

## 2급 와동의 복합레진 충전에 관한 유한요소법적 응력분석

서울대학교 치과대학 치과보존학교실  
송보경 · 엄정문

Abstract

### FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF A CLASS II COMPOSITE RESIN RESTORATION

Bo-Kyung Song, Chung-Moon Um

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

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 the maxillary left first molar and then filled with composite resin. Three dimensional model with 3049 nodes and 2450 8-node brick elements was made by the serial photographic method and isthmus (1/4, 1/3, 1/2 and 2/3 of intercuspal distance between mesiobuccal cusp tip and mesiolingual cusp tip) was 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 1500N was applied vertically on the node from the lingual slope of the mesiobuccal cusp.

The results were as follows :

1. There was a significant decrease of stress resulting in increase of fracture resistance in B model when compared with R model.

\* 본 연구는 1994년도 서울대학교병원 임상연구비에 의하여 이루어진 것임.

2. When it comes to stress distribution, the stress was concentrated in the facio-gingival line angle and the buccal side of the distal margin of the cavity in both B and R model.
3. With the increase of the isthmus width, the stress decreased in the area of the facio-pulpal line angle, and increased in the area of facio-gingival line angle as well as the buccal side of the distal margin of the cavity in B model. In R model, the stress increased both in the area of facio-gingival line angle and the buccal side of the distal margin of the cavity, therefore the possibility of crack increased.
4. As the width of cavity increased, in B model, the direction of crack moved from horizontal to vertical on the facio-gingival line angle and the facio-pulpal line angle. In R model, the direction of the crack was horizontal on the facio-gingival line angle and moved from horizontal to the 45° direction on the facio-pulpal line angle.

Key words : Finite Element Stress Analysis, Stress, Isthmus,

## I. 서 론

치아수복재로서 복합레진은 Bowen에 의해 개발된 이후 많은 변화를 거쳐 오늘에 이르고 있다. 1970년대 초반에 복합레진은 전치부 수복에 실리케이트 시멘트와 합금을 대체하여 통용되기 시작하였고 이시기에 구치부에도 그 적용이 시도되었다. 그러나 전치부에서의 성공적인 수복에 비해 구치부에서는 적용의 예가 제한되어왔다. 초기의 이러한 복합레진 적용의 한계와 실패의 주된 원인으로서는 낮은 마모저항도, 변연부 파절, 방사선 불투과성 같은 진단학적 부적합성, 조작의 어려움, 작업시간 등을 열거할 수 있다<sup>1)</sup>.

그러나 심미적인 관점이나 기존의 아말감 같은 수복물의 대체물로서 복합레진은 그 성질과 조작의 개선을 꾸준히 진행시켜 왔으며 산부식법, 상아질 접착제의 개발, 광중합 시스템의 개발과 복합레진 자체의 물리적 성질의 개선으로 근래에 이르러 전치부 뿐만 아니라 구치부의 임상적 적용에 우수한 재료로 인정을 받고 있다.

이러한 재료의 개발, 개선과 더불어 치아수

복시 그 성패의 또다른 요인으로 적절한 와동의 형성과 이에 따른 적합한 수복재의 선택을 들 수 있다.

치아우식증이나 치관부 파절에 의한 결손부 치질의 수복시 와동의 형성은 자연치 고유의 물리, 기계적 성질을 약화시켜 저작기능의 감소와 파절저항력의 약화를 유발한다고 보고되고 있다. Vale<sup>2)</sup>, Mondelli<sup>3)</sup>, Larson<sup>4)</sup>, Douglas<sup>5)</sup>, Re<sup>6)</sup> 등은 치아의 교합면와(occlusal fossa)에 와동의 형태를 변형시킨 후 강철구(steel ball)로 수직교합력을 가하여 잔존치질, 특히 교합면에서의 와동의 폭경에 비례하여 파절강도가 감소한다고 하였고 Christensen<sup>7)</sup>은 와동의 폭경이 협설교두정간의 1/3 이상일 경우 교두의 파절을 방지하기 위하여 onlay로 수복할 것을 권장하였다.

충전물과 치아파절과의 상관관계를 보면 Vale<sup>2)</sup>은 2급 근원심 와동에 아말감을 충전한 경우와 충전하지 않은 경우, 파절 강도의 유의할만한 차이는 없다고 하였고 Stampalia등<sup>13)</sup>은 복합레진 충전과 아말감 충전은 치아의 파절 저항도에 유의할만한 차이를 나타내지 못한다고 하였다. 반면 Share등<sup>10)</sup>은 2급 근원심와동에

산부식후 복합레진을 수복한 경우, 산부식법을 사용하지 않은 경우나 아말감 수복을 한 경우보다 파절강도가 증가한다고 하였다. 또한 Mishell등<sup>11)</sup>은 광중합형 복합레진을 충전재로 사용하였을 경우 아말감으로 충전한 경우보다 충전한 치아의 파절강도를 높인다고 하였다. Douglas<sup>9)</sup>에 의하면 2급 와동에서 복합레진의 충전은 아말감 충전시보다 stiffness와 강도를 증가시키고 또한 와동의 크기가 클수록 이러한 영향도 크다고 보고하였다.

Simonsen등<sup>8)</sup>, Newman등<sup>9)</sup>은 근원심 와동에 산부식법을 이용한 복합레진 수복후 파절강도는 수복물이 없는 경우보다 증가한다고 하였다. Reel등<sup>12)</sup>은 2급 와동의 복합레진 충전은 와동형성으로 인해 감소된 치아의 파절저항도에 변화를 일으키지 못한다고 하였다. 하지만 Summitt등<sup>13)</sup>은 와동의 크기가 클수록 복합레진으로 충전한 치아의 강도는 감소하나 치질을 최소로 제거한 보존적 와동형성후 복합레진으로 충전한 치아는 건전한 치아의 파절 강도와 유사하다고 하였고 Howe<sup>15)</sup>는 심하게 약화된 교두를 가진 치아에 광범위한 결손부위를 복합레진으로 충전함으로써 잔존치질의 강도를 증진시킨다고 보고하였다.

이러한 와동의 형성과 충전에 따른 치아 파절에 미치는 응력의 양, 분포, 이에 따른 변위를 관찰하는 많은 연구<sup>16-20)</sup>가 시행되었으며 Electrical resistance strain gauge법, Photoelastic stress analysis, Brittle lacquer coating technique, Moire fringe analysis, Holography법, 유한요소법등이 있으나 실험재료인 치아는 다양한 물리, 기계적 성질과 실험 전 후 동일한 치아에서의 비교와 변화량의 관찰이 용이하지 않음으로 인한 여러 문제점이 있다. 이중 유한요소법은 치아에서의 응력의 비교와 분석시 각 치아에 따른 물리 기계적 성질을 표준화하고 와동의 형태 등을 인위적으로 용이하게 변형시켜 분석할 수 있는 장점이 있다.

이에 저자는 유한요소법을 이용하여 상악 제 1 대구치에 2급 근심 교합면 와동을 형성하고 각 와동의 폭을 변형시킨 후 응력의 분포, 방향, 양을 분석하여 치아 파절과의 상관관계를 연

구하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

발거된 치아로 충전물이나 치아우식증과 균열이 없는 전형적인 해부학적 형태를 가진 상악 제 1 대구치를 선택하여 isthmus의 폭경이 교두정간의 1/4인 modified G. V. Black form의 근심교합면 2급와동을 형성하고 복합레진을 충전하였다. 이때 모든 선각(line angle)은 둥글게 형성하고 교합면 와연변연(occlusal cavo-surface margin)에 bevel은 형성하지 않았다.

3차원인 치아의 유한요소모델을 얻기 위해서 2 차원의 연속된 단면을 얻은 후 이를 가능한 많은 수의 절점(node)과 요소(element)로 나누어 연결하였다. 충전한 치아를 투명한 자가 중합형 레진에 매몰하여 직육면체의 resin block을 만들고 형성될 2차원 각 단면의 위치 및 배율을 일정하게 하기 위하여 직육면체 resin block에 치아의 근원심을 따라 각 4면에 홈을 평행하게 형성하였다.

isthmus의 폭경에 따른 응력 변화를 관찰하기 위하여 협 설 방향의 단면을 얻어야하므로 resin block을 근심에서 원심방향으로 0.5mm 간격으로 sand paper로 연마하며 연속단층사진촬영법(serial photographic technique)을 시행하여 각 2차원 단면 슬라이드필름을 만들었다. 각 2차원 단면 슬라이드필름을 환등기로 비추어 앞서 형성된 4홈의 위치를 일치시켜 tracing하였다. 이를 모눈종이에 다시 tracing하고 형성된 2차원 단면의 와동 형태를 이론적 형태에 가깝게 이상화(idealization)하고 4개의 절점(node)을 가지는 사각형요소(element)로 mesh를 형성하였다. 각 단면의 유한요소(element)는 다음 단면의 유한요소와의 연결을 고려하여 2차원 유한요소는 근원심방향으로 같은 번호를 같도록 한다. 유한요소를 만들 때는 내각의 크기가 45°이상 135° 이하가 되도록 하였다.

이때 본 실험의 변수인 isthmus의 폭을 1/4(모델 1), 1/3(모델 2), 1/2(모델 3), 2/3(모델

4)로 변화시키기 위해 2차원 단면에서 이들 4가지 폭을 부여할 수 있는 mesh를 형성하였다. 와동의 폭에 따른 실험결과를 알기 위해 와동폭의 기준이 필요하였으며 본 실험에서는 근심면에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면에서 근심협측 교두와 근심 설측 교두정 사이에서 isthmus 폭이 가장 작은 1.875mm로 와동폭 1/4의 기준을 잡아 협 설측으로 와동폭을 넓혀 1/3, 1/2, 2/3의 모델을 형성하였다. 형성된 단면을 SuperView를 이용하여 그림으로 확인하여 각 절점(node)과 유한요소(element)의 연결을 수정하였다. 각 2차원 단면에서 같은 번호의 요소를 연결하여 8 node brick element를 만들어 3049개의 절점과 2450개의 요소를 가지는 3차원 유한요소모형을 형성하였다. 3차원 유한요소모형의 좌표계는 협 설 방향을 x축, 치경부

에서 교합면방향을 y축, 근심에서 원심을 향하여 z축으로 설정하였다.

재질인 법랑질, 상아질, 복합레진 3개의 집단을 나누어 각 요소를 정의하고 물성치를 Table 1<sup>28, 32, 33)</sup> 과 같이 설정하고 부여하였다. 단 치수장은 빈 공간으로 처리하였다.

실험에서 하중은 치아와 충전물의 응력분포를 분석하기 위하여 1500N의 힘을 측방압이 가해진 경우를 가정하여 근심면에서 3.5mm 떨어진 isthmus폭경이 가장 작은 근심협측교두의 설측사면의 첫번째 절점인 법랑질에 수직으로 가하였다.

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 예상되며 본 실험에서는 치아와 복합레진이 완전히 결합된 경우(B모델)와 충전물을 제거한 경우(R모델)의 2가지의 모델을 만들어 비교하였다. 실험에 사용된 모델의 명칭은 아래와 같고 Table 2, 3에 요약되어있다. Table 4는 각 모델의 요소와 절점의 갯수이다.

본 실험에서는 이들 모델의 유한요소법적 응력분석을 위해 Algor Interactive System 사의

Table 1. Physical properties of materials

Materials	Modulus of Elasticity (E : MPa)	Poisson'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
M4B	2/3	완전결합

Table 3. R Models

Model	Isthmus폭	계면상태
M1B	1/4	완전제거
M2B	1/3	완전제거
M3B	1/2	완전제거
M4B	2/3	완전제거

Table 4. The number of elements and nodes of each model

Model	Element	Node	Model	Element	Node
M1B	2450	3049	M1R	2262	2893
M2B	2450	3049	M2R	2174	2801
M3B	2450	3049	M3R	2086	2709
M4B	2450	3049	M4R	1988	2607

Super SAP(Version 2.10)이라는 software를 사용하였고 hardware는 Intel사의 80486DX-33 CPU 가 장착된 개인용 컴퓨터를 사용하여 Von Mises 유효응력, 인장응력을 비교, 분석하였다.

### III. 실험성적

상기의 실험방법에 의해 상악 제 1 대구치에 4가지의 와동폭을 형성한 후 각각 B모델, R 모델을 구성하여 총 8가지 모델의 경우에 대해 계산을 수행하여 치아의 파절이 일어날 수 있는 와동내부에서 파절의 조건을 알기 위해 Von Mises 유효응력을 관찰하였고 파절의 방향을 예측하기 위하여 협설방향인 X축 방향의 인장응력( $S_{11}$ )과 치경부에서 교합면 방향인 Y축 방향의 인장응력( $S_{22}$ )에 대하여 관찰한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

#### 1. 모델 1 (M1B, M1R)

유효응력의 분포를 보면 M1B 모델에서는 하중이 가해진 부위에 응력집중현상을 보이며 안면치수선각(facio-pulpal line angle)에 응력 분포는 하중이 가해진 근심면에서 3.5mm 떨어진 단면의 안면치수선각부위에서 높은 응력

값을 보이고 안면치은선각(facio-gingival line angle)에서 다소의 응력집중현상을 보인다. M1R모델의 경우 안면치은선각부위의 응력집중현상을 보이며 근심에서 원심 방향으로 응력값의 감소를 보이고있다 또한 M1B 모델은 M1R 모델에 비해 최대응력값이 현저히 감소하였다. (Fig. 2, 10, 11).

$S_{11}$ 은 M1B모델의 경우 하중이 가해진 부위와 와동의 원심변연의 협측에 응력집중을 보이며 안면치은선각 부위에 약간의 압축응력이 나타난다. M1R 모델은 하중점에 응력집중현상을 보이고 안면치은선각과 안면치수선각에서의 인장응력은 유사하다. M1R모델은 M1B모델에 비해 최대인장응력값은 증가한다(Fig. 4, 13, 14).

$S_{22}$ 은 M1B모델의 경우 응력이 가해진 부위와 3.5mm 부위의 안면치수선각의 응력집중현상이 보이며 M1R모델에서는 하중이 가해진 부위와 안면치은선각, 안면치수선각, 와동의 원심변연의 협측에 응력의 집중현상을 보이고 있다(Fig. 6, 15, 16).

와동의 원심변연부위의 응력분포는 M1B, M1R 공히 Von Mises 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$  모두 협측에서 설측방향을 따라 점차 감소하는 양상을 나타내고 있다(Fig. 3, 5, 7).

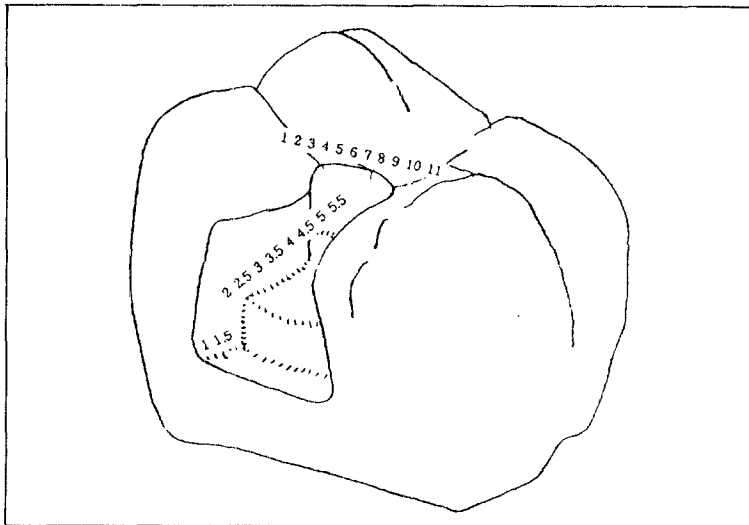


Fig. 1. Cavity form of maxillary left first molar

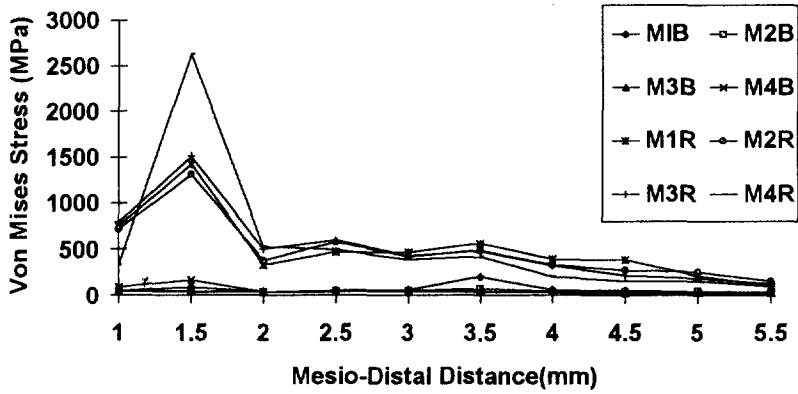


Fig. 2. Von Mises Stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle

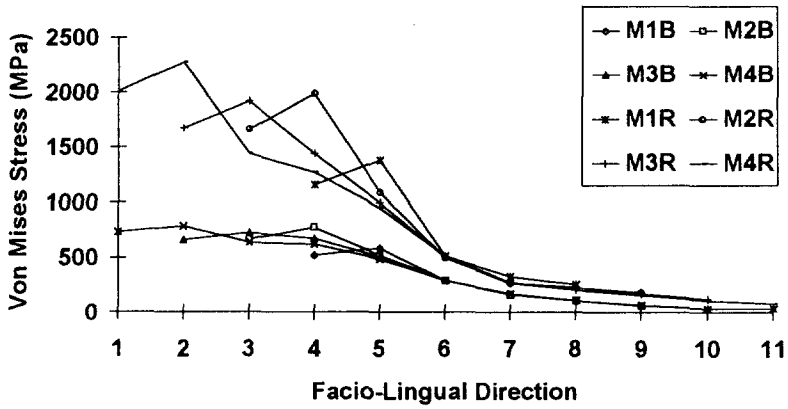


Fig. 3. Von Mises Stress on the distal margin of cavity

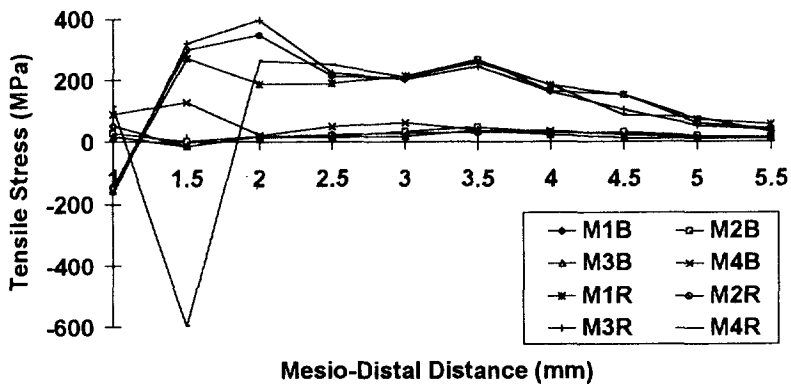


Fig. 4.  $S_{11}$  along the facio-gingival and facio-pulpal line angle

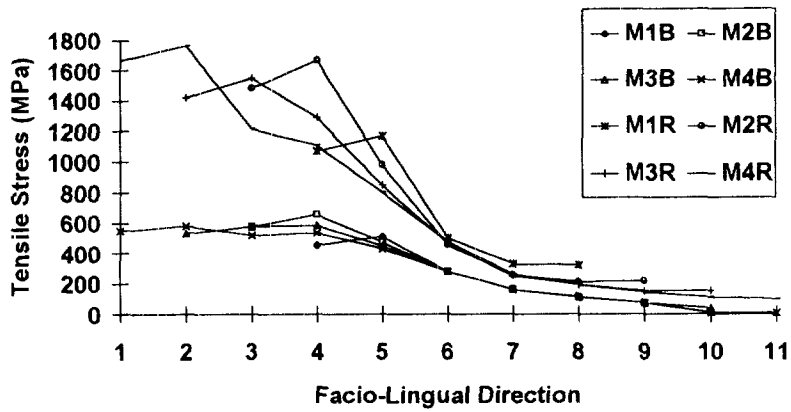


Fig. 5.  $S_{11}$  on the distal margin of cavity

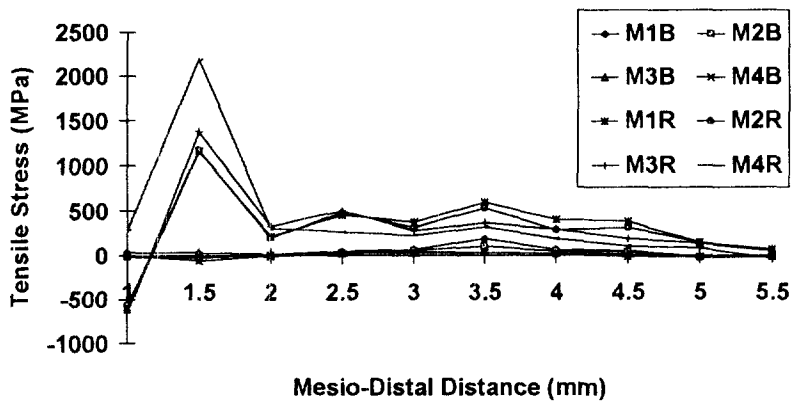


Fig. 6.  $S_{22}$  along the facio-gingival and facio-pulpal line angle

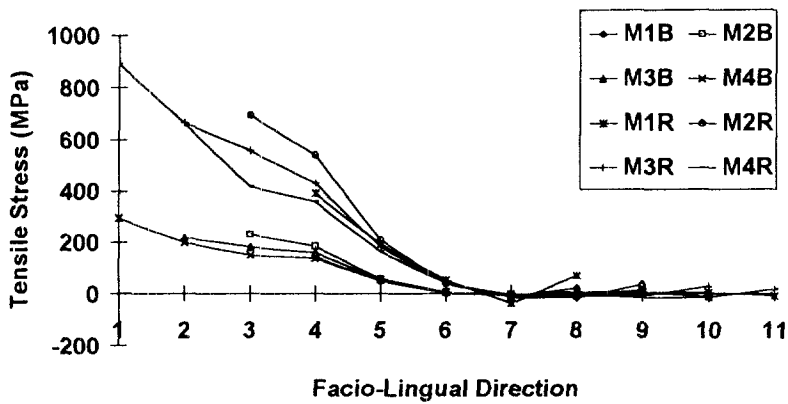


Fig. 7.  $S_{22}$  on the distal margin of cavity

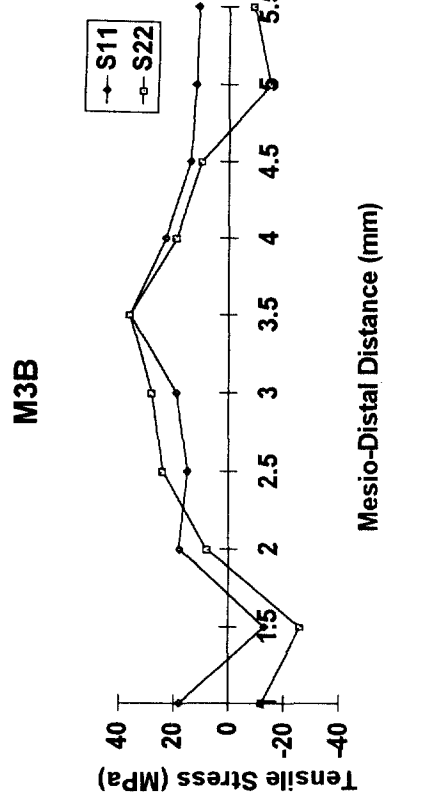
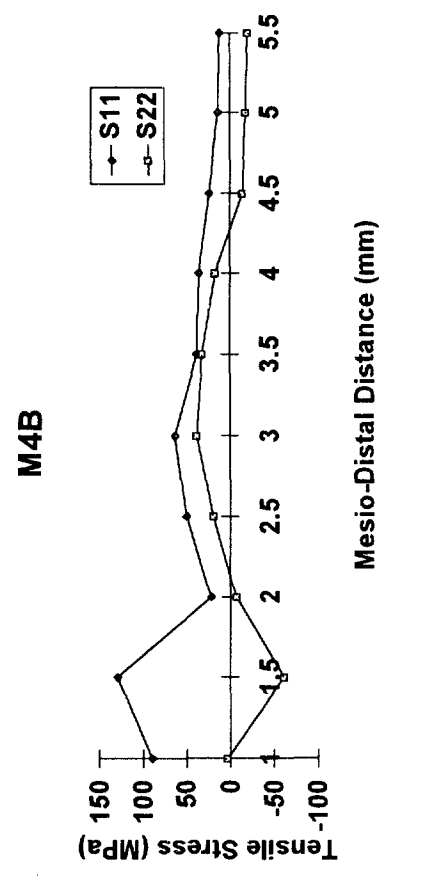
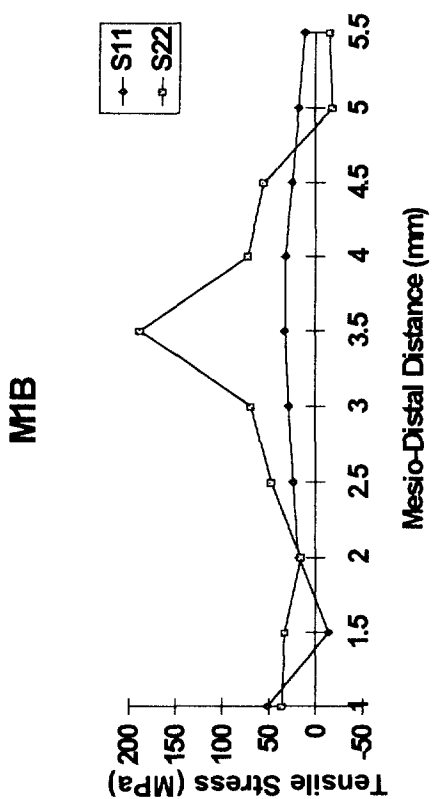
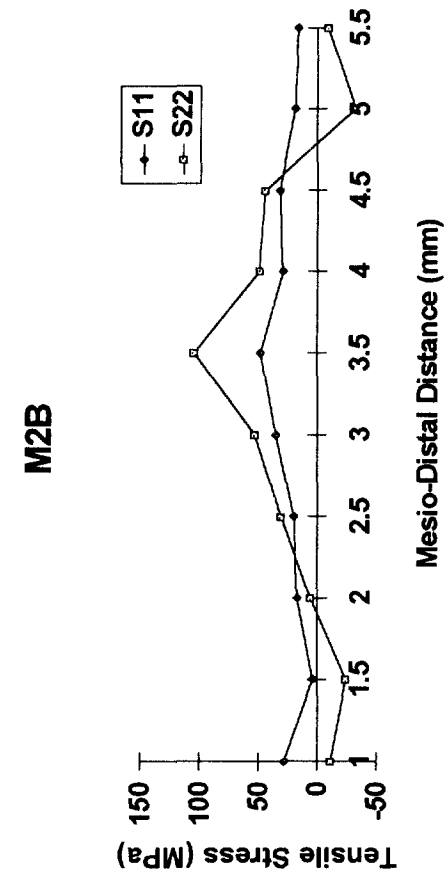
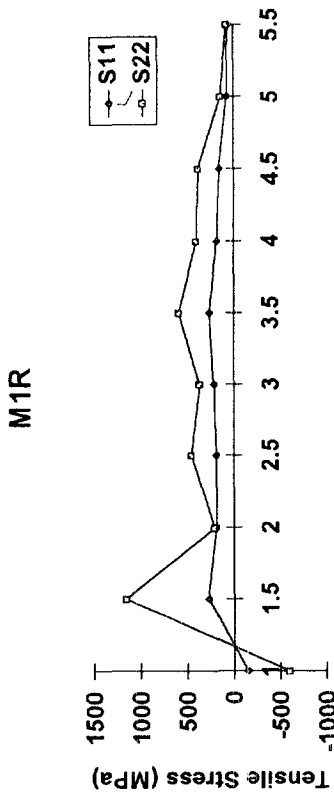
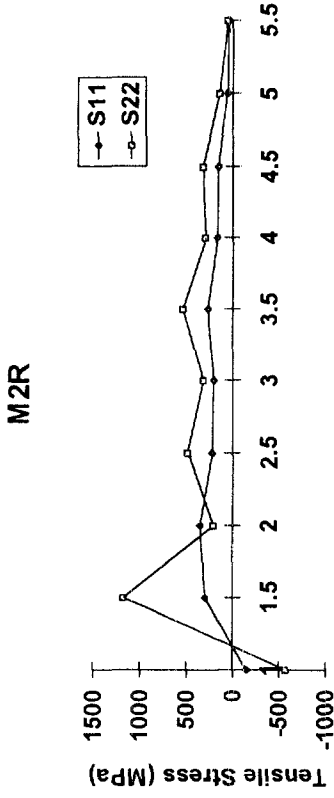


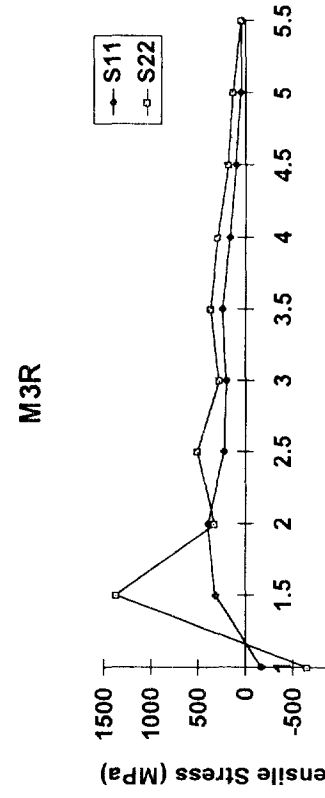
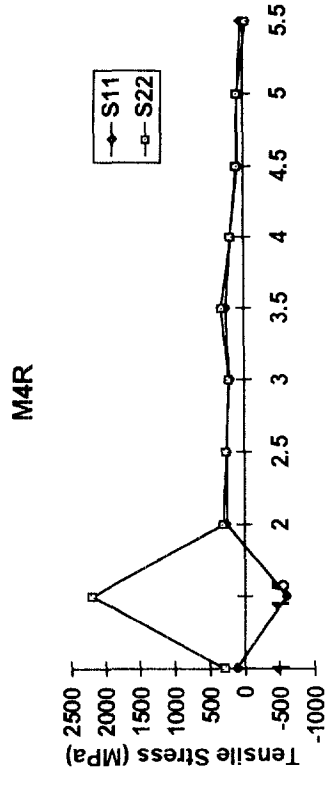
Fig. 8.  $S_{11}$  Vs.  $S_{22}$  along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in B Model





Mesio-Distal Distance (mm)

Mesio-Distal Distance (mm)



Mesio-Distal Distance (mm)

Mesio-Distal Distance (mm)

Fig. 9.  $S_{11}$  Vs.  $S_{22}$  along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in R Model

## 2. 모델 2 (M2B, M2R)

유효응력의 경우 M1B모델과 비교시 M2B모델은 안면치은선각부위 1.5mm와 안면치수선각 부위 3.5mm에서 응력집중 현상을 나타내나 현저한 응력값의 감소를 보이고 선각을 따라 고른 응력 집중현상을 보이고 최대응력값은 증가하고 있다. M2R모델의 경우도 M1R모델과 비교시 안면치은선각과 안면치수선각에서 응력값의 감소를 보이나 안면치은선각 부위에서 안면치수선각에 비해 응력의 집중현상을 관찰할 수 있다(Fig. 2).

$S_{11}$ 은 1모델에 비해 2모델에서는 응력의 절대값이 약간 증가하지만 유사하다. 2모델의 경우에도 안면치은선각 부위에서 M2B, M2R 공히 압축현상을 보이고있다. (Fig. 4).

$S_{22}$ 도 M2B모델에서는 안면치수선각 3.5mm 부위에서 응력집중을 관찰할 수 있고 proximal box의 안면치은선각 부위에는 약간의 압축응력도 관찰되며 M1B모델에 비해 안면치은선각과 안면치수선각에서의 인장응력값은 감소하나 최대인장응력값은 증가한다. M2R모델에서는 M1R모델과 안면치은선각과 안면치수선각에서 유사한 분포를 보이고 최대인장응력값은 증가한다(Fig. 6).

M2B, M2R 모델 모두 와동의 원심변연부위의 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$  는 모델1과 유사한 형태로 증가됨을 관찰할 수 있다(Fig. 3, 5, 7).

## 3. 모델 3 (M3B, M3R)

유효응력을 보면 M3B모델의 경우 M1B, M2B모델과 유사하나 M3R모델은 안면치수선각 3.5mm 부위와 안면치은선각 부위에서 M1R, M2R모델과 비교시 현저히 감소된 응력값을 나타내며 전체적으로 고른 응력의 분포를 나타내고 있다(Fig. 2).

$S_{11}$ 은 M3B, M3R모델 모두 1, 2모델과 유사하나 M3R모델에서는 proximal box의 안면치은선각에서 응력의 절대값이 증가함을 보여주고 있다(Fig. 4).

$S_{22}$ 는 1, 2모델과 유사한 양태를 보이나 M3B모델의 경우 안면치은선각과 안면치수선각에서 응력값의 감소현상을 보인다(Fig. 6).

M3B, M3R 모두 와동의 원심변연부위의 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ 는 약간의 감소현상을 보이나 응력이 집중되는 부위가 넓게 분포됨을 보여준다(Fig. 3, 5, 7).

## 4. 모델 4 (M4B, M4R)

유효응력의 경우 M4B, M4R모델 모두 proximal box의 안면치은선각부위에 응력의 집중현상이 관측되고 1, 2, 3모델보다 응력값이 증가하나 안면치수선각에서는 응력값이 2, 3모델과 유사한 형태로 관찰된다(Fig. 2).

$S_{11}$ 은 M4B모델에서는 와동의 안면치은선각과 안면치수선각에서 M1B, M2B, M3B모델과 비교시 근심측에 상당히 큰 응력값을 보이고 하중점에 근접한 협측면에도 큰 응력이 나타난다. M4R모델에서는 proximal box의 안면치은선각 1.5mm부위에 현저히 큰 압축응력도 관찰된다(Fig. 4).

$S_{22}$ 는 안면치은선각부위와 안면치수선각부위에서 인장응력값의 분포가 3모델과 비교하여 보면 유사하나 M4B모델에서는 전체적으로 감소하며 M4R모델에서는 와동의 안면치은선각 부위에 응력이 치우쳐서 응력값의 증가가 나타나며 안면치수선각에서는 응력값이 감소됨을 관찰할 수 있다(Fig. 6).

M4B, M4R 모두 와동의 원심변연부위의 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ 는 증가하며 그 부위도 상당히 넓게 분포한다(Fig. 3, 5, 7).

전체적으로 B모델은 R모델에 비해 안면치수선각과 안면치은선각, 원심변연에서 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ 의 절대값이 현저히 감소됨을 관찰할 수 있고 와동의 폭이 증가함에 따라 유효응력은 안면치수선각과 안면치은선각부위에서 그 응력이 근심측으로 이동하면서 넓게 분포함을 보여주고있다(Fig. 2, 3, 4, 5, 6, 7). 와동의 폭이 증가하면서 원심변연부위의 유효응력,  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ 는 증가하면서 넓게 분포함을 보이며 협측에서 설측으로 이동하면서 점차 감소하는 경향을 보인다(Fig. 3, 5, 7).

복합레진 자체의 유효응력은 응력이 가해진 3.5mm단면부위를 중심으로 근원심, 협설측으로 응력이 점차 감소하는 경향을 보이고 와동의

Table 5. The Maximum Stress of Composite Resin

Model	Von Mises Stress(MPa)
M1B	249.30
M2B	219.18
M3B	202.61
M4B	372.82

폭이 증가함에 따라 1모델과 비교시 2, 3모델에서의 최대응력값은 감소하나 4모델에서는 응력값이 증가한다(Table 5, Fig. 12). 각 모델 모두 proximal box의 설측 하방부에 다소의 응력이 관찰되며 교합면에서 보면 1, 2, 3모델에서는 복합레진의 중심부에 최대응력의 분포를 보이나 4모델에서는 하중점에 인접하여 큰 응력의 분포를 보인다.

#### IV. 총괄 및 고안

치아 수복재료로 복합레진은 심미적인 관점에서 전치부 뿐만 아니라 구치부에도 그 임상적 적용이 꾸준히 증가하고 있는 추세이다. 이러한 복합레진은 구치부 수복시 강도, 경도, 색상, 작업시간 등에서 때때로 실패의 원인과 함께 치과용 수복재료로서의 문제점을 보여주었다. 그러나 점진적인 물리적성질의 개선과 상아질 접착제의 개발로 이전의 구치부 수복재를 대체할 수 있는 우수한 재료로 인정을 받고 있다<sup>34, 35, 36</sup>. 특히 구치부 충전시 치아의 파절 저항력을 높여주어 잔존 치질을 강화시킬 수 있다는 보고도 있다<sup>5, 10, 11, 14, 15</sup>.

치아의 파절은 비기능성 악골운동시 구치부 교두의 접촉으로 발생할 수 있으며 또한 교모, 마모, 침식 등과 같은 치아경조직 결손, 과도한 경사의 교두나 깊은 열구 같은 해부학적 이상이나 이전 수복물의 존재여부등에 영향을 받을 수 있다. 이중 부적절한 와동의 형성과 수복, 이로 인한 치아파절은 임상가들이 저작시 와동의 형태에 따른 응력의 분포와 양을 숙지함으로써 예방이 가능하다.

일반적으로 치아에 발생하는 응력 및 변위를

구강내에서 직접적으로 해석하기는 많은 제약이 따르므로 구강외에서 발거한 치아에서 실험을 하거나 치아와 유사한 구조와 성질의 가상모델을 제작하여 그 가상모델을 계측하고 실험하여 왔다. 유한요소법은 복잡한 구조물을 여러개의 작은 요소(element)로 나누고 각 절점(node), 요소번호, 구성성분의 물리적 성질(탄성율(E), Poisson율( $\nu$ )), 하중조건을 구조물 해석을 위해 프로그램으로 컴퓨터에 입력시켜 계산하여 각 요소의 응력, 절점의 변위를 산출한 후 이를 연속시켜 전체현상을 가시화할 수 있다. 이에 따라 모형의 형태 및 크기를 표준화할 수 있고 구성재료의 물리적 성질을 일치시킬 수 있어 내부응력의 정확한 계측과 변위의 관찰이 용이하다는 장점이 있다.

이 유한요소법은 1956년 Tuner<sup>54)</sup>의 항공기 구조에 관한 컴퓨터 해석을 시발로 하여 1960년 Clough가 유한요소법이라고 정의한 후 급속한 고성능 컴퓨터의 발달과 더불어 그 적용범위가 확산되고 있다. 치의학 분야에서도 이를 응용하여 응력의 분포와 변위, 열전도 등에 관한 연구가 이루어지고 있다<sup>37-46</sup>. 만족스런 결과를 얻기 위해서는 가능한 많은 수의 요소로 분할하는 것이 유리하므로 본 연구에서는 응력이 급격하게 변하는 부위에서는 응력변화를 잘 관찰하기 위하여 요소의 크기를 세분하였고 상대적으로 변화가 적으리라 예상되는 부위는 요소의 크기를 크게 하여 컴퓨터의 용량이나 계산시간의 제한을 보상하였다.

구치부 복합레진 와동의 형태에 대한 의견은 다양하다. 그러나 아말감 충전을 위한 와동의 형태에서 모든 내측선각을 둥글게 처리하고 가능한 많은 잔존 치질을 남겨둔다는 공통점을 가지고 있다. bevel의 형성유무에 대한 견해도 학자들 간에 이견을 나타내며 Reel<sup>47)</sup>, Joynt<sup>48)</sup>은 구치부 복합레진의 충전시 bevel의 유무는 파절 저항도에 큰 차이가 없다고 보고한 반면, Suzuki<sup>49)</sup>은 bevel형성으로 인한 복합레진의 변연부의 잉여충전물로 생긴 fin은 교합력에 파절되어 ledge 형태의 결손부를 형성하므로 buttjoint로 하여야 한다고 주장하였고 Leinfelder<sup>35)</sup>, Christensen<sup>36)</sup>도 bevel의 형성은 파

절을 증가시킨다고 보고하였다. Isenberg<sup>48)</sup>는 bevel형성으로 마모도가 증가하며 복합레진 결합의 증진 효과는 기대할 수 없다고 하였다. 이에 따라 본 실험에서는 모든 내측선각을 등글게 처리하고 carvosurface에 bevel은 형성하지 않았다.

부가할 하중을 정하기 위하여 치아의 파절을 일으키는 힘의 양을 살펴보면 구치부에서의 최대 교합력은 Gibbs등<sup>49)</sup>에 의하면 약 740N이라 하였고 이동<sup>50)</sup>에 의하면 약 620N이라고 보고 하였다. 한편 치아의 수복 후 치아의 파절을 일으키는 힘의 양은 연구자에 따라 500N에서 3500N까지 다양하게 보고되고 있다<sup>3,6,52)</sup>. 본 실험에서는 하중에 따른 응력의 분포와 응력 방향을 분석하기 위하여 임의로 1500N의 힘을 설정하여 충전한 치아에서 응력의 상대적인 분포를 관찰하였다. 수직하중(axial load)은 정상적이거나 비정상적인 교합시 하중이 가해지는 양상의 적절한 표현이라고 하기는 어려움이 있으며 저작시 수직하중 보다는 측방하중(lateral load)에 의한 간섭이 상악 대구치에서는 협측 교두의 파절을 일으키고, 상악구치는 협측방향으로의 경사로 인해 협측 교두의 파절이 빈발하다는 Thomas등<sup>51)</sup>의 보고에 따라 근심협측교두의 설측 사면의 범랑질을 하중점으로 설정하였다.

하중이 치아에 가해지면 치아와 수복물 내부에는 응력이 발생하고 발생한 응력이 구조물의 파괴응력 보다 클 경우는 구조물의 파절이 발생한다. 본 연구에서 관찰한 Von Mises 유효응력은 구조물의 탄성한계와 관계가 있는 응력의 대표값으로 이 값이 클수록 구조물의 파절가능성이 크다고 할 수 있다. 3차원의 경우 직교좌표계에서의 응력성분은 임의의 점에서 X, Y, Z 방향의 수직성분과 각 방향의 전단응력의 6가지 응력으로 표현될 수 있다. 이때 전단응력성분을 가지지 않게 변환한 세 방향의 수직응력 성분인 주응력의 차이의 자승 평균이 일축 인장시험에서의 항복응력과 같아지면 항복이 일어난다는 것이 Von Mises 유효응력값의 산출 조건이다. 즉, Von Mises 유효응력은 항복이 어떤 특수한 수직응력이나 전단응력에

의존하지 않고 3가지 주응력의 함수에 의존하는 것으로 편차응력에 바탕을 둔 것이다. 이를 식으로 나타내면

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

$\sigma_0$  : 일차원 인장시험에서의 항복응력

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  : 각 방향의 주응력

으로 표현된다. 본 실험에서는 각 모델에서의 유효응력값의 상대적인 비교로 국소적인 치아 균열과 파절 부위를 예측하며 발생가능성을 와동의 형태에 따라 비교할 수 있었다.

와동의 폭이 증가함에 따라 B모델에서 Von Mises 유효응력은 최대응력값이 증가하며 하중점이 가해진 부위에 집중적으로 나타났다. 안면선각부위의 응력분포는 하중점 아래에서 와동의 폭경이 커질수록 응력이 감소하는 반면 proximal box에서 응력값의 증가를 볼 수 있다. 특히 M4B 모델의 하중점아래 복합 레진과의 계면에서는 큰 응력을 관찰할 수 있어 복합레진과 치질간의 분리를 예상할 수 있다. 실험한 모든 와동의 원심 변연부의 응력은 협측에서 설측으로 점차 감소하는 경향을 보이고 와동의 폭이 증가함에 따라 응력이 증가하며 또한 응력 집중부위가 증가함에 따라 치질 파절의 가능성이 증가하는 것으로 생각된다(Fig. 3).

R모델의 경우는 와동폭의 증가에 따라 전체적으로 응력의 큰 변화는 보이지 않으나 proximal box에서 안면치은선각부위의 응력이 와동폭의 증가에 비례하고 B모델에 비해서 각 모델에서 응력값이 현저히 증가하는 현상을 보여 치아파절의 가능성이 클 것으로 예상된다(Fig. 2).

B모델과 R모델 모두 와동 원심변연부의 협측 부위와 proximal box의 안면치은선각에서의 파절 가능성이 있으나 B모델의 경우 복합 레진의 충전으로 치아와 수복물이 완전히 결합되었다고 가정이 되어 응력이 넓게 전체적으로 분포되어 파절가능성이 낮아진다고 생각된다(Fig. 2, 3).

복합 레진 자체의 응력은 하중이 가해진 단면부를 중심으로 근원심으로 분산되는 경향을 보이고 proximal box의 설측부위에 다소의 응력집중현상을 관찰할 수 있으며 이는 충전물이 치질에 완전히 결합되었다고 가정된 상태에서 충전물 자체가 단단한 치질에 의해 둘러 쌓여 있어 변위가 제한된 결과라 해석된다. 또한 와동폭이 증가함에 따라 하중점에 인접한 부위로 응력의 이동이 보이는데 이로 인해 와동폭경이 1/2이상일 경우 복합레진과 치질사이의 결합이 파괴될 가능성이 높아 치아파절 빈도가 높을 것으로 생각된다.

전체적으로 와동의 폭이 좁을수록 응력은 증가된 잔존 치질로 분산되어 치아파절의 가능성이 감소한다고 할 수 있고 복합 레진의 충전으로 치질의 파절을 상당히 감소시킨다고 볼 수 있다. 이러한 복합레진의 충전으로 인해 파절저항력이 증가하는 정도는 와동폭이 클수록 크다. 이는 이전의 실험결과<sup>2-6,8-10,14,15</sup>와 어느 정도 일치한다고 할 수 있다. 따라서 임상적 시술을 고려하여 보면 복합레진의 수복은 큰 와동에서 파절의 가능성은 현저히 감소시킬 수 있으나 와동폭이 증가함에 따라 하중점에 근접한 복합레진과 치질간 접착의 파괴로 인해 치아파절이 일어날 가능성이 높아 와동폭경이 1/2이상일 경우 주의를 요하게 된다. 복합레진과 치질간의 보다 견고한 결합을 일으키는 접착제와 치아와 유사한 물성을 가진 복합레진의 개발은 이러한 우려를 해소할 것으로 사료된다.

파절의 방향을 관찰하기 위해서 본 실험에서는 와동형성으로 인해 약화된 교두의 파절 기시점으로 와동내부의 안면치은선각과 안면치수선각, 와동의 원심 변연부로 보고 이 부위에서의  $S_{11}$ 과  $S_{22}$ 를 분석하였다(Fig. 4, 5, 6, 7, 8, 9).  $S_{11}$ 은 B모델에서 와동의 폭이 증가함에 따라 안면 선각에서는 증가하는 양상이고 원심변연에서는 협축에 집중됨을 보이고 특히 M2B, M3B모델에서의 응력의 집중부위가 나타나나 M4B에서는 응력의 집중부위는 나타나지 않고 응력값만 커지는 것은 와동의 형태에서 유래된 것으로 전체적인 carvosurface 외형이

완만해짐으로 인해 응력이 넓게 분포하며 이동하는 것으로 생각된다. R모델에서 와동폭이 증가함에 따라 최대인장응력값이 증가하고 M4 R모델의 안면치은선각부에 큰 압축응력이 특징적으로 관찰되며 원심변연부도 응력이 증가하며 분포가 넓어짐을 보인다(Fig. 4, 5).  $S_{22}$ 는 와동의 폭이 증가함에 따라 B모델, R모델 모두 최대응력값은 증가하나 안면치수선각에서는 감소하며 R모델에서는 proximal box로의 인장응력의 집중이 관찰된다(Fig. 6, 7).

이들  $S_{11}$ ,  $S_{22}$ 를 각 모델에서 비교해보면, B모델에서는 와동의 폭이 증가함에 따라 안면치수선각에서의  $S_{22}$ 는 점차 감소하는 반면  $S_{11}$ 은 약간의 증가로 M4B모델에 이르면 오히려  $S_{11}$ 이 더 크다. 이로 인해 안면치수선각과 proximal box의 안면치은선각에서 수평방향에서 수직방향으로의 파절양상의 이동이 예상된다(Fig. 8). R모델에서는 와동폭이 증가함에 따라  $S_{22}$ 는 안면치은선각부위에서는 점차 증가하는 반면 안면치수선각에서는 점차 감소하며  $S_{11}$ 은 안면치은선각부위에서는 점차 감소하고 안면치수선각에서는 변화의 양상이 보이지 않아 proximal box의 안면치은선각에서는 와동폭의 증가와 관계없이 수평 방향으로의 파절이 예상되고 안면치수선각에서는 수평 방향에서 45도 방향의 치아파절이 예상된다(Fig. 9). 이는 와동의 폭이 증가함에 따라 협축 치질의 양이 적어지고 치수강과 근접한 결과라 해석할 수 있다. 소구치를 이용한 다른 실험<sup>29,30,31</sup>과 본 실험과의 파절 양상의 차이는 상악 대구치 자체가 와동형성 후에도 잔존치질 양이 많아 응력의 분산으로 파절저항력이 큰데서 원인을 찾을 수 있다.

B모델과 R모델의 파절의 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 복합레진과 치아사이에 완전결합을 가정하였으므로 실제 임상적인 경우와는 그 응력분포에 차이가 발생할 것으로 생각된다. 이러한 충전물과 치질사이에는 접착제(bonding

agent)가 존재하나 그 후경이 얇아 본 실험에서는 표현의 가능범위를 벗어나 그 물리적 성질을 고려하지 못하였다. 앞으로의 유한요소법을 이용한 복합레진 충전에 따른 해석에서는 이러한 결합제에 대한 고려와 함께 외형과 치아주위조직에 관한 보다 나은 모델의 개발이 필요하다고 하겠다.

## V. 결 론

저자는 상악 제 1대구치 근심교합면 2급 와동에 복합레진 수복시 각 와동의 폭과 치아과절에 미치는 응력과의 관계를 분석하기 위하여 3차원 유한요소모델을 개발하고 isthmus의 폭을 1/4, 1/3, 1/2, 2/3로 변화시키고 B모델(치아와 복합레진이 완전히 결합한 경우)과 R모델(충전물을 제거한 경우)로 분류하여 근심협측교두의 설측사면에 하중을 가한 경우 이를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. R모델에 비해 B모델에서의 응력은 현저히 감소하여 파절저항력이 증가한다.
2. 응력의 분포를 관찰하여보면 R모델과 B모델 모두 와동의 안면치은선각 부위와 원심변연의 협측에 응력이 집중된다.
3. 와동의 폭이 증가함에 따라 B모델은 안면치수선각 부위에서의 응력은 감소하고 안면치은선각 부위와 원심변연의 협측에서의 응력은 증가하며 분포가 넓어졌고 R모델은 안면치은선각 부위와 원심변연의 협측에서 모두 응력이 증가하여 균열의 가능성이 높아졌다.
4. 균열의 방향은 와동의 폭이 증가함에 따라 B 모델은 안면치은선각과 안면치수선각에서 수평 방향에서 수직방향으로 파절의 이동이 예측되고 R모델에서는 안면치은선각에서는 수평방향의 파절이 예상되나 안면치수선각에서는 수평방향에서 45도방향으로의 파절이 예상된다.

## 참고문헌

1. M. Suzuki, R. E. Jordan, and L. Boksman. Posterior composite restoration-clinical considerations. International symposium on posterior composite resin dental restorative materials. 455-464, 1985.
2. W. A. Vale. Cavity preparation. Irish dental review 2, 33-41, 1956.
3. Jose Mondelli, Lincoln Steagall, Aquira Ishikiriyama, Maria Fidela de Lima Navarro, and Francisco Bruno Soares. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. J. Prosthet. Dent. 43(4) : 419-422, 1980.
4. T. D. Larson, W. H. Douglas. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. Oper. Dent. 6 : 2-5. 1981.
5. W. H. Douglas. Methods to improve fracture resistance of teeth. International symposium on posterior composite resin dental restorative materials. 433-441, 1985.
6. Gerald J. Re, Barry K. Norling. Fracturing molars with axial forces. J. Dent. Res. 60 (4) : 805-808, April, 1981.
7. Christensen. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. J. Prosthet. Dent. 25 : 62, 1971.
8. RJ. Simonsen, E. Barough M. Gelb. Cusp fracture resistance from composite resin in class II restorations. J. Dent Res. 62 : 254. 1983.
9. SM. Newman, R. Pisker-Dublenski. Effect of composite restorations on strength of posterior teeth. J. Dent Res. 63 : 523. 1983.
10. J. Share, Y. Mishell, D. Nathanson. Effect of restorative material on resistance to fracture of tooth structure in vitro. 『abstract 622』 J. Dent. Res. 62 : 247, 1982.
11. Y. Mishell, J. Share, D. Nathanson. Fracture resistance of Class II amalgam vs. light activated composite restorations in

- vitro. 『abstract 1099』 J. Dent. Res. 63 : 293, 1984.
12. D. C. Reel, R. J. Mitchell. Fracture resistance of teeth restored with Class II composite restorations. 『abstract 950』 J. Dent. Res. 63 : 276, 1984.
  13. L. L. Stampalia, J. I. Nicholls, J. S. Brudvik, and D. W. Jones. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. J. Prosthet. Dent, 55(6) : 694-698, 1986.
  14. J. B. Summitt, A. Della Bona, J. O. Burgess. The strength of Class II composite resin restorations as affected by preparation design. Quintessence International 1994 : 25 : 251-257.
  15. Leslie C. Howe. Minimal tooth preparation techniques for restorations with adhesive materials. Dental update 1989 : 12 : 418-425.
  16. David B. Mahler. An analysis of stresses in a dental amalgam restoration. J. Dent. Res. 37(3) : 516-526, 1958.
  17. Donald W. Fisher, Angelo A. Caputo, Herbert T. Shillingburg, and Manville G. Duncanson. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. J. Prosthet. Dent. 33 (1) : 47-53, 1975.
  18. 김준연, 장익태. 구치부 Inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성학적 분석. 대한치과의 사협회지. 19 : 59, 1981.
  19. J. A. A. Hood. Methods to improve fracture resistance of teeth. International symposium on posterior composite resin dental restorative materials. 443-450, 1985.
  20. V. K. Goel, S. C. Khera. Effect of cavity design on stresses in first molar. 『abstract 1577』 J. Dent. Res. 64 : 350, 1985.
  21. S. C. Khera, V. K. Goal, R. C. S. Chen, S. A. Gurusami. Parameters of MOD cavity preparations : A 3-D FEM study, Part II. Operative dentistry. 16 : 42-54, 1991.
  22. J. W. Farah, J. M. Powers, J. B. Dennison, R. G. Craig, and J. Spencer. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. J.Dent. Res., 55 : 115-20, 1976.
  23. William KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of an amalgam restored molar tooth. Dent Mater. 3 : 200-206. 1987.
  24. J. H. P. de Vree, M. C. R. B. Peter, A. J. M. Plasschaert. The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar. J.Dent Res. 63(10) : 1217-1220, 1984.
  25. M. C. R. B. Peters, H. W. Poort. Biomechanical stress analysis of the amalgam-tooth interface. J.Dent Res. 62(3) : 358-362, 1983.
  26. J. W. Farah, J. A. A. Hood, R. G. Craig. Effect of cement bases on the stresses in amalgam restorations. J.Dent Res. 54 (1) : 10-15, 1975.
  27. J. W. Farah, J. A. A. Hood, R. G. Craig. Stresses and deflections in the floor of model cavity preparations. J. Oral Rehabilitation. 1 : 207-215. 1974.
  28. D.L.Morin, Cross, M., Voller., Douglas. Biophysical stress analysis of restored teeth. : Modeling and analysis, Dent. Matrr., 4,77-84, 1988.
  29. 조병훈, 엄정문 : 치아파절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 서울대학교 치과대학 논문집, 16,419-436, 1992.
  30. 김철순, 민병순 : 복합레진 인레이 수복시 와동의 형태에 따른 치아파절에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과보존학회지, 19(1) : 231-254. 1994.
  31. 김한욱, 엄정문, 이정식 : 아말감 와동의 파절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 19(2) : 345-371.1994.
  32. R. G. Craig. Restorative dental materials. 8th ed. St.Louis, Missouri, 1989, C. V. Mosby Co.

33. Robert G. Craig. Selected properties of dental composites. *J. Dent Res* 58(5) : 1544-1550, May 1979.
34. Karl F. Leinfelder. Composite resins. *The dental clinics of North America*, 29(2) : 359-371, April, 1985.
35. Karl F. Leinfelder. Using composite resin as a posterior restorative material. *JADA*, 122 : 65-70, April, 1991.
36. Gordon J. Christensen. Don't underestimate the class II resin. *JADA*, 123 : 103-104, March, 1992.
37. 조호구. 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과교정학회지*. 14(1) : 75-92, 1984.
38. 조봉제, 손병화. 상악골 급속 확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석. *연세치대논문집*. 3(1) : 459-470, 1985.
39. 김영원, 손병화. 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과교정학회지*. 18(1) : 25-53, 1988.
40. 김정희, 정재현, 조규중. Overdenture하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적분석. *대한치과보철학회지*. 28(1) : 63-94, 1990.
41. 양홍서, 장완식. 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과의사협회지*. 24(7) : 617-632. 1986.
42. 김문기. 유한요소법에 의한 Telescope Denture 의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. *대한치과보철학회지*. 22 : 1-14, 1984.
43. 박창근. 최대교합 및 기능교합시 하악구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구.
44. 김성래, 박태원. 하악골의 부위별 충격시 발생하는 응력에 대한 유한요소법적 연구. *서울치대논문집*. 16(1) : 255-270, 1992.
45. K. W. J. Wright, A. L. Yettram. Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. *J.Dent Res*. 57(5-6) : 715-723, 1978.
46. Noriaki Takahashi, Tetsuya Kitagami, Tomio Komori. Evaluation of thermal change in pulp chamber. *J.Dent Res*. 56(12) : 1480, 1977.
47. R. B. Joynt, G. Wiecekowsky, R. Klockowski, and E. L. Davis. Effect of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior tooth. *J. Prosthet Dent*, 57(4) : 431-435, April 1987.
48. B. P. Isenberg, K. F. Leinfelder. Efficacy of beveling posterior composite resin preparations. *J. Esthetic Dent*. 2 : 70-73, 1990.
49. Charles H. Gibbs, Parker E. Mahan, Harry C. Lundeen, Kenneth Brehnan, Edward K. Walsh, William B. Holbrook. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prosthet. Dent*, 46(4) : 443-449, 1981.
50. 이종훈, 김중수. 구강생리학, 신광출판사, 1989.
51. W. Thomas Cavel, W. Patrick Kelsey, and Richard J. Blankenau. An in vivo study of cuspal fracture. *J. Prosthet. Dent*. 53(1) : 38-42, 1985.
52. F. J. T. Burke, N. H. F. Wilson, D. C. Watts. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins : The effect of alternative luting procedures. *Quintessence International* 1994 : 25 : 269-275.
53. N. A. Landy, R. J. Simonsen. Cusp fracture strength in Class II composite resin restorations. 『abstract 40』 *J. Dent. Res*. 63 : 175, 1984.
54. M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, L. J. Topp. Stiffness and deflection analysis of complex structures *J. Aero Sci* 23 : 805-23, 1956.



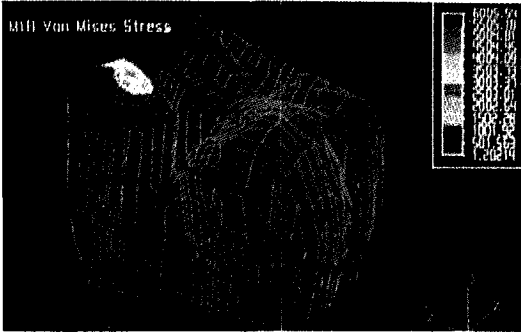


Fig. 10. Von Mises Stress of M1B Model

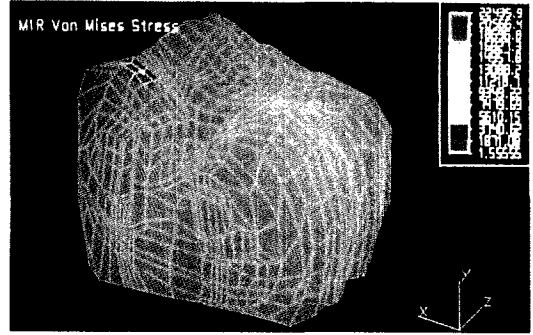


Fig. 11. Von Mises Stress of M1R Model

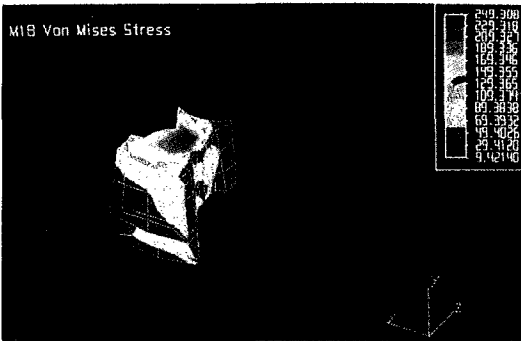


Fig. 12. Von Mises Stress of M1B (Composite Resin)

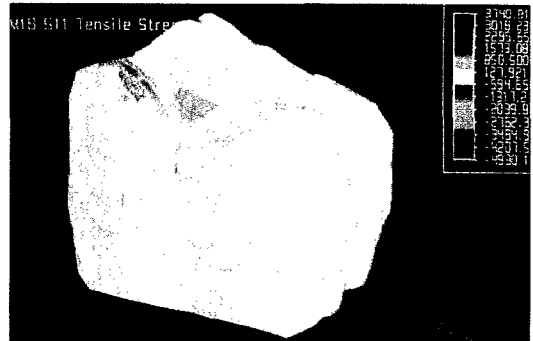


Fig. 13.  $S_{11}$  of M1B Model

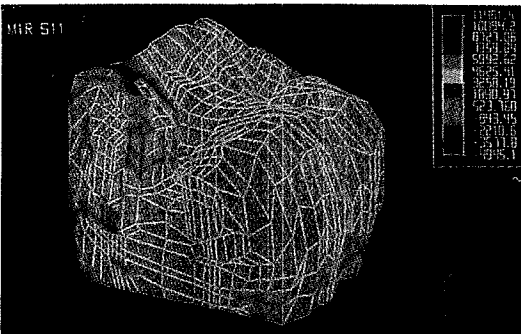


Fig. 14.  $S_{11}$  of M1R Model

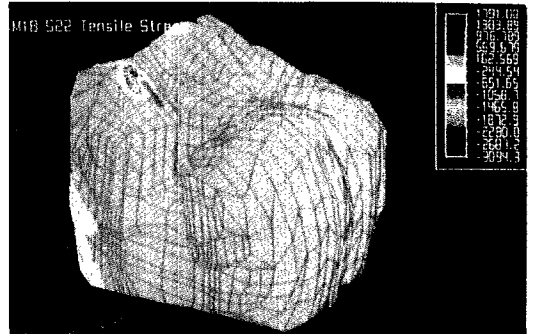


Fig. 15.  $S_{22}$  of M1B Model

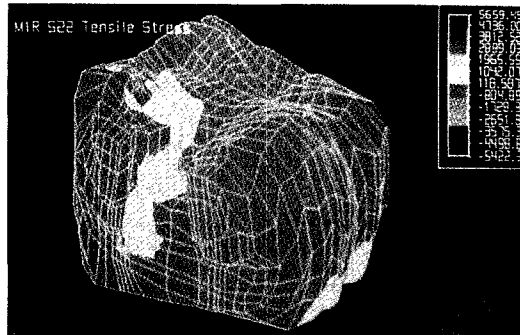


Fig. 16.  $S_{22}$  of M1R Model