDR* 1983 : 62 : 254.
18. Newman SM, Piskor-Dublenski R. Effect of composite restorations on strength of posterior teeth. *JDR* 1983 : 63 : 523.
19. 조호구. 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과교정학회지*. 14(1) : 75-92, 1984.
20. 조봉제, 손병화. 상악골 급속 확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적분석. *연세치대논문집*. 3(1) : 459-470, 1985.
21. 김영원, 손병화. 전치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과교정학회지*. 18(1) : 25-53, 1988.
22. 김정희 정재현, 조규중. Overdenture하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적분석. *대한치과보철학회지*. 28(1) : 63-94, 1990.
23. 양홍서, 장완식. 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과 의사협회지*. 24(7) : 617-632. 1986.
24. 김문기. 유한요소법에 의한 Telescope Denture의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. *대한치과보철학회지*. 22 : 1-14, 1984.
25. 박창근. 최대교합 및 기능교합시 하악구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한삼차원 유한요소법적 연구.
26. 김성래, 박태원. 하악골의 부위별 충격시 발생되는 응력에 대한 유한요소법적 연구. *서울치대논문집*. 16(1) : 255-270, 1992.

27. K. W. J. Wright, A. L. Yettram. Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. *JDR.* 57(5-6) : 715-723, 1978.
28. Noriaki Takahashi, Tetsuya Kitagami, Tomio Komori. Evaluation of thermal change in pulp chamber. *JDR.* 56(12) : 1480, 1977.
29. Rubin, C. and Krishnamurthy, N. : Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model, *JDR.*, 62, 82-86, 1983.
30. Peters, M.C.R.B. and Poort, H. W. : Bio-mechanical stress analysis of the amalgam-tooth interface, *JDR.*, 62, 358-362, 1983.
31. Bell JG, Smith MC, De Pont JJ. Cuspal failure of MOD restored teeth. *Aust Dent J* 1982 : 27. 283-7.
32. de Vree J.H.P. : The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in restored molar, *JDR.* 63, 1217-1220, 1984.
33. Morin, D.L., Cross, M. and Voller, V.R. : Biophysical stress analysis of restored teeth : modelling and analysis, *Dent. Mater.*, 4, 77-84, 1988.
34. Khera, S.C. and Goel, V.K. : Parameters of MOD cavity preparations, *Oper. Dent.* 16, 42-54, 1991.
35. Goel, V.K. and Khera, S.C. : Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth, *JPD.*, 67, 174-183, 1992.
36. Goel V.K. and Khera, S.C. : Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation, *JPD.*, 66, 451-459, 1991.
37. Widmalm, S.E. and Ericsson, S.G. : Maximal bite force with centric and eccentric load, *J. Oral Rehab.*, 9, 445-450, 1982.
38. Gibbs, C.H. and Mahan, P.E. : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission, *JPD.*, 46, 443-449, 1981.
39. Khera, S.C. and Goel, V.K. : A three-dimensional finite element model, *Oper. Dent.*, 13, 128-137, 1988.
40. Gurusami, S.A. : Stress in the human tooth-an application of finite element technique [MS thesis]. Iowa city : University of Iowa Graduate College, 1985.
41. Atmaram, G.H. and Mohamed, H. : Photoelastic stress analysis of dental implants with different root configuration, *NY State Dent. J.* 47, 30-33, 1981.

Fig. 1

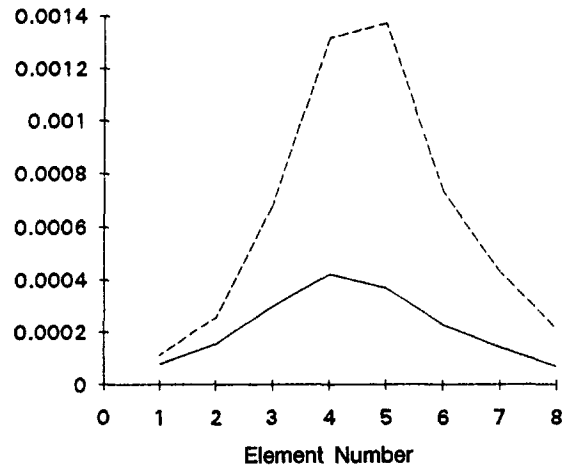


1 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M1B, M1R (MPa)



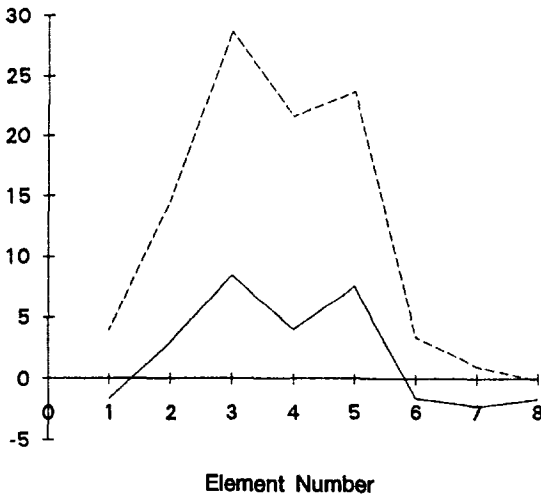
GRAPH 1

1 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M1B, M1R (MPa)



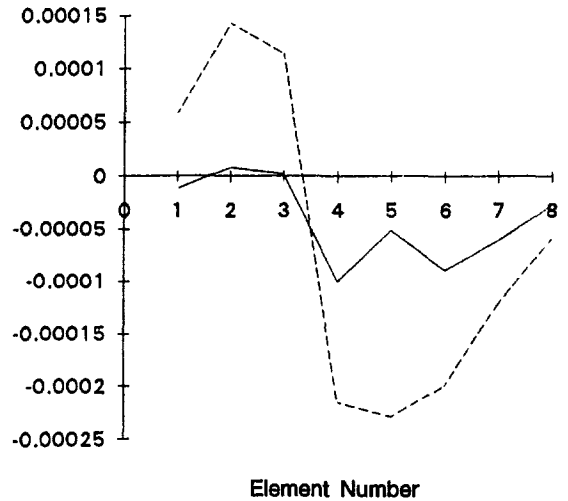
GRAPH 2

2 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M1B, M1R (MPa)

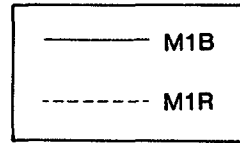
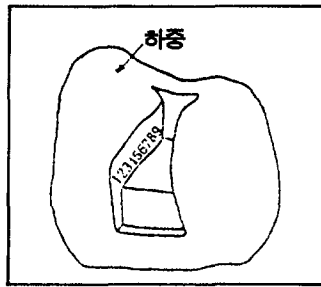


GRAPH 3

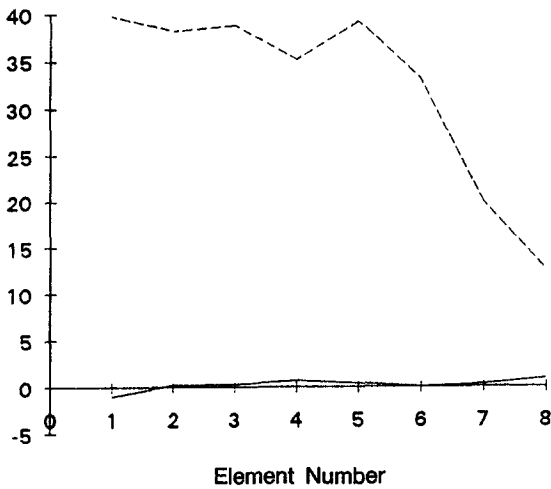
2 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M1B, M1R (MPa)



GRAPH 4

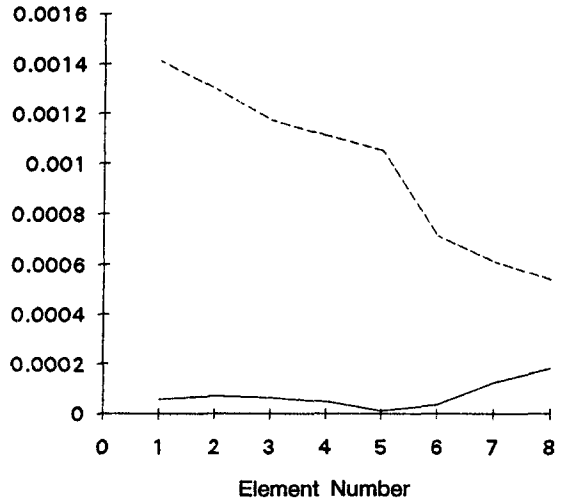


1 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M1B, M1R



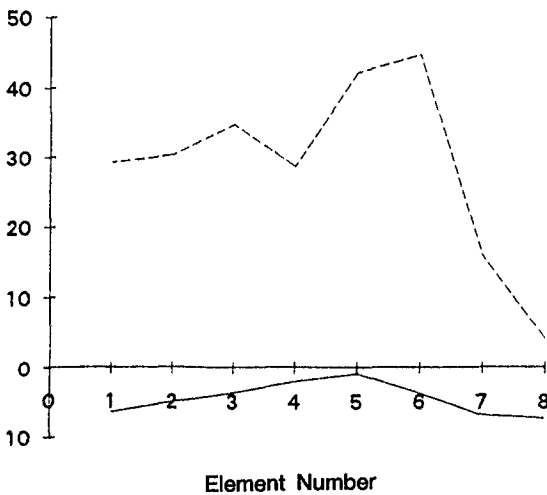
GRAPH 5

1 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M1B, M1R



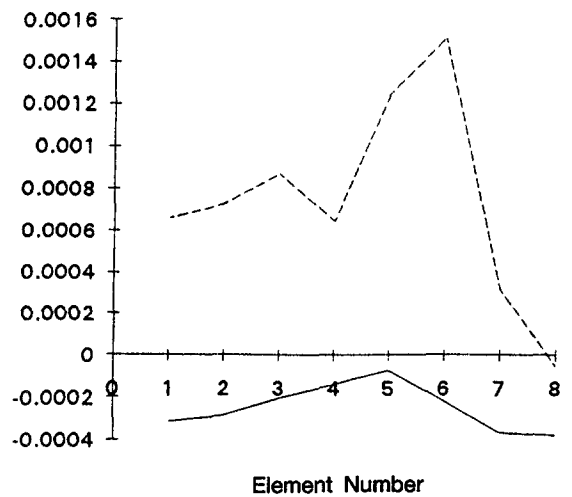
GRAPH 6

2 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M1B, M1R

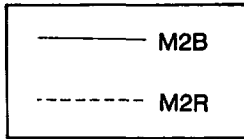


GRAPH 7

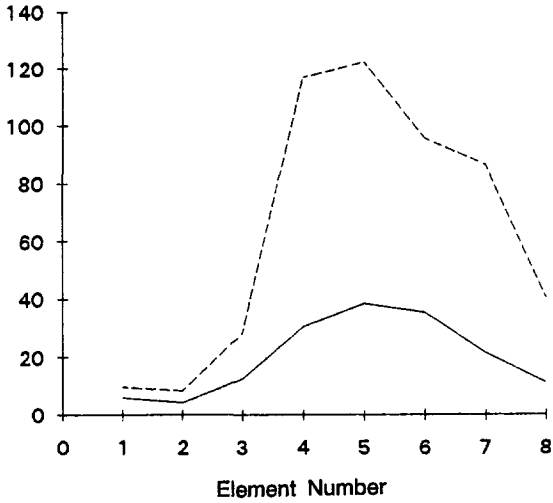
1 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M1B, M1R



GRAPH 8

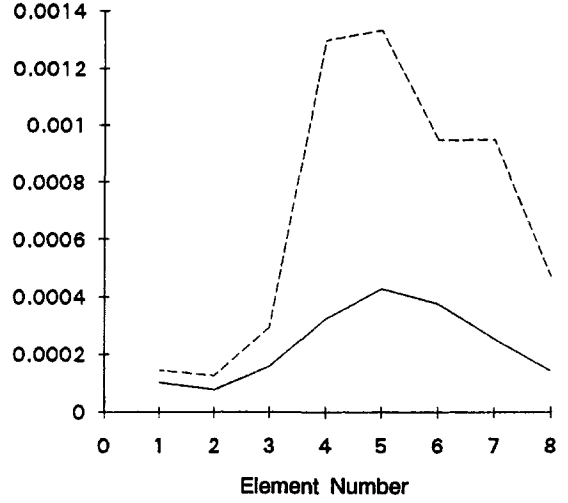


1 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M2B, M2R



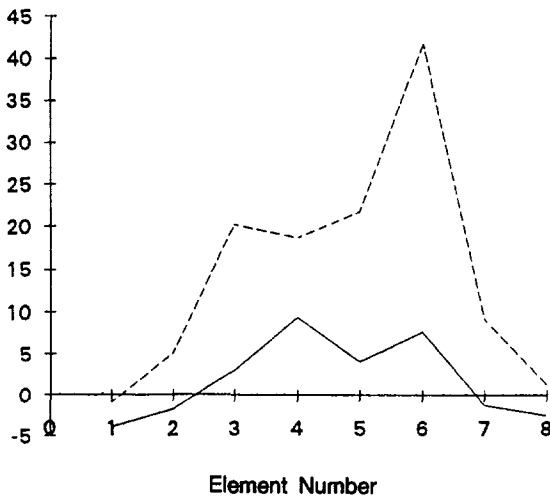
GRAPH 9

1 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M2B, M2R



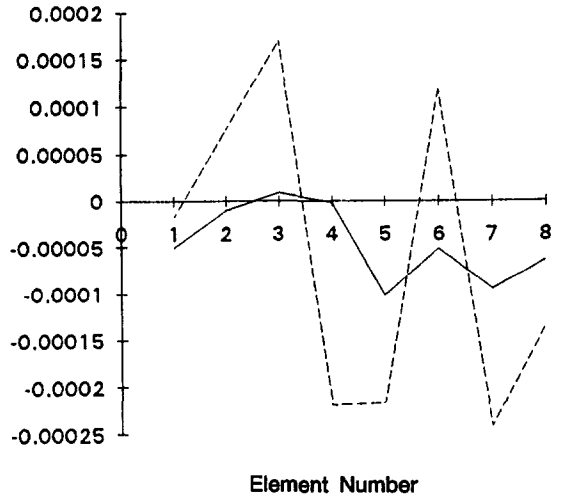
GRAPH 10

2 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M2B, M2R

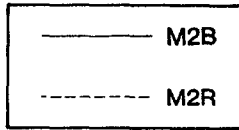


GRAPH 11

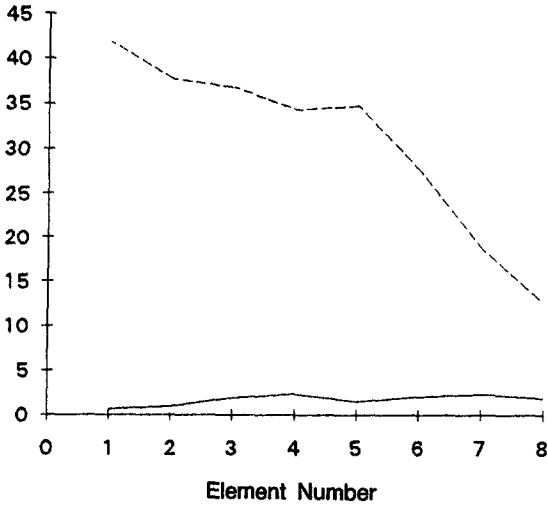
2 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M2B, M2R



GRAPH 12

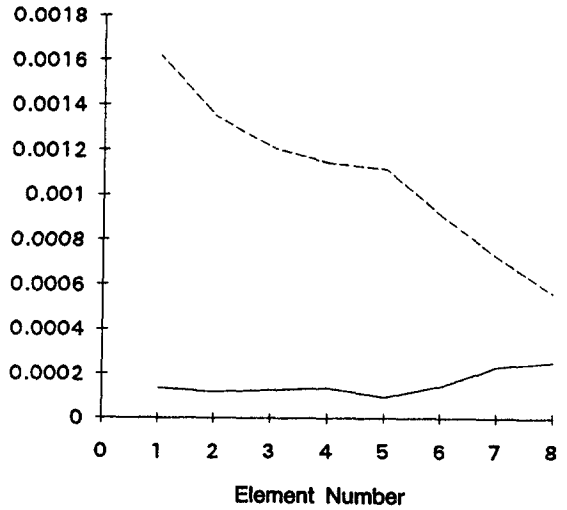


1 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M2B, M2R



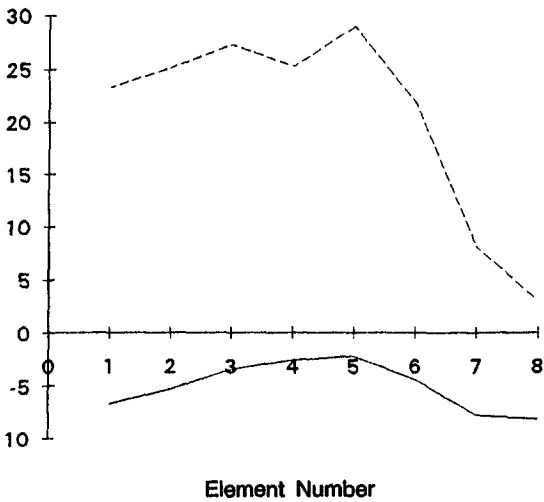
GRAPH 13

1 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M2B, M2R



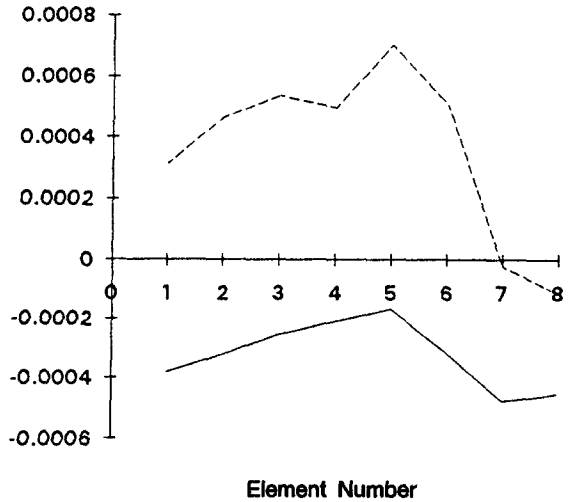
GRAPH 14

2 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M2B, M2R

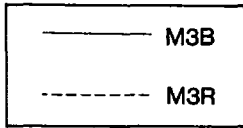


GRAPH 15

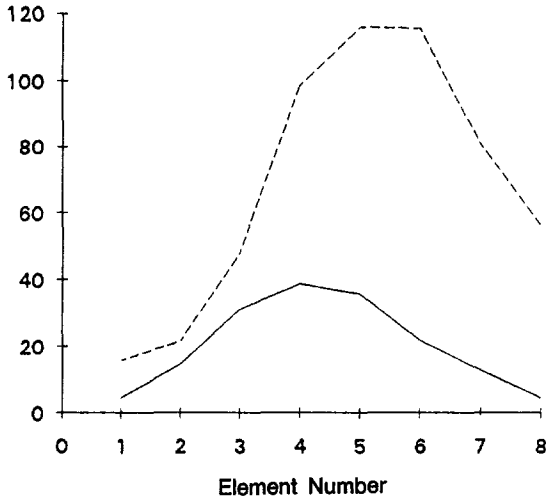
2 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M2B, M2R



GRAPH 16

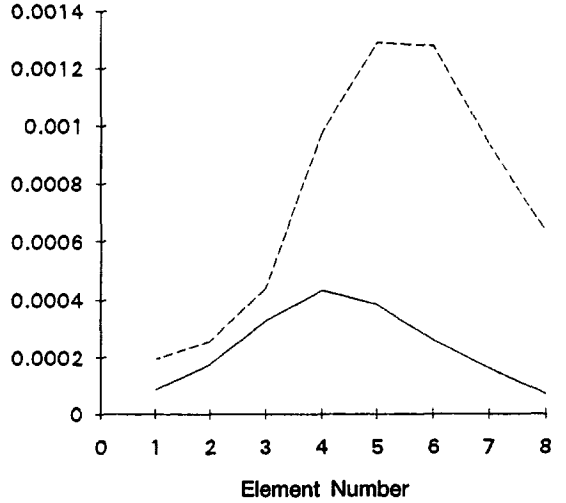


1 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M3B, M3R



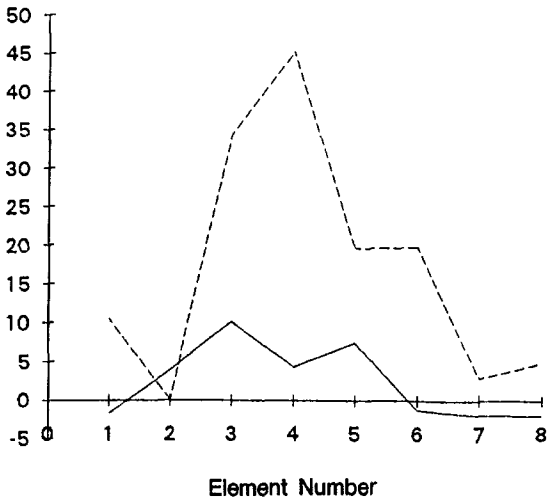
GRAPH 17

1 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M3B, M3R



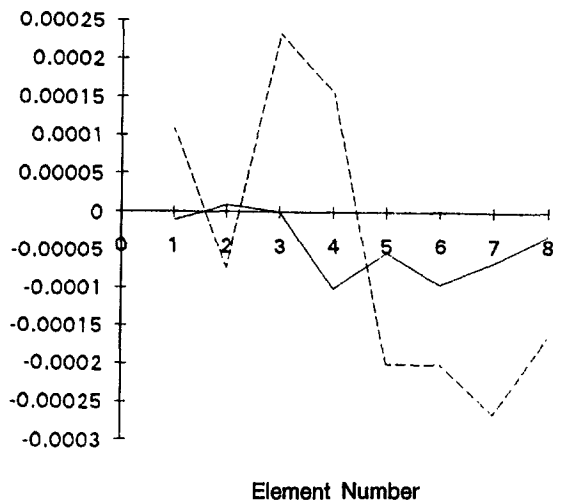
GRAPH 18

2 Directional Normal Stress on the distal marginal ridge in M3B, M3R

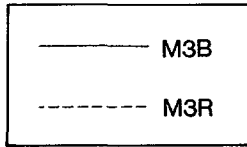


GRAPH 19

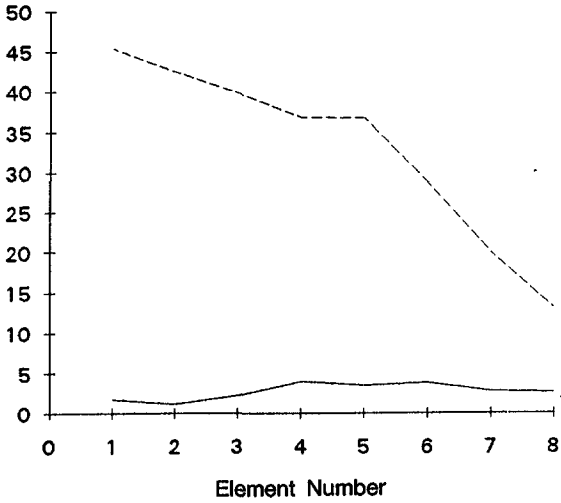
2 Directional Normal Strain on the distal marginal ridge in M3B, M3R



GRAPH 20

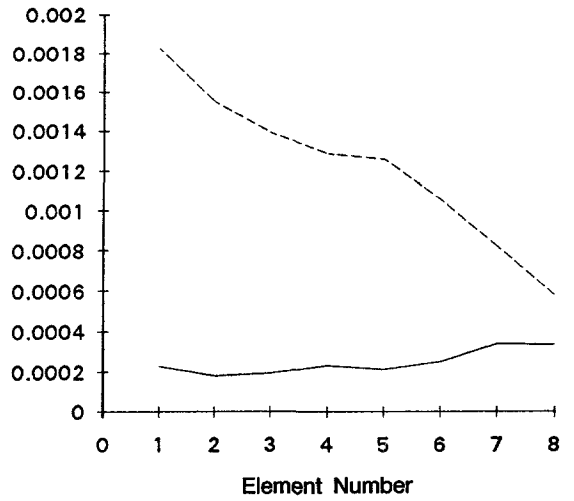


1 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M3B, M3R



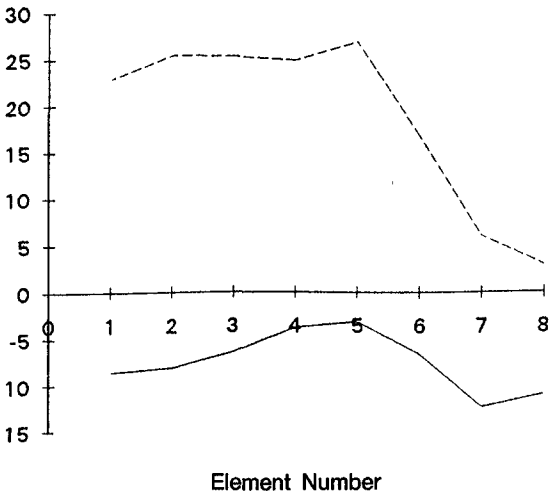
GRAPH 21

1 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M3B, M3R



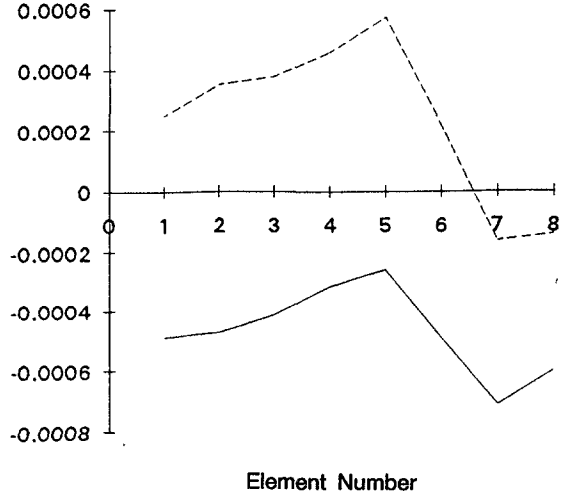
GRAPH 22

2 Directional Normal Stress on the buccal pulpal line in M3B, M3R



GRAPH 23

2 Directional Normal Strain on the buccal pulpal line in M3B, M3R



GRAPH 24



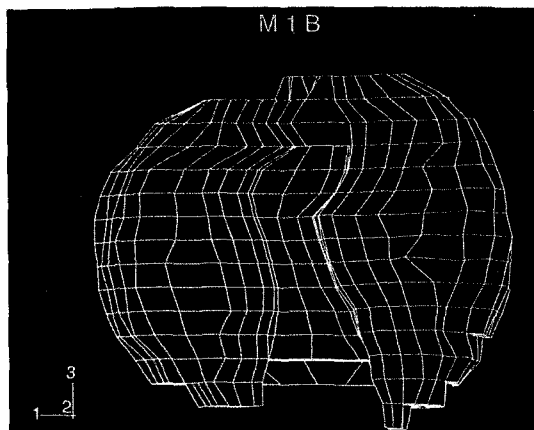


Fig. 2. M1B : Displacement, Occlusal view

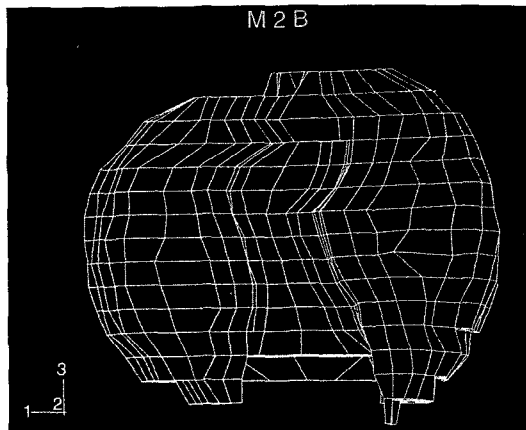


Fig. 3. M2B : Displacement, Occlusal view

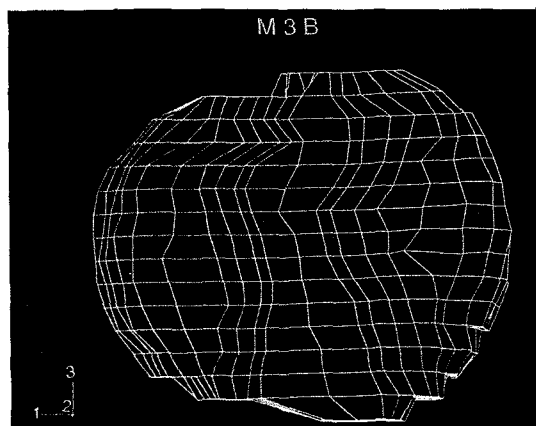


Fig. 4. M3B : Displacement, Occlusal view

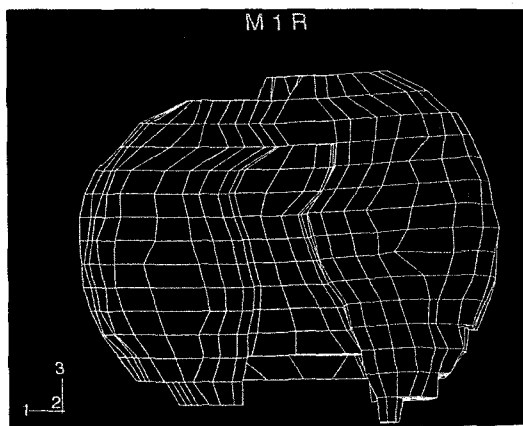


Fig. 5. M1R : Displacement, Occlusal view

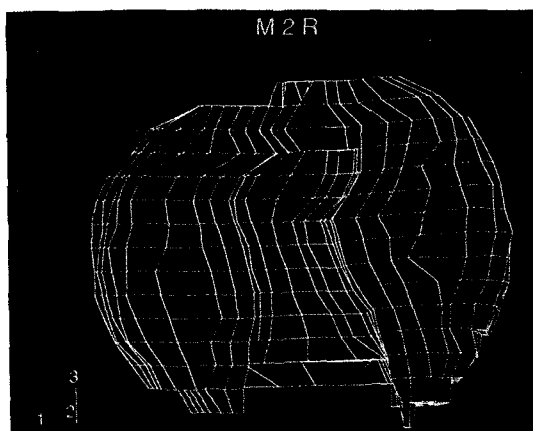


Fig. 6. M2R : Displacement, Occlusal view

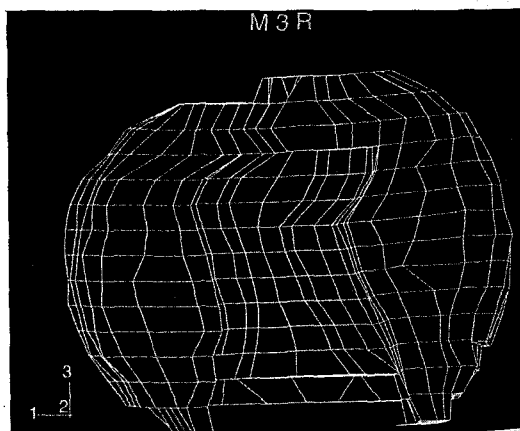


Fig. 7. M3R : Displacement, Occlusal view

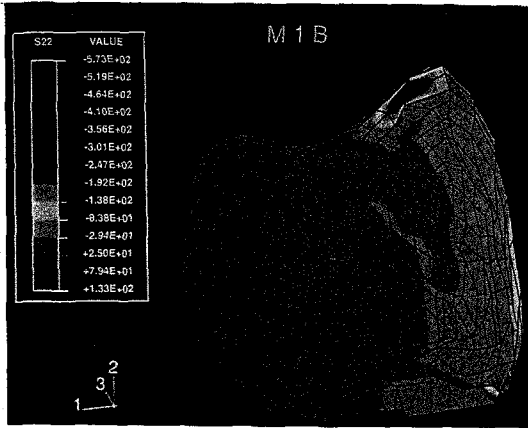


Fig. 8. M1B :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

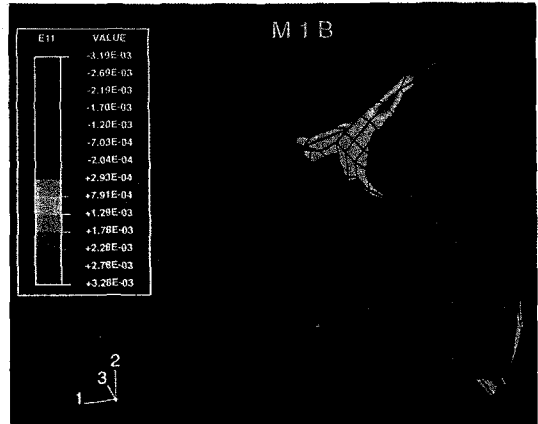


Fig. 9. M1B :  $E_{11}$ (1direction normal stress)

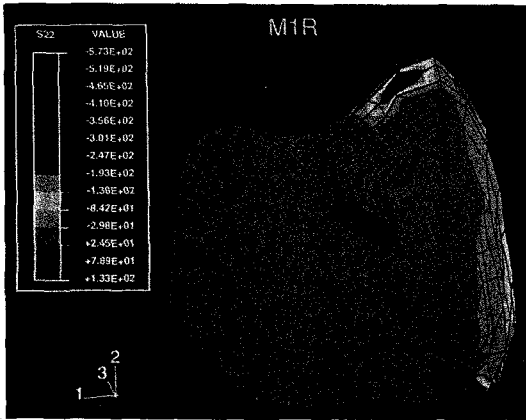


Fig. 10. M1R :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

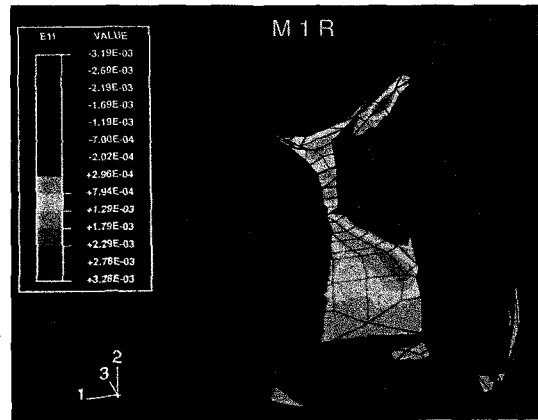


Fig. 11. M1R :  $E_{11}$ (1direction normal stress)

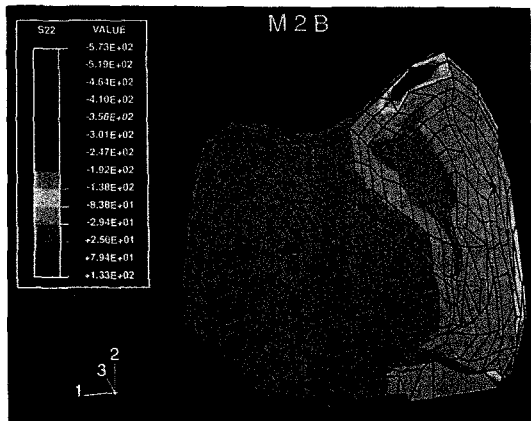


Fig. 12. M2B :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

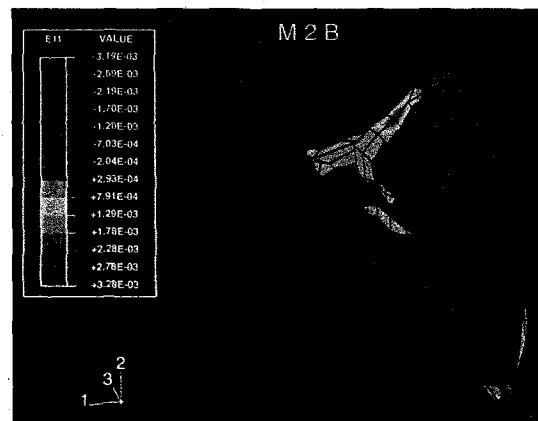


Fig. 13. M2B :  $E_{11}$ (1direction normal stress)

논문사진부도 III

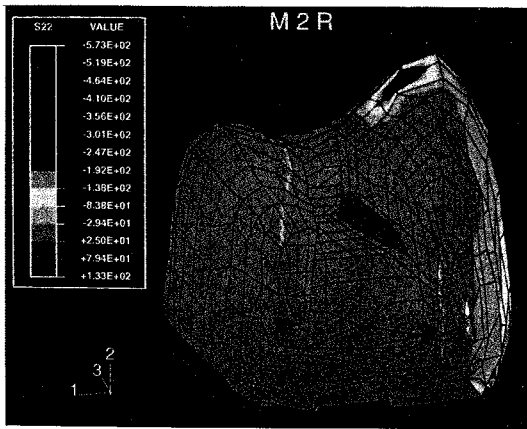


Fig. 14. M2R :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

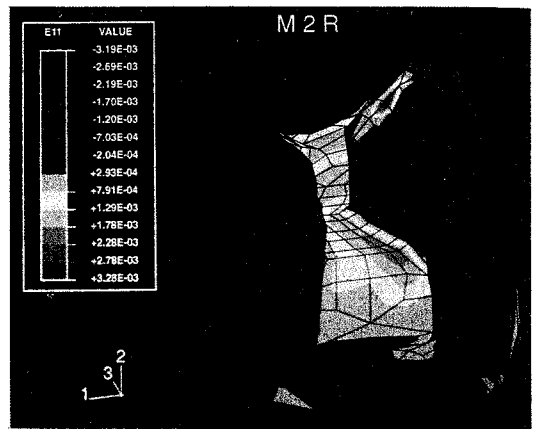


Fig. 15. M2R :  $E_{11}$ (1direction normal stress)

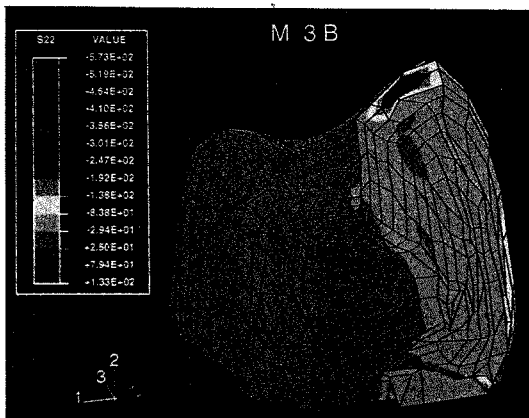


Fig. 16. M3B :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

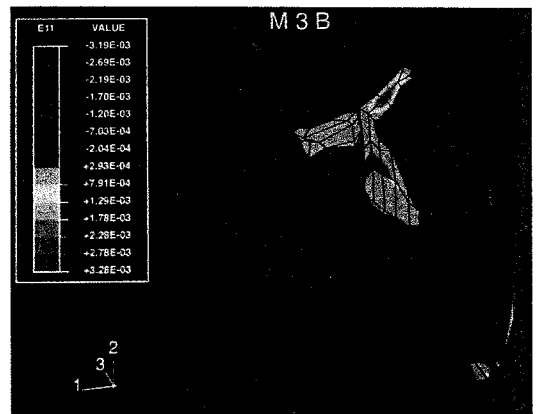


Fig. 17. M3B :  $E_{11}$ (1direction normal stress)

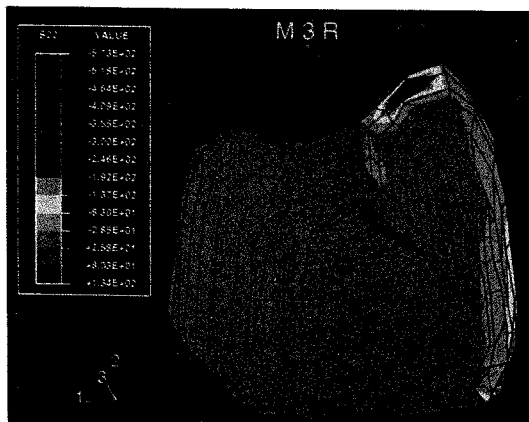


Fig. 18. M3R :  $S_{22}$ (2direction normal stress)

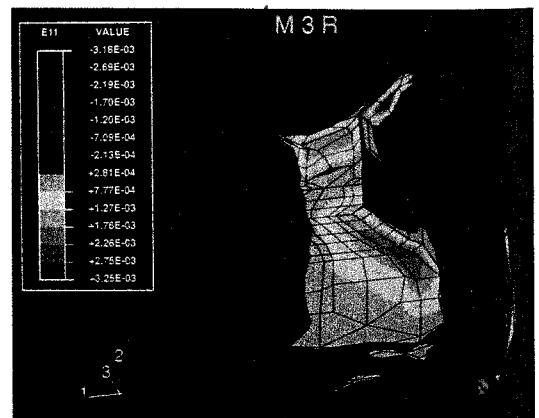


Fig. 19. M3R :  $E_{11}$ (1direction normal stress)