

복합레진 인레이 수복시 와동형태에 따른 치아파절에 관한 유한요소법적 연구

경희대학교 치과대학 보존학교실

김철순 · 민병순

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도 및 설명

I. 서 론

치아우식증과 함께 파절로 인한 치아의 상실은 치과영역에서 빈번히 발생되는 문제이다^{1,3)}. 치아파절의 원인으로서는 교모와 부식, 마모 등으로 인한 치표면의 부분적 소실과 부정교합, 외상성 교합관계, 저작응력, 근관치료로 인한 치아의 건조, 치아우식증 등이 있으며 우식증의 치료를 위한 와동형성으로 인한 치질약화 등은 치아파절을 일으킬 수 있다^{2,9)}.

불필요한 와동의 확대와 같은 부적절한 치료는 앞으로 일어날 수 있는 외상과 이에 따른 파절의 가능성을 증대 시키며 파절의 가능성은 저작시 치아에 가해지는 응력과 직접적인 관련이 있고 치아에 가해지는 응력과 이에 따른 파절과의 상관관계에 대한 이해는 임상가에게 파절에 관여하는 요인들의 감소 또는 제거에 도

움을 주어 잔존 치질의 유지를 가능케 할 수 있다⁶⁾.

구치에 있어 교두와 열구의 해부학적 형태는 응력 하에서 교두의 변위를 일으킬 수 있는 소지가 있으며¹⁰⁾ 특히 2급 와동이 형성된 구치의 교두는 효과적인 높이가 증가하여 응력이 가해지면 협측치수선각 또는 실측치수선각 부위에서 변위가 일어나 이로 인하여 치아와 수복물의 연결부에 변연누출이나 재발성 우식증을 초래하고 변위의 정도가 심한 경우에는 치아의 파절도 야기하게 된다^{11,12)}.

와동이 형성된 치아의 파절저항력 감소는 여러 문헌^{11,13-15)}에서 보고 되었는데 치아의 약화는 형성된 와동의 확대 범위와 직접적인 관련이 있다. Vale¹⁵⁾은 교합면 isthmus 폭경이 협설교두정거리의 1/4 에서 1/3 사이의 범위를 넘게되면 치아의 파절저항력이 현저히 감소된다고 하였고, Christensen¹⁶⁾은 isthmus 폭경이 협설교두정거리의 1/3을 초과할 경우에는 교두파절 방지를 위해 onlay가 필요하다고 주장 하였다. Mondelli 등¹¹⁾은 1급 와동의 경우에는 isthmus 폭경이 좁을수록 파절저항력이 증가하나 2급 와동에서는 isthmus 폭경이 협설교두정 간 거리의 1/4 보다 클 경우에는 파절저항력의 통계학적 차이는 없다고 하였으며, isthmus 폭경이 협설교두정간거리의 1/2 보다 클 경우에는 주조 수복물로 교두보강(cuspal protection)을 하는 것이 효과적이라 하였다. Larson 등¹³⁾은 proximal box 형성을 위한

와동의 확대는 소량의 상아질만이 제거되기 때문에 파절저항력을 크게 저하시키지는 않는다고 주장하였다.

한편, Blaser 등¹⁴⁾과 Re 등¹⁷⁾은 MOD와동에서 와동저의 깊이가 얇은 경우에는 isthmus 폭경이 넓고 좁음에 따른 파절 저항력의 현저한 변화는 없다고 하였으며 isthmus 폭경 보다는 와동의 깊이가 잔존 치질의 파절 가능성에 더 큰 영향을 미친다고 하였다. Khera 등¹⁸⁾은 MOD와동이 형성된 상악 소구치를 대상으로 한 실험에서 치아 파절저항력에 가장 큰 영향을 미치는 인자는 와동의 깊이이고 그 다음이 interaxial dentin의 폭경이며 isthmus 폭경에 따른 영향은 가장 작았다고 하였다.

근래에는 복합레진 인레이, 온레이에 대한 관심이 높아지고 있는데 이는 중합된 복합레진에 열을 가하여 2차적인 중합을 유도함으로써 재료의 물리적 기계적 성질을 개선 시킨 것으로¹⁹⁻²³⁾ Morin 등²⁴⁾은 strain gauge를 이용한 교두 굴곡(cuspal flexure) 측정에서 접합성 수복물이 치아의 강성(stiffness)을 정상치아의 수준까지 회복 시킬 수 있다는 가능성을 보여 주었다.

치아 파절 저항에 대한 많은 연구^{11,25-31)}에서는 다양한 재료와 방법을 사용하였으나 발거한 자연치를 사용하는 실험에서는 기본적인 몇 가지 문제점이 있는데, 시편으로 사용되는 치아의 크기와 나이, 인종간의 차이, 조직의 생화학적 구성 등은 배제할 수 없는 변수로 작용하며 동일 치아에서 와동형성 전과 후의 파절 저항력 비교나 동일 치아에서 다양한 와동 형태의 변화에 따른 비교는 불가능하다⁶⁾.

유한요소법은 이러한 문제점을 해결 할 수 있는 공학적 수치해석법으로서 치아 표면 뿐만 아니라 내부의 응력 상황을 3차원 입체 model로 표현 할 수 있으며 와동의 형태와 하중 등의 변수 조절이 용이하고 재질간의 접착력을 고려하여 분석 할 수 있는 장점이 있다³²⁾.

이에 저자는 선학들의 연구를 토대로 복합레진 인레이로 치관 내 수복을 할 경우, 와동 형태에 따른 치아 파절저항의 변화를 3차원 유한요소법으로 비교, 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

본 실험에서는 우식증이나 균열이 없는 상악 제1소구치와 가열 중합형 인레이용 복합레진인 Clearfil CR Inlay (shade : US, Batch No. : 0002A, Kuraray Co., Japan)을 사용 하였다.

2. 실험 방법

1) 시편 제작

발거된 치아는 부착된 치석 및 연조직을 제거한 후 수세하고 No.1171 round end tapered fissure carbide bur를 사용하여 고속 주수하에 근원심교합면 MOD 와동을 형성하였다.

와동의 형태^{11,33,34)}는 교합면 isthmus 폭경이 협설교두정간 거리의 1/3, 인접면 proximal box의 협설경은 치아 협설경의 1/3, 치수저(pulpal floor) 깊이와 치은저(gingival floor) 깊이의 비율은 협측 교두정과의 거리를 기준으로 0.7 : 1 이 되게하였고(Fig. 1) 근원심 측벽간의 거리(interaxial distance)는 치아 근원심 폭경의 1/2이

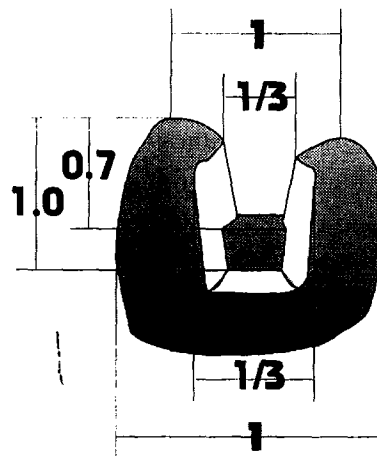


Fig. 1. Cavity dimension in natural tooth ; occlusal isthmus width, proximal box width and cavity depth

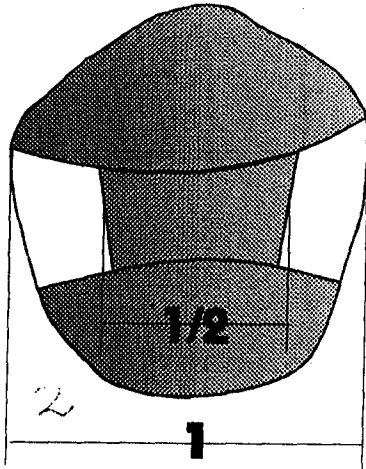


Fig. 2. Cavity dimension in natural tooth; interaxial distance

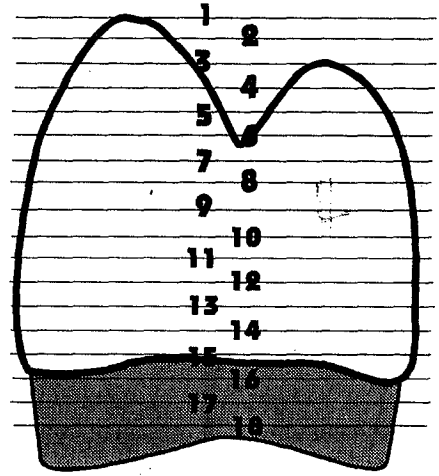


Fig. 4. Vertical position of each section Levels

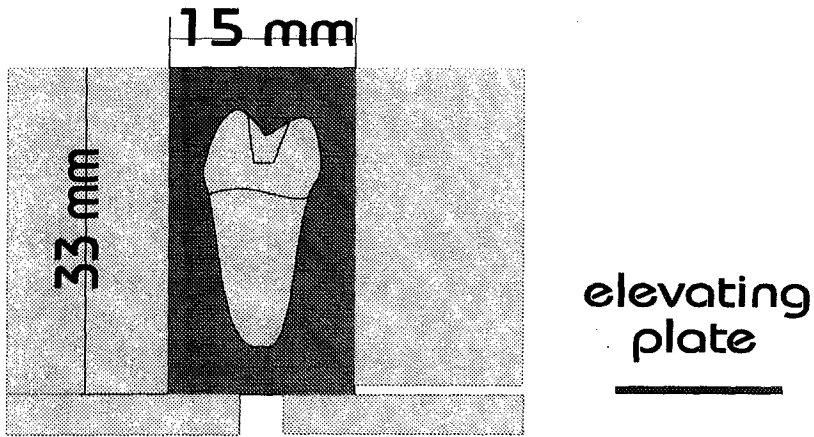


Fig. 3. Illustration of mounting mold

되도록 하였으며(Fig. 2) 각 벽간의 경사도는 15°이고 와동 내의 모든 선각은 둥글게 처리하였다.

제조자의 방법에 따라 Clearfil CR Inlay 레진을 간접법으로 수복한 후 스테인레스강으로 제작된 금속 주형내에 자가중합레진으로 포매하였다(Fig. 3).

2) 3차원 입체 model의 구현

실제 치아와 동일한 3차원 입체 형상을 컴퓨터

터에 구현하기 위해서는 치아를 여러개의 2차원 평면 상태로 분할하여 평면상의 치아 단면 각 부위에 좌표를 설정, 수치화하여 이를 재구성하여야 한다.

따라서 실제 치아 형상과 가깝게 입체 형상을 구현 하려면 치아를 보다 많은 2차원 평면으로 분할해야하며, 그러기 위해 본 실험에서는 치아 장축 방향에 수직으로 교합면에서 치근단을 향하여 0.5mm 간격으로 연속연마단층사진촬영법(serial grinding-photographing technique)^{6,18)}을

적용하여 실제 현미경으로 각 단층을 촬영하였다. 정확한 단층 두께의 유지를 위하여 내경의 길이 15mm, 폭 15mm, 두께 33mm의 금속 주형의 하단부에 거상판(elevating plate) 삼입구를 형성하고 이 삼입구에 0.5mm 두께의 철판을 삼입하여 시편이 금속 주형의 상단부로 정확하게 0.5mm씩 거상되게 한 후 연마하였다(Fig. 3).

실제 현미경을 사용한 단면 촬영시 협측에서 설측 방향을 X축, 근심에서 원심 방향을 Y축, 치경부에서 교합면 방향을 Z축으로 설정하고, 각 단면의 촬영시 기본 축의 위치를 고정시키기 위하여 고정용 frame을 제작, 실제 현미경 base에 부착하여 금속 주형이 항상 동일한 지점에 위치할 수 있도록 하였다.

촬영된 각 단면의 사진에 격자형 tracing 용지를 이용하여 X, Y 좌표를 부여하였고 이 과정을 협측교두정을 Level 1로하고 치경부를 향하여 Level 18 까지 반복하여 치아 전체의 좌표값을 완성하였다(Fig. 4). 이 좌표값을 바탕으로 AutoCAD release 10(AutoDesk Co.) 프로그램 상에서 3차원 입체 model을 구성하였다.

본 실험에서는 와동 형성시 적용 가능한 변수인 교합면 isthmus 폭경과 와동 깊이에 따른 응력 변화와 치아 파절저항력 변화를 관찰하기 위하여 전술한 기본 model을 바탕으로 Table 1의 총 6개의 model을 개발하였다(Fig. 5).

Table 1. Cavity Dimensions of models.

MODEL 1	GD : PD=1 : 0.7 CW : IW=1 : 1/2
MODEL 2	GD : PD=1 : 0.7 CW : IW=1 : 1/3
MODEL 3	GD : PD=1 : 0.7 CW : IW=1 : 1/4
MODEL 4	CW : IW=1 : 1/4 GD : PD=1 : 0.85
MODEL 5	CW : IW=1 : 1/4 GD : PD=1 : 1
MODEL 6	GD : PD=1 : 1 CW : IW=1 : 1/2

GD=Gingival floor Depth PD=Pulpal floor Depth
CW=interCuspal Width IW=Isthmus Width

MODEL 1, 2, 3은 와동의 깊이는 고정된 상태에서 isthmus 폭경을 변수로 하였고, MODEL 3, 4, 5는 isthmus 폭경을 고정한 상태에서 와동 깊이를 변화시킨 model이며, MODEL 6은 가장 넓고, 깊은 와동 형태를 구성한 것이다.

3) 구조 응력 해석

재질에 따라 법랑질, 상아질 및 인레이용 복합 레진에 대한 물성치를 Table 2와 같이 부여하였다^{35,36)}.

Table 2. Elastic modulus and Poissons's ratio of Enamel, Dentin and Clearfil CR Inlay.

	Elastic modulus (GPa)	Poissons's ratio
Enamel	84.1 *	0.33*
Dentin	18.3 *	0.31*
CR Inlay resin	21.08**	0.25**

* : Craig, R.G. ; Restorative Dental Materials, 1989³⁵⁾

** : Technical Data, Kuraray Co., Japan.³⁶⁾

김³⁷⁾은 한국인의 자연치열 소구치의 최대교합력은 48.3Kg이라 하였으며, Gibbs 등^{38,39)}은 저작력은 최대 교합력의 36.2%라고 하였다. 이에 따라 하중의 크기를 474 N 과 172 N 으로 정하고, 474 N 을 가한 6개 model을 H-group, 172 N 을 가한 6개 model을 L-group이라 하였다. 하중은 중심교합위와 일치하는 협측교두의 설측사면과 설측교두의 협측사면의 Node에 치면과 직각이 되게 동시에 가하였다.

변위와 응력에 관한 해석은 정확도를 인정받고있는 Swanson Analysis사의 ANSYS 4.4A 프로그램을 이용하여 work-station 상에서 수행하였다.

III. 실험 성적

1. 변위(Displacement)

1) MODEL 1 : 하중을 가한 부위에서는 X, Y, Z축 모두 늘림의 변위를 보였다. X축 방향의 변위에서는 협측교두정의 변위량이 가장 크게 나타났으며 설측교두에서도 이와 유사한 정도의

변위를 보였으나 협측교두는 설측으로 변위된 반면, 설측교두는 교두정 전반에 가해진 압축응력에 의해 치경부쪽으로 변위되어 나타난다(Fig. 9). 변위의 정도는 치경부를 향할 수록 감소되나 설측의 경우 치수저 Level의 법랑질에서 약간의 증가를 보이며, 협측의 경우에는 middle 3rd.와 cervical 3rd.의 법랑질과 상아질 전반에 걸쳐 증가되어 나타난다(Fig. 10).

Z축 방향의 변위는 하중점의 법랑질에서 가장 크게 나타나 수복물 중심부와 협설측 교두정으로 이어지며, 설측은 치경부까지 변위가 나타나지만 협측은 치은저 부근의 상아질에서 변위가 멈추었다(Fig. 11).

H-group과 L-group의 변위양태는 거의 동일하나 L-group의 변위량이 H-group의 약 36% 정도로 나타났다.

2) MODEL 2 : 전반적으로 MODEL 1과 유사한 변위양태를 보이나 X축 방향의 변위에서는 설측 치경부의 변위 증가 범위가 약간 더 확대되어 나타나며 Z축 방향의 변위도 MODEL 1과 거의 동일하다. H-group과 L-group의 변위양태도 유사하며 L-group의 변위량도 H-group의 약 36% 정도였다(Fig. 12-14).

3) MODEL 3 : H-group과 L-group 모두 각 축 방향으로 MODEL 1, 2에 비하여 특징적인 변위 분포의 변화는 없으나 X축의 경우 설측 치경부의 변위 증가 범위가 MODEL 2에 비하여 확대되어 나타나며 MODEL 1에 비해서는 약 2배의 확대를 보인다(Fig. 15-17).

4) MODEL 4 : 상기의 MODEL과 유사한 양태를 보이며 여전히 설측교두는 치경부로 협측교두는 설측으로 변위되어 나타난다(Fig. 18-20).

5) MODEL 5 : 전반적으로 상기의 MODEL과 뚜렷한 차이는 없으며 MODEL 2, 3, 4와 같이 치은저 부위의 Z축 변위 경계가 MODEL 1에 비하여 불규칙한 양상을 나타냈다(Fig. 21-23).

6) MODEL 6 : MODEL 1과 유사한 양상을 보였으며 X축 방향의 변위에서 설측 치경부의 재증가 부위의 범위도 MODEL 1의 수준만큼 축소되었고 Z축 방향의 변위에서 치은저 부위의 변위 경계도 MODEL 1과 유사하게 부드러운 곡선을 이루었다(Fig. 24-26).

이상의 결과를 종합하면 MODEL간의 뚜렷한 변위양태의 차이는 없으며 설측교두는 놀림의 변위가 이루어진 반면, 협측교두는 하중점을 중심으로하여 설측으로의 굽힘(Bending)을 보였으며 각 MODEL간 변위량의 차이는 거의 없다 하여도 무방할 정도의 극히 미세한 차이를 보였고, 공통적으로 L-group은 H-group의 약 36%에 해당하는 변위량을 나타냈다.

2. 응력의 분포(Distribution of Principal Stress)

본 연구에서는 파절의 조건을 파악하기 위하여 주응력(principal stress)을 관찰 하였다.

1) MODEL 1 : H-group의 경우 2개의 하중점을 중심으로 압축응력이 집중되어 있으며 복합레진 인레이와 그 주변의 상아질을 따라 분포하고 협측 치수선각에서 치경부를 향하여 약 45°의 경사를 이루며 진행된다. 상아질 전반에 걸쳐서는 압축응력이 나타나지만 법랑질과 협측 치경부의 상아질에는 미약한 정도의 인장응력이 관찰된다(Fig. 27).

복합레진 인레이의 중심부에는 11 MPa 정도의 압축응력이 보이나 그 하방의 치수저 부위의 레진과 상아질 경계부와 법랑질에는 13 MPa 정도의 인장응력이 나타나고, 다시 협측 치수상 주위에 비슷한 크기의 인장응력이 보이고 협측 치경부의 법랑질과 상아질 경계부에 50 MPa의 높은 인장응력의 집중이 나타난다(Fig. 28).

L-group의 경우에도 하중점과 레진 수복물, 치경부를 따라 연결되는 압축응력이 나타나며 법랑질과 협측 치경부 상아질의 인장응력이 보인다(Fig. 29). 하중점을 제외한 부분에는 전반적인 인장응력이 나타나며 H-group과 동일하게 협설측 치수선각 부위와 협측 치경부에 인장응력의 집중이 보이고 응력의 값은 H-group의 36% 정도이다(Fig. 30).

2) MODEL 2 : H-group의 경우 2개의 하중점에서 압축응력이 집중되는 양상은 MODEL 1과 유사하나 응력의 수치는 약간 더 증가되었고 레진 수복물 중심부 보다는 레진 수복물과 상아질의 경계부쪽으로 응력의 분포가 이동되었다. 협측의

인장응력은 법랑질의 경계를 넘어 상아질쪽으로 확대되어 분포한다(Fig. 31).

협설 치수선각부의 상아질과 법랑질, 치은저의 협측 상아질에서의 인장응력 분포 범위는 확대되었으나 응력치는 약간 감소되었다(Fig. 32). L-group의 응력분포도 H-group과 동일하며 응력의 크기는 H-group의 36%이다(Fig. 33,34).

3) MODEL 3 : H-group과 L-group 모두 협측 법랑질의 인장응력이 상아질쪽으로 확대되어 분포하며 레진 수복물 중심부와 그 하방의 치수저, 치은저까지의 상아질에 가해지는 압축응력의 감소가 나타났다.

전반적인 응력의 분포는 MODEL 2와 유사하나 MODEL 1에 비해서는 넓은 부분에 인장응력이 나타나는 특징이 보인다(Fig. 35-38).

4) MODEL 4 : 이 MODEL은 MODEL 3과 isthmus 폭경은 동일하나 와동의 깊이를 증가시킨 MODEL로서 압축응력의 분포는 MODEL 3과 거의 유사하여 특징적인 차이는 보이지 않았으나, 인장응력에서는 치수저 부위의 레진 수복물과 상아질에 새로운 증가가 나타났는데 이 부위의 인장응력이 H-group의 경우 MODEL 3에서는 4 MPa 이었으나 MODEL 4에서는 8 MPa 이었고 L-group의 경우 MODEL 3에서는 1 MPa, MODEL 4에서는 2.5 MPa 로 나타나 와동이 깊어짐에 따른 와동저에서의 응력 증가를 보여준다(Fig. 39-42).

5) MODEL 5 : MODEL 4와 유사한 압축응력 분포를 보여 MODEL 3, 4, 5간의 압축응력 분포 양태는 거의 동일하게 나타났다. 본 MODEL은 MODEL 3, 4에 비하여 가장 깊은 와동의 형태를 표현한 것으로 와동저 주위의 레진 수복물과 상아질에 나타나는 인장응력의 증가 범위가 협설측과 교합면쪽으로 더욱 확대되어 나타났으며 응력값은 약 8 MPa 로 MODEL 4와 동일하였다(Fig. 43-46).

6) MODEL 6 : 가장 깊고 넓은 형태의 와동을 표현한 MODEL 6에서는 MODEL 1과 유사한 응력 분포를 보이며 와동이 넓어질 수록 특징적으로 나타나는 레진 수복물 중심부와 그 하방의 압축 응력 증가가 나타나고 전체적으로 와동 깊이에 따른 특징 보다는 교합면 isthmus 폭경에 따른 특징을 보여준다(Fig. 47-50).

3. 응력의 방향(Vectors of Principal Stress)

본 연구에서는 주응력의 vector를 구하여 파절의 방향을 관찰하였다. 주응력3(SIG3)의 방향은 치아 장축과 평행하게 치아형태를 따라 교두정에서 치경부쪽을 향하며 주로 압축방향으로 나타난다(Fig. 51). 주응력2(SIG2)는 상아질과 레진 수복물에서는 협설방향의 압축을 보이나 법랑질로 갈 수록 협설측 치경부를 향한 인장을 나타낸다(Fig. 52). 주응력1(SIG1)은 치아 중심부에서 외측을 향한 인장을 보이며 교두정 보다는 외동저로 갈 수록 인장의 크기도 증가되어 나타나 파절에 가장 큰 영향을 미칠 응력으로 예상된다(Fig. 53).

IV. 총괄 및 고안

치아 수복재료의 발달과 심미적 요구에대한 변화로 인하여 복합레진의 사용은 점차 증가하고 있으며 그 적용범위도 구치부로 확대되고 있는 추세이다. 특히 중합된 복합레진에 열처리를 한 복합레진 인레이는 복합레진의 가장 큰 문제점인 중합수축을 최소화 하였고 재료의 물리적 성질을 강화시켜 마모 저항성과 강도 증가라는 장점을 갖게 되었다¹⁹⁻²³.

레진 인레이에 적합한 와동은 금 인레이의 경우와는 다른 형태를 갖는데, Jackson과 Ferguson³⁴의 연구에서는 와동벽의 convergent angle이 10-15°를 이루도록 하였으나 Lopes 등³⁵은 이보다 큰 10-20°의 convergent angle과 proximal box의 폭은 치아 협설경의 1/2이 되도록 적용하였고 Burke 등⁴⁰은 교합면 isthmus width가 치아 협설경의 1/2, 와동의 깊이는 1.5-2.0mm 정도가 되어야 한다고 주장하였다.

위의 연구들에서 교합면 isthmus width와 와동의 깊이, proximal box의 폭경 등은 각기 다른 기준을 적용하였으나 와동내의 선각을 등글게 처리한 것과 와동벽간의 경사도가 금 인레이의 경우보다 더욱 증가하였으며 cavo-surface bevel을 부여하지 않았다는 공통점을 발견할 수 있다. 그러나 복합레진 인레이 수복시 와동 형태에 관한 명확한 기준이 설정되어 있지 않기에 본 연구에

서는 복합레진 인레이가 수복된 치아에 교합할 때와 저작시를 가정한 하중을 가하여 치아 표면을 포함한 내부와 수복물의 응력 분포상황을 관찰하여 치질 보존과 수복물 유지에 적합한 와동의 형태를 구명하려 하였다.

치아파절에 관한 많은 연구^{11,25-31)}에서는 자연치에 수복을 한 후 다양한 크기의 metal ball이나 bar를 이용하여 치아에 직접 하중을 가하여 파절이 일어난 부위와 파단면의 형태, 파절의 방향등을 관찰하였으나 이는 실제 치아를 적용한 실험이라는 긍정적인 측면도 있는 반면 시편으로 사용된 치아의 크기와 나이, 조직의 생화학적 구성과 형태학적인 차이등이 배제할 수 없는 변수로 작용하는 단점도 있다. 이의 대안으로 광탄성 분석법이나 2차원 유한요소법이 개발되어 사용되고 있으나 3차원의 복잡한 입체구조를 갖는 치아를 2차원의 평면으로 표현한다는 것은 해당 평면을 벗어난 주변 구조물의 역할이 배제되므로 그 결과가 왜곡되어 나타날 수 있는 위험성도 내포하고 있다.

이상의 문제점들을 개선하여 고안된 3차원 유한요소분석법은 구조물의 응력 상태를 보다 객관적이고 시각적인 자료로 나타낼 수 있으며 다양한 치아의 조건을 그대로 유지한 채 술자 임의로 선택한 조건만을 변화시킬 수 있는 장점이 있어 응력의 분야 뿐만아닌 열 전도와 유체역학(hydrodynamics), 생체역학 등에 대한 적용과 효용성이 확대되고 있다.³²⁾

본 실험에서는 교합면 isthmus 폭경은 협설 교두정간 거리의 1/3, proximal box의 협설경은 치아 협설경의 1/3, 치수저 깊이와 치은저 깊이의 비율은 0.7 : 1, convergent angle은 15°로 부여하고 모든 선각을 등글게 처리한 와동을 자연치아상에 형성하여 기본 model로 삼았다(Fig. 1, 2). 기본 model을 내부의 응력 분포와 파절의 양태를 3차원으로 파악하기 용이한 유한요소법(Finite Element Method)에 적용하기 위해 연속연마단층촬영 영법(serial grinding-photographing technique)^{6,18)}을 이용하여 3차원 computer-graphic model을 완성하였고, 이 때 단층의 방향은 치아의 곡면을 가장 효과적으로 표현할 수 있고 유한요소법의 특성상 발생할 수 있는 오류를 최소화하기에 적

합하며 교두에서 치경부까지의 각 단면을 협측과 설측, 근심부와 원심부의 응력을 동시에 표현, 관찰할 수 있도록 치아 장축을 따라 교합면과 평행하게 설정하였으며(Fig. 4), 이 graphic model을 바탕으로 교합면 isthmus 폭경과 와동의 깊이를 변화시킨 총 6개의 8 node isoparametric solid element FEM model을 개발하였다(Fig. 5).

치아의 파절은 딱딱한 물체의 저작이나 조절 부재상태에서의 대합치 접촉으로인하여 발생한다는 Burke⁴¹⁾의 연구에 따라 하중의 방식은 집중 하중(concentrated load)으로 하였다. 저작력에 관한 연구는 학자에 따라 다양한 측정치를 보이는데 김³⁷⁾은 한국 성인의 교합력에 관한 연구에서 18세에서 25세 사이의 건강한 성인의 소구치부 교합력을 48.3 Kg이라 하였다. 이에 따라 저자는 최대교합시의 교합력을 가산하여 474 N의 하중을 정하고, 저작력은 최대교합력의 36.2%를 나타낸다는 Gibbs 등^{38,39)}의 연구에 따라 저작력을 가산한 172 N의 하중을 정하여 협측교두의 설측사면과 설측교두의 협측사면의 연이은 2개의 Element의 6개 Node에 치면과 직각이되게 동시에 하중을 가하였다. 이는 유한요소법의 특성상 1개의 Node에 하중을 가했을 경우 발생할 수도 있는 응력의 왜곡을 방지하기 위함이다.

응력 해석에는 ANSYS 4.4A 프로그램을 이용하였으며 해석에 필요한 범랑질과 상아질의 Elastic modulus와 Poissons's ratio는 Craig³⁵⁾의 수치를 인용하였고 Clearfil CR Inlay의 탄성계수와 Poissons's ratio, 접착력은 Kuraray 사의 technical data³⁶⁾를 인용하였다. 치아 내부의 응력 분포를 관찰하기 위해 3가지의 Normal stress와 치아 파절의 조건과 방향을 관찰하기 위해 3가지의 principal stress와 principal stress vector에 관한 자료를 출력하였다.

한 점에서의 응력이 작용하는 면에 수직일때 그 면에 작용하는 전단응력성분은 없으며 이때의 응력을 주응력(principal stress)이라 하는데 물체 내부의 응력 분포 상황을 파악하기에는 normal stress의 변화를 관찰하는 것이 용이하나 이는 복합응력의 형태로 표시되기 때문에 어느 응력 성분에 의해 파절이 일어나는 가를 알 수 없으며 이 때는 주응력을 구하여 이를 재료의 파괴응력과

비교하여 파절의 양태를 예측해야 한다⁴²⁾. 주응력이 재료의 파괴응력 보다 크게 나타나는 부위에서 재료의 파절이 일어나게되며, 범랑질의 인장강도(ultimate tensile strength)³⁵⁾는 10.3 MPa이고 상아질의 인장강도³⁵⁾는 51.7 MPa 이므로 주응력이 이 이상일 경우에는 파절의 가능성이 높다고 할 수 있다. 또한 Clearfil CR Inlay의 범랑질에 대한 접착력³⁶⁾이 18.6 MPa이고 상아질에 대한 접착력³⁶⁾은 7.8 MPa이므로 이 값을 초과한 주응력이 나타난 레진 수복물과 범랑질, 상아질 경계부에서는 레진 수복물과의 접착 파괴를 예상할 수 있다.

본 실험에 대한 결과를 볼 때, 변위(displacement)에서는 각 MODEL간의 별다른 차이점이 나타나지는 않았다. 치아 전반에 걸친 변위의 양태도 거의 동일하였고 변위량에서도 무시하여도 무방할 정도의 극히 미세한 차이만을 보였다. H-group과 L-group 간에서도 L-group이 H-group에 비하여 변위량이 작게 나타났을 뿐 전반적인 변위양태의 차이점은 발견할 수 없었다(Fig. 9-26).

응력(stress)의 경우에는 각 MODEL간의 교합면 isthmus 폭경이나 와동 깊이에 따른 특징적인 분포양태를 보여주었다. MODEL 1, 2, 3은 와동 깊이의 비율을 1 : 0.7로 동일하게 유지하고 교합면 isthmus 폭경을 1/2과 1/3, 1/4로 형성한 MODEL로서, 교합면 isthmus 폭경이 감소할 수록 레진 수복물의 중심부와 그 하방의 상아질에 나타나는 압축응력이 감소하였고, 협측 치수선각과 설측 치수선각 부위의 상아질에 나타나는 인장응력도 감소되었다(Fig. 27-38). MODEL 3, 4, 5는 교합면 isthmus 폭경을 1/4로 동일하게 설정하고 와동 깊이의 비율을 1 : 0.7과 1 : 0.85, 1 : 1로 와동이 점점 더 깊어지는 형태를 구성한 것으로 와동의 깊이가 증가할 수록 와동저에서의 인장응력 분포의 범위가 넓어지고 응력의 값도 증가되어 나타났으며(Fig. 35-46), 가장 넓고 깊은 와동의 형태를 갖는 MODEL 6은 전반적인 응력의 분포와 수치가 MODEL 1과 유사하게 나타났다(Fig. 47-50).

각 MODEL을 Level별로 살펴보면 레진 수복물의 접착파괴가 시작될것이라 예상되는 Level 7의 경우 H-group과 L-group의 전 MODEL에서 레진 수복물과 설측교두 협측능선이 만나는 부

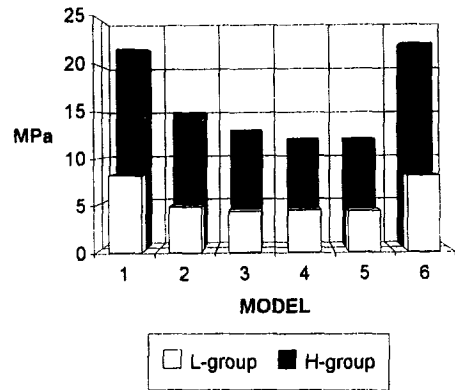


Fig. 6. Maximal tensile stress of 6 MODELS on Level 7, H & L-group

위와 협측교두 설측능선이 만나는 부위에 인장응력의 집중이 나타났으며 응력값은 Fig. 6과 같다. 레진 수복물과 상아질간의 접착력이 7.8 MPa인 점을 고려할 때 H-group의 경우 설측의 레진 수복물과 상아질의 경계부에서는 모든 MODEL의 접착파괴가 예상되고 협측의 경계부에서는 MODEL 1, 2, 3, 6에서 접착의 파괴가 일어날 것이다(Fig. 54-59). L-group의 경우에는 응력의 크기가 상당히 낮아져 MODEL 1과 MODEL 6의 설측 경계부에서만 접착의 파괴가 예상된다(Fig. 60-65). 일단 레진 수복물과 상아질의 분리가 시작되면 그 하방의 경계부에서도 연속적인 응력 집중이 발생하여 와동저에 이르기까지 접착의 파괴를 일으킬 것이다. 따라서 최대 교합시에는 교합면 isthmus 폭경의 크기나 와동의 깊이에 상관없이 접착의 파괴가 일어나지만, 저작시에는 교합면 isthmus 폭경이 1/2 이상일 경우에만 접착 파괴가 일어나므로 복합레진 인레이 와동에서는 교합면 isthmus 폭경을 협설 교두정간 거리의 1/3 이하로 형성하는 것이 바람직 하겠다.

Level 9는 MODEL 1, 2, 3의 치수저에 해당되고 Level 10은 MODEL 4의 치수저에 해당되며 Level 12는 MODEL 5, 6의 치수저에 해당된다. 치수저에서의 응력분포는 Level 7에 비하여 응력의 집중이 협측의 근심과 원심의 proximal box 쪽으로 이동되어 나타나며 최대 응력치는 Fig. 7과 같다. MODEL 1, 2, 3의 경우 응력의 집중이 협측과 설측으로 이동되어 나타나고 Level 7에서와 같은 각

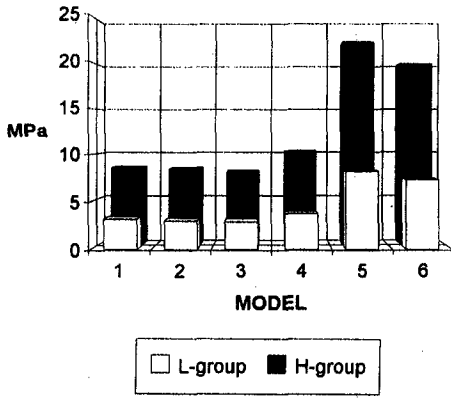


Fig. 7. Maximal tensile stress of 6 MODELS on pulpal floor, H & L-group

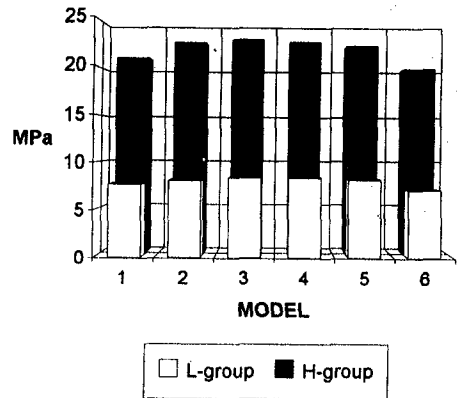


Fig. 8. Maximal tensile stress of 6 MODELS on gingival floor, H & L-group

MODEL간의 현저한 차이는 없으며 응력의 값도 거의 차이가 없다할 만큼 비슷하게 나타나므로 (Fig. 66-71) 교합면 isthmus 폭경에 따른 치수저 부위의 응력변화는 없다고 할 수 있다. 그러나 와동의 깊이가 각기 다른 MODEL 3, 4, 5에서는 특징적인 차이를 보였는데, 와동이 깊어질 수록 와동저와 치수강 사이의 간격이 좁아져 협측 치수선각과 협측 치수강 사이의 상아질에 새로운 응력의 집중이 나타났으며 최대응력의 크기도 현저히 증가되어 MODEL 5는 MODEL 3의 약 3 배에 가까운 응력값을 보였다(Fig. 68, 71-75). MODEL 6의 경우 MODEL 5와 비교하여 응력이 집중되는 부위는 동일하나 응력값은 오히려 감소하였는데 isthmus 폭경의 확대에 따른 레진 수복물의 체적 증가의 결과라 사료된다(Fig. 76, 77). 치수저에서의 주응력의 방향을 살펴보면 근심소와와 원심소와를 연결하는 축을 중심으로 각각 협측과 설측을 향하고 있고 proximal box와 범랑질로 갈수록 치아의 표면을 향하고 있다. 특히 근심과 원심의 치수선각부의 응력 vector는 치수저 중심의 vector보다 그 크기가 더욱 크게 나타나며 설측 보다는 협측의 vector가 더 크게 나타나고 (Fig. 78-83) 응력의 방향도 치아 표면과 평행하게 배열되어 있다. 이는 치아의 파절이 일어날 경우, 협측의 근원심 치수선각부에서부터 균열이 시작되어 외하방으로 진행된다는 것을 뜻하는 것이다.

치은저에 해당하는 Level 12의 응력분포는 근심과 원심의 proximal box 부위에서 응력의 집중

을 보이고 협설 치수선각 외측에 해당되는 부위에 새로운 응력의 집중이 나타나는데 협측의 경우가 더욱 심한 집중을 보인다(Fig. 84-87, 73, 76, 88-91, 75, 77). 치은저의 최대 응력치는 Fig. 8과 같다. 응력의 크기는 middle 3rd.와 치수저에 비하여 더욱 증가되었으며 각 MODEL 간의 뚜렷한 차이는 보이지 않았다. 응력의 방향을 보면 치수저에 비하여 proximal box와 범랑질쪽의 vector 크기가 훨씬 작아지고 치아 외측을 향하고 있는 반면 근원심의 협측 치은선각부쪽 vector가 치아 표면과 평행하게 배열되어 있다(Fig. 92-95, 82, 83). 이것은 치수저의 근심 치수선각부에서 시작된 균열이 치은저에 이르러서는 협측의 근원심 치경부쪽으로 진행되어 협측 교두의 파절을 일으킬 수 있음을 뜻하는 것이다. 이와같은 결과는 상악 소구치의 경우 설측 기능교두보다 협측 비기능교두의 파절이 더욱 빈번하다는 Cavel 등⁵⁾의 연구와 일치하며, 파절의 양상에 있어 주 등⁴⁹⁾의 연구와도 일치하는 결과이다. 그러나 본 실험에서는 Fig. 6, 7, 8에 나타난 바와 같이 응력의 크기가 상아질의 인장강도인 51.7 MPa 에 훨씬 못미치는 수준이므로 H-group과 L-group의 전 MODEL에서 치아의 파절은 일어나지 않았다.

이상의 결과를 종합하여 보면, 교합면 isthmus width가 넓어질 수록 middle 3rd. 부위의 응력 집중이 심화되었으며 넓은 범위에서 응력의 분포를 보여 접착파괴의 가능성이 높아지게 된다. 따라서 복합레진 인레이의 와동에서 교합면 isthmus wi-

dth는 협설측교두정 거리의 1/3 이하가 되도록 하는것이 복합레진의 접착 유지와 치아파절 방지 측면에서 바람직하다. 또한 동일한 교합면 isthmus 폭경을 갖는 와동에서 와동 깊이에 따른 응력의 변화는 와동이 깊어질수록 즉, 치수저와 치수강 사이의 간격이 좁아질수록 협측 치수선각 부위의 응력 집중이 현저히 증가되며, 교합면 isthmus 폭경에 따른 변화에 비하여 치아 파절에 결정적인 역할을 할것이다. 치아 파절이 일어날 경우, 균열은 레진 수복물과 협설측 교두 능선의 경계부에서 시작되어 협측의 근원심 치수선각부를 지나 치경부로 진행되어 협측교두의 파절이 일어나게 된다.

본 실험에서는 복합레진 인레이를 와동에 접착할때 사용한 시멘트에 대하여 FEM model 상에 새로운 두께를 부여하려 하였으나 시멘트층의 두께가 너무 얇아 표현 가능 범위를 벗어나 해석에는 직접 적용하지 못하였다. 앞으로 유한요소법을 이용한 치아에 대한 해석에서는 치근막과 치조골의 탄성을 고려한 연구가 이루어져야 하겠다.

V. 결 론

저자는 복합레진 인레이의 와동형태가 치아 파절에 미치는 영향을 평가하기 위하여 상악 제 1소구치의 3차원 유한요소 model을 개발하여 교합면 isthmus 폭경을 1/2, 1/3 및 1/4로 정하고 와동의 깊이를 0.7, 0.85 및 1.0으로 변화시켜 변위와 응력에 대해 유한요소법으로 해석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 변위에 있어 isthmus 폭경과 와동 깊이에 따른 차이는 없었다.
2. 응력은 협설교두 능선과 레진 수복물의 경계부위 및 치수선각부위, 협측 근원심 치경부에 집중된다.
3. 응력의 방향(vector)은 와동을 중심으로 협설측과 치아표면을 향하며 교합면에서 치경부로 갈수록 vector의 크기가 커진다.
4. 균열은 레진 수복물과 협측교두 능선의 경계부위에서 시작되어 협측의 근원심 치수선

각부위를 지나 치경부로 진행된다.

5. 와동의 깊이가 isthmus 폭경보다 치아파절에 미치는 영향이 더 크다.
6. isthmus 폭경이 1/3 이하이며 깊이가 1 : 0.7인 와동이 접착유지와 치아파절 방지에 바람직하다.

REFERENCES

1. Alejandro M. and Iglesias C.D. : Inlays for retaining composite resin in anterior tooth restorations. *J. Prosth. Dent.*, 46 : 411-413, 1981.
2. Stephan E.W., Maxwell E.H. and Braly B.V. : Fractures of posterior teeth in adults. *J. Am. Dent. Assoc.*, 112 : 215-218, 1986.
3. Cameron C. : The cracked tooth syndrome : additional findings. *J. Am. Dent. Assoc.*, 93 : 971-975, 1976.
4. Gher Jr. M., Dunlap R. Anderson E. and Kuhl L. : Clinical survey of fractured teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, 114 : 174-177, 1987.
5. Cavel T., Kelsey P. and Blankenau R. : An in vivo study of cuspal fracture. *J. Prosth. Dent.*, 53 : 38-42, 1985.
6. Khera S., Goel V., Chen R. and Gurusami S. : A Three-dimensional Finite Element Model. *Oper. Dent.*, 13 : 128-137, 1988.
7. Fisher D., Cauto A., Shillingburg H. and Duncanson M. : Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. *J. Prosth. Dent.*, 33 : 47-53, 1975.
8. Ketterl W. : Age-induced changes in the teeth and their attachment apparatus. *Int. Dent. J.*, 33 : 262-271, 1983.
9. Helfer A., Melnick S. and Schilder H. : Determination of moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg.*, 34 : 661-670, 1972.
10. Khera S.C., Carpenter C.W. and Staley R.N. : Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J. Prosth. Dent.*, 64 : 139-147, 1990.
11. Mondelli J., Steagall L. and Ishikiriama A. : Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J. Prosth. Dent.*, 43 : 419-422, 1980.
12. Jorgensen K., Matono R. and Shimokobe H. : Deformation of cavities and resin fillings in loaded teeth. *Scan J. Dent. Res.*, 84 : 46-50, 1976.
13. Larson T.D., Douglas W.H. and Geistfeld R.E. :

- Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper. Dent.*, 6 : 2-5, 1981.
14. Blaser P.K., Lund M.R. and Cochran M.A. : Effects of designs of Class II preparations on resistance of tooth to fracture. *Oper. Dent.*, 8 : 6-10, 1983.
 15. Vale W.A. : Cavity preparation. *Irish Dent. Rev.*, 2 : 33-41, 1956.
 16. Christensen G.J. : Clinical and research advancements in cast-gold restorations. *J. Prosth. Dent.*, 25 : 62-68, 1971.
 17. Re G.J., Norling B.K. and Draheim R.N. : Fracture strength of molars containing three surface amalgam restorations. *J. Prosth. Dent.*, 47 : 185-187, 1982.
 18. Khera S., Goel V., Chen R. and Gurusami S. : Parameters of MOD Cavity Preparations : A 3-D FEM Study, Part II. *Oper. Dent.*, 16 : 42-54, 1991.
 19. Asmussen E. : Restorative resins : hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *J. Dent. Res.*, 90 : 484-489, 1982.
 20. Wendt S.L. : The effect of heat used secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int.*, 18 : 265-271, 1987.
 21. Wendt S.L. : The effect of heat used secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness and color stability. *Quintessence Int.*, 18 : 351-356, 1987.
 22. McCabe J.F. and Kagi S. : Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing. *Br. Dent. J.*, 171 : 246-248, 1991.
 23. Wendt S.L. : Effect of heat on the physical properties of composite resins. *J. Dent. Res.*, 65(special issue) : 220(abs.No.458), 1986.
 24. Morin D., DeLong R. and Douglas W.H. : Cusp Reinforcement by the Acid-etch Technique. *J. Dent. Res.*, 63 : 1075-1078, 1984.
 25. Burke F.J.T., Watts D.C. and Wilson N.H.F. : Fracture resistance with MOD composite inlays : the effect of cavity wall taper. *J. Dent. Res.*, 69 : 986, 1990.
 26. Dieschi D., MAeder M. and Meyer J-M. et al. : In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int.*, 21 : 823-831, 1990.
 27. Reel D.C. and Mitchell R.J. : Fracture resistance of teeth restored with class II composite restorations. *J. Prosth. Dent.*, 61 : 177-180, 1989.
 28. Joynt R.B., Davis E.L. and Weiczowski G. et al. : Fracture resistance of posterior teeth restored with glass ionomer composite resin systems. *J. Prosth. Dent.*, 62 : 28-31, 1989.
 29. Eakle W.S. : Fracture resistance of teeth with class II bonded composite restorations. *J. Dent. Res.*, 64 : 178(abs.No.28), 1985.
 30. Eakle W.S. : Reinforcement of fractured posterior teeth with bonded composite resin restorations. *Quintessence Int.*, 16 : 481-482, 1985.
 31. Eakle W.S. and Braly B.V. : Fracture resistance of human teeth with mesial-occlusal-distal cavities prepared with sharp and round internal line forms. *J. Prosth. Dent.*, 53 : 646-649, 1985.
 32. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문. P1-21,411-414, 서울, 동명사, 1991.
 33. Lopes L.M.P., Leitao J.G.M. and Douglas W.H. : Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quintessence Int.*, 22 : 641-645, 1991.
 34. Jackson R.D. and Ferguson R.W. : An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int.*, 21 : 7-12, 1990.
 35. Craig R.G. : Restorative Dental Materials. 8th. P 65-112, Mosby, ST.Louis, Baltimore, Toronto, 1989.
 36. Technical Data of Clearfil CR Inlay from Kuraray Co. Japan, 1993.
 37. 김인철 : 교합력 측정기구에 관한 연구. 종합의학, 8 : 11, 1963.
 38. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K., Sinkewiz S.L. and Ginsberg S.B. : Occlusal forces during chewing-Influences of biting strength and food consistency. *J. Prosth. Dent.*, 46 : 561-567, 1981.
 39. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K. and Holbrook W.B. : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prosth. Dent.*, 46 : 443-449, 1981.
 40. Burke F.J.T., Watts D.C., Wilson N.H.F. and Wilson M.A. : Current Status and Rationale for Composite Inlays and Onlays. *Br. Dent. J.*, 6 : 269-273, 1991.
 41. Burke F.J.T. : Tooth fracture in vivo and in vitro. *J. Dent.*, 20 : 131-139, 1992.
 42. 이동녕 : 소성가공학, P5-60, 서울, 문운당, 1992.

43. 주익남 : 2급 와동 수복시 치아 파절 저항성 및 구열양태에 관한 연구. 대한치과보존학회지, 13 : 1-9, 1988.

—ABSTRACT—

A THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS WITH CAVITY DESIGN
ON FRACTURE OF COMPOSITE RESIN INLAY RESTORED TOOTH

Chull-Soon Kim, D. M. D., Byung-Soon Min, D. D. S., Ph. D.

*Department of Conservative Dentistry, Division of Dentistry, Graduate School
Kyung Hee University*

Fracture of cusp on posterior teeth, especially those carious or restored, is major cause of tooth loss. Inappropriate treatments, such as unnecessarily wide cavity preparations, increase the potential of further trauma and possible fracture of the remaining tooth structures. Fracture potential may be directly related to the stresses exerted upon the tooth during masticatory function.

The purpose of this study is to evaluate the fracture resistance of tooth, restored with composite resin inlay. In this study, MOD inlay cavity prepared on maxillary first premolar and restored with composite resin inlay. Three dimensional finite element models with eight nodes isoparametric solid element, developed by serial grinding-photographing technique. These models have various occlusal isthmus and depth of cavity, 1/2, 1/3 and 1/4 of isthmus width and 0.7, 0.85 and 1.0 of depth of cavity. The magnitude of load was 474 N and 172 N as presented to maximal biting force and normal chewing force. These loads applied onto ridges of buccal and lingual cusp. These models analyzed with three dimensional finite element method.

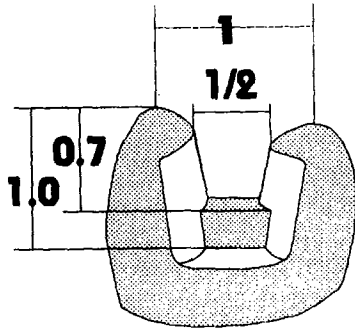
The results of this study were as follows :

1. There is no difference of displacement between width of occlusal isthmus and depth of cavity.
2. The stress concentrated at bucco-mesial corner, bucco-disal corner, pulpal line angle and the interface area between internal slopes of cusp and resin inlay.
3. The vector of stress direct to buccal and lingual side from center of cavity, to tooth surface going on to enamel. The magnitude of vector increase from occlusal surface to cervix.
4. The crack of tooth start interface area, between internal slop of buccal cusp and resin inlay. It progresses through buccopulpal line angle to cervix at buccomesial and buccodistal corner.
5. The influence with depth of cavity to fracture of tooth was more than width of isthmus.
6. It would be favorable to make the isthmus width narrower than a third of the intercuspal distance and depth of cavity is below 1 : 0.7.

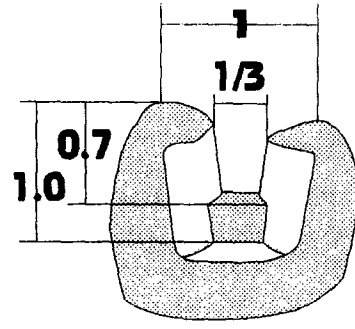
EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 9. Displacement of MODEL 1 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 10. Displacement of MODEL 1 on X direction, H-group
- Fig. 11. Displacement of MODEL 1 on Z direction, H-group
- Fig. 12. Displacement of MODEL 2 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 13. Displacement of MODEL 2 on X direction, H-group
- Fig. 14. Displacement of MODEL 2 on Z direction, H-group
- Fig. 15. Displacement of MODEL 3 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 16. Displacement of MODEL 3 on X direction, H-group
- Fig. 17. Displacement of MODEL 3 on Z direction, H-group
- Fig. 18. Displacement of MODEL 4 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 19. Displacement of MODEL 4 on X direction, H-group
- Fig. 20. Displacement of MODEL 4 on Z direction, H-group
- Fig. 21. Displacement of MODEL 5 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 22. Displacement of MODEL 5 on X direction, H-group
- Fig. 23. Displacement of MODEL 5 on Z direction, H-group
- Fig. 24. Displacement of MODEL 6 on X, Y AND Z direction, H-group
- Fig. 25. Displacement of MODEL 6 on X direction, H-group
- Fig. 26. Displacement of MODEL 6 on Z direction, H-group
- Fig. 27. Stress of MODEL 1 on Z direction, H-group
- Fig. 28. Stress of MODEL 1 on X direction, H-group
- Fig. 29. Stress of MODEL 1 on Z direction, L-group
- Fig. 30. Stress of MODEL 1 on X direction, L-group
- Fig. 31. Stress of MODEL 2 on Z direction, H-group
- Fig. 32. Stress of MODEL 2 on X direction, H-group
- Fig. 33. Stress of MODEL 2 on Z direction, L-group
- Fig. 34. Stress of MODEL 2 on X direction, L-group
- Fig. 35. Stress of MODEL 3 on Z direction, H-group
- Fig. 36. Stress of MODEL 3 on X direction, H-group
- Fig. 37. Stress of MODEL 3 on Z direction, L-group
- Fig. 38. Stress of MODEL 3 on X direction, L-group
- Fig. 39. Stress of MODEL 4 on Z direction, H-group
- Fig. 40. Stress of MODEL 4 on X direction, H-group
- Fig. 41. Stress of MODEL 4 on Z direction, L-group
- Fig. 42. Stress of MODEL 4 on X direction, L-group
- Fig. 43. Stress of MODEL 5 on Z direction, H-group
- Fig. 44. Stress of MODEL 5 on X direction, H-group
- Fig. 45. Stress of MODEL 5 on Z direction, L-group
- Fig. 46. Stress of MODEL 5 on X direction, L-group
- Fig. 47. Stress of MODEL 6 on Z direction, H-group
- Fig. 48. Stress of MODEL 6 on X direction, H-group
- Fig. 49. Stress of MODEL 6 on Z direction, L-group
- Fig. 50. Stress of MODEL 6 on X direction, L-group
- Fig. 51. Vector of SIG3
- Fig. 52. Vector of SIG2
- Fig. 53. Vector of SIG1

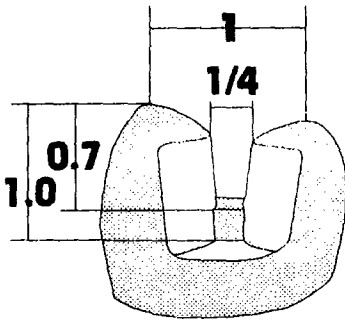
- Fig. 54. Stress of MODEL 1 on Level 7, H-group
- Fig. 55. Stress of MODEL 2 on Level 7, H-group
- Fig. 56. Stress of MODEL 3 on Level 7, H-group
- Fig. 57. Stress of MODEL 4 on Level 7, H-group
- Fig. 58. Stress of MODEL 5 on Level 7, H-group
- Fig. 59. Stress of MODEL 6 on Level 7, H-group
- Fig. 60. Stress of MODEL 1 on Level 7, L-group
- Fig. 61. Stress of MODEL 2 on Level 7, L-group
- Fig. 62. Stress of MODEL 3 on Level 7, L-group
- Fig. 63. Stress of MODEL 4 on Level 7, L-group
- Fig. 64. Stress of MODEL 5 on Level 7, L-group
- Fig. 65. Stress of MODEL 6 on Level 7, L-group
- Fig. 66. Stress of MODEL 1 on Level 9, H-group
- Fig. 67. Stress of MODEL 2 on Level 9, H-group
- Fig. 68. Stress of MODEL 3 on Level 9, H-group
- Fig. 69. Stress of MODEL 1 on Level 9, L-group
- Fig. 70. Stress of MODEL 2 on Level 9, L-group
- Fig. 71. Stress of MODEL 3 on Level 9, L-group
- Fig. 72. Stress of MODEL 4 on Level 10, H-group
- Fig. 73. Stress of MODEL 5 on Level 12, H-group
- Fig. 74. Stress of MODEL 4 on Level 10, L-group
- Fig. 75. Stress of MODEL 5 on Level 12, L-group
- Fig. 76. Stress of MODEL 6 on Level 12, H-group
- Fig. 77. Stress of MODEL 6 on Level 12, L-group
- Fig. 78. Vector of MODEL 1 on Level 9
- Fig. 79. Vector of MODEL 2 on Level 9
- Fig. 80. Vector of MODEL 3 on Level 9
- Fig. 81. Vector of MODEL 4 on Level 10
- Fig. 82. Vector of MODEL 5 on Level 12
- Fig. 83. Vector of MODEL 6 on Level 12
- Fig. 84. Stress of MODEL 1 on Level 12, H-group
- Fig. 85. Stress of MODEL 2 on Level 12, H-group
- Fig. 86. Stress of MODEL 3 on Level 12, H-group
- Fig. 87. Stress of MODEL 4 on Level 12, H-group
- Fig. 88. Stress of MODEL 1 on Level 12, L-group
- Fig. 89. Stress of MODEL 2 on Level 12, L-group
- Fig. 90. Stress of MODEL 3 on Level 12, L-group
- Fig. 91. Stress of MODEL 4 on Level 12, L-group
- Fig. 92. Vector of MODEL 1 on Level 12
- Fig. 93. Vector of MODEL 2 on Level 12
- Fig. 94. Vector of MODEL 3 on Level 12
- Fig. 95. Vector of MODEL 4 on Level 12



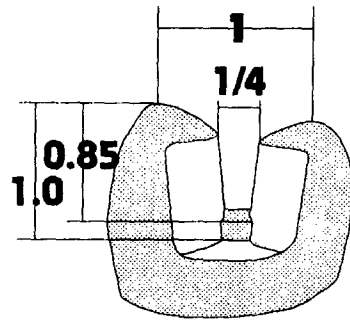
MODEL 1



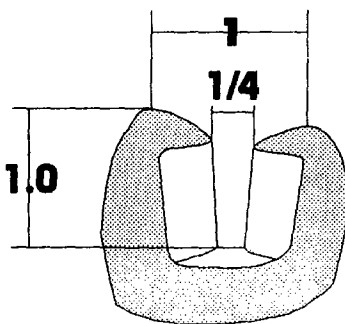
MODEL 2



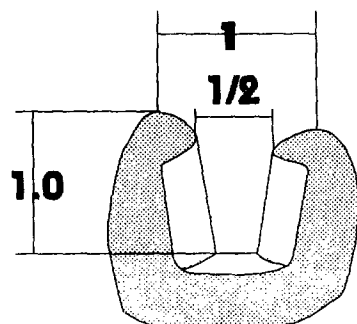
MODEL 3



MODEL 4



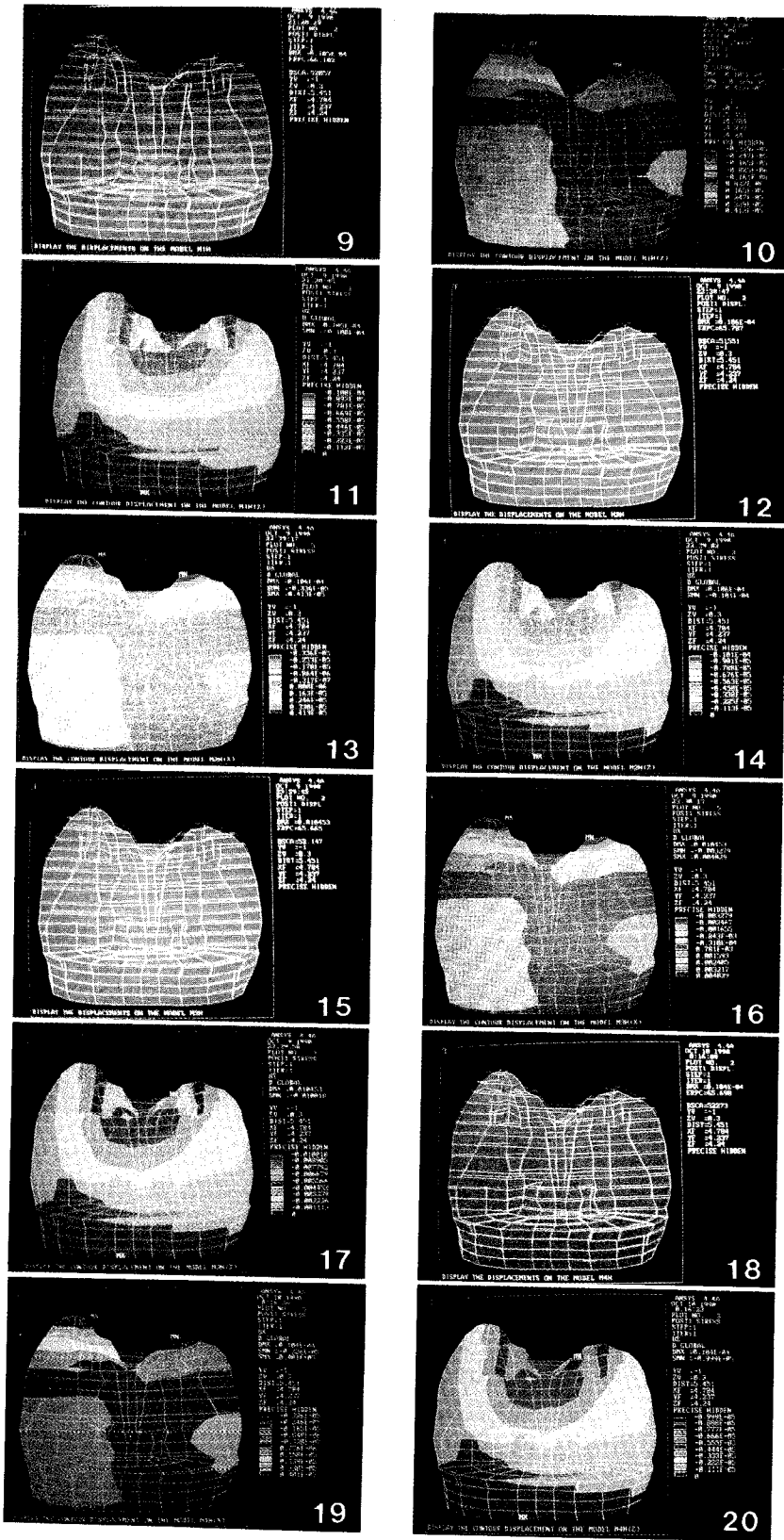
MODEL 5



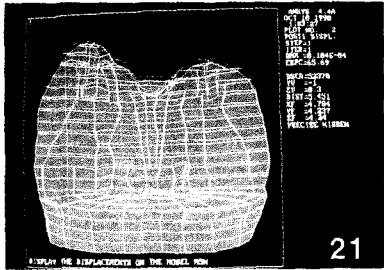
MODEL 6

Fig. 5. Cavity dimensions of 6 MODELS

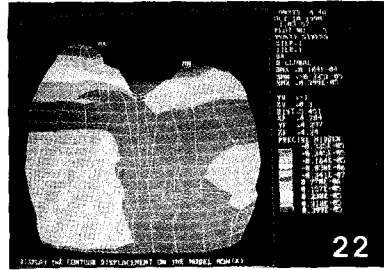
논문 사진부도 ①



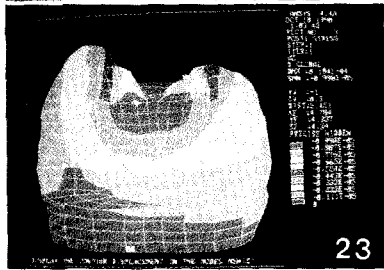
논문 사진부도 ②



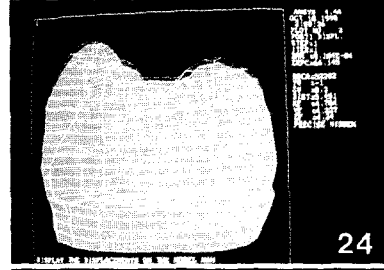
21



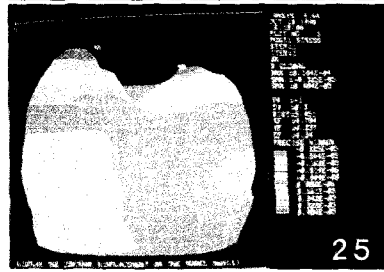
22



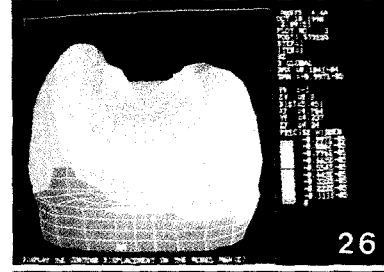
23



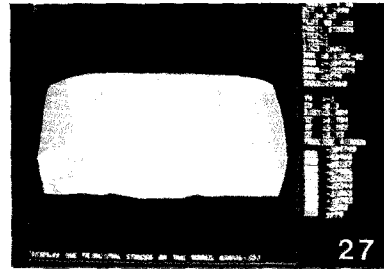
24



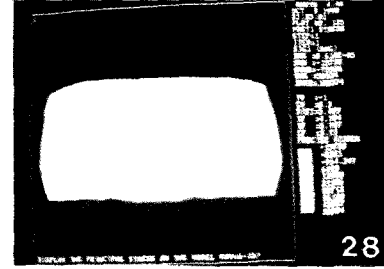
25



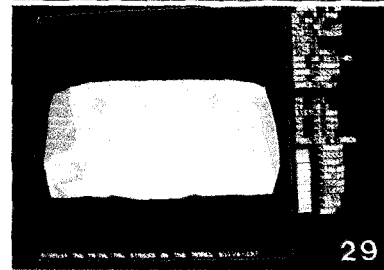
26



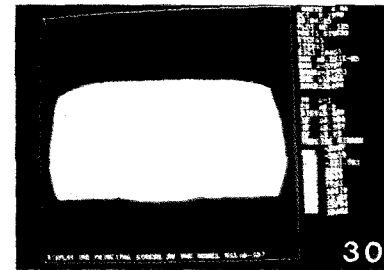
27



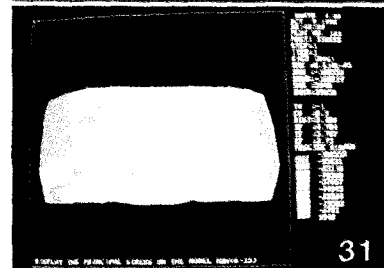
28



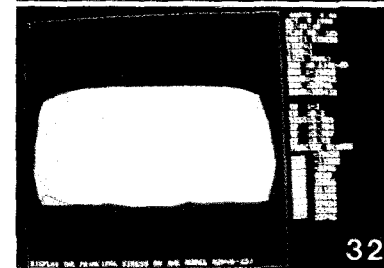
29



30

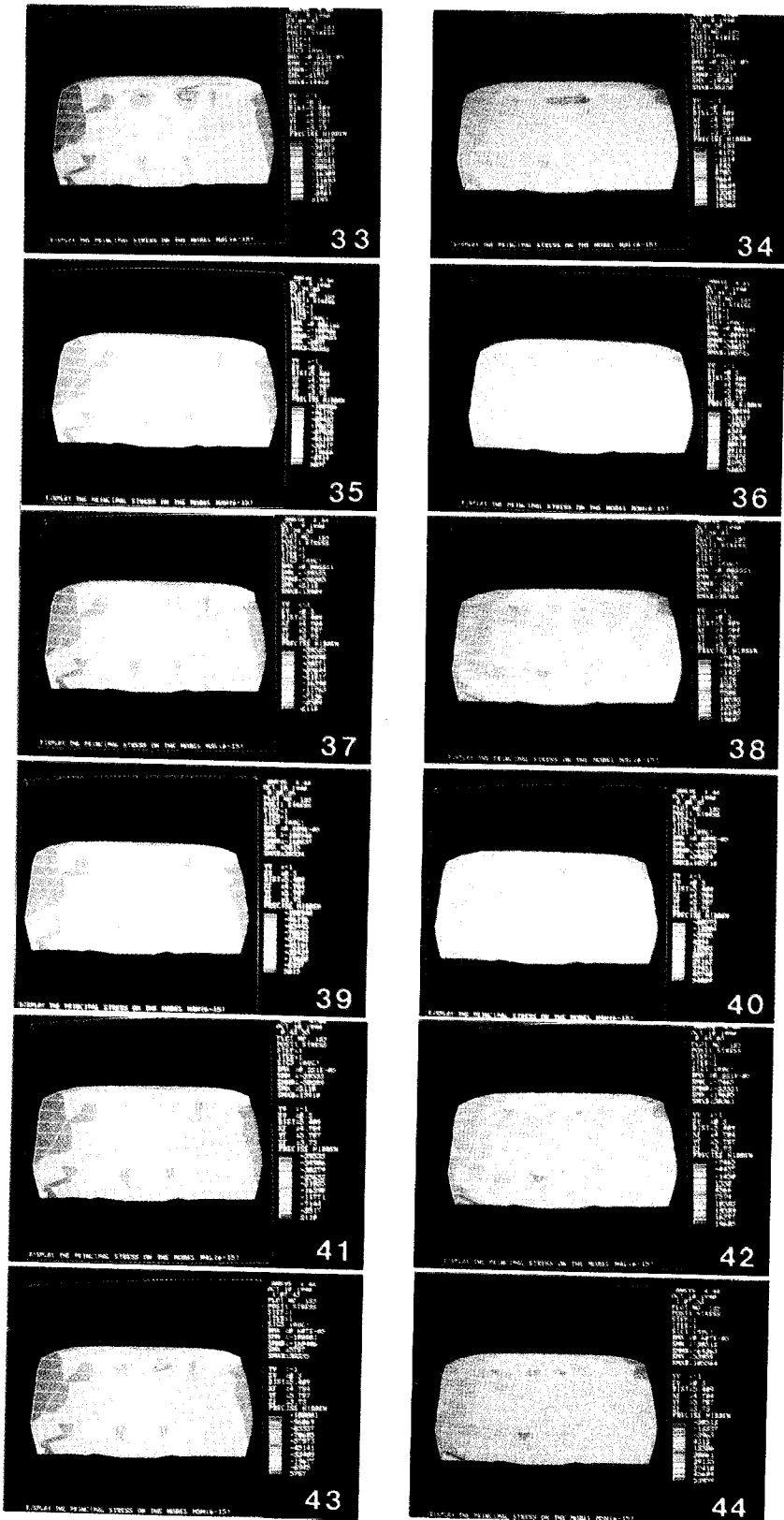


31

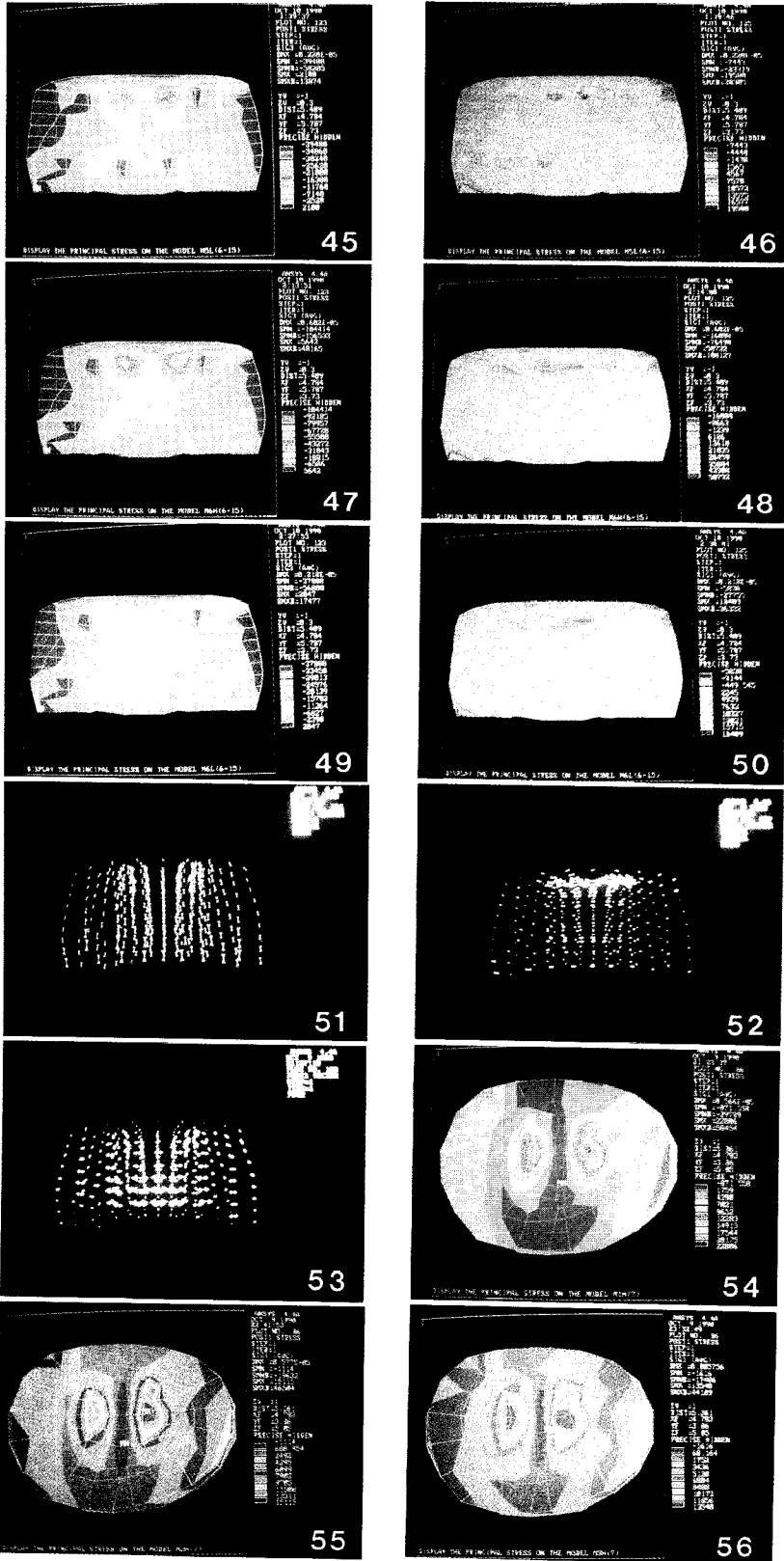


32

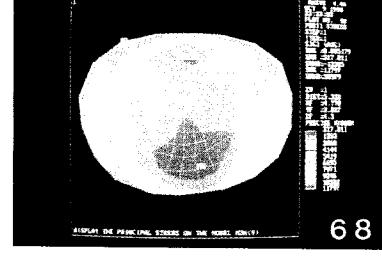
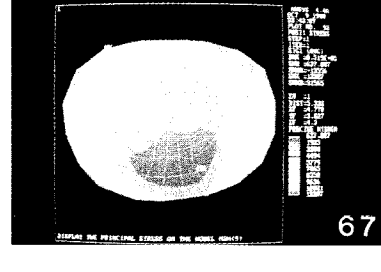
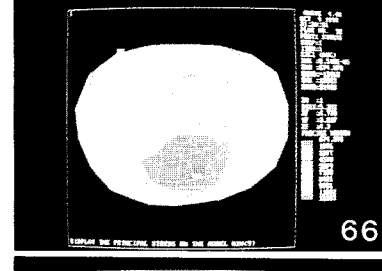
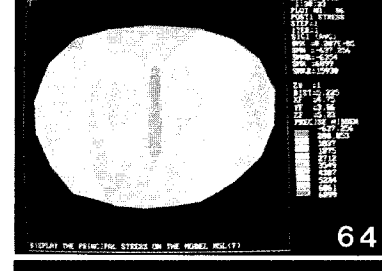
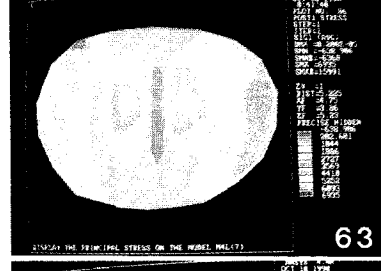
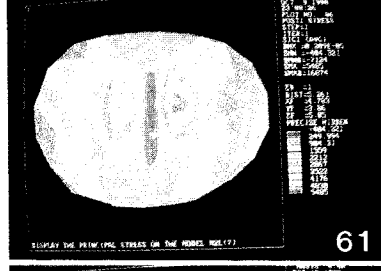
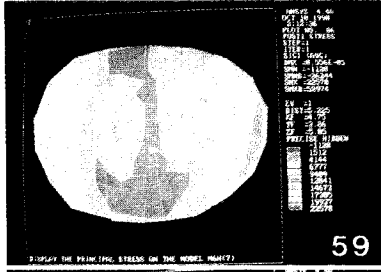
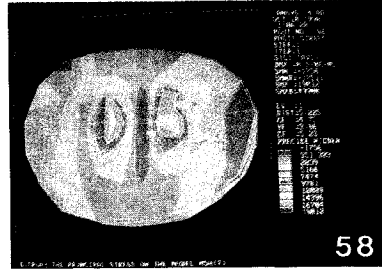
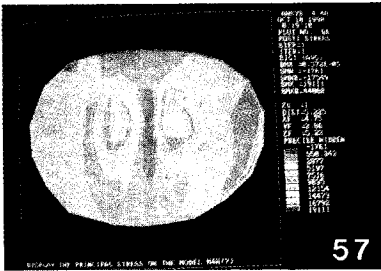
논문 사진부도 ③



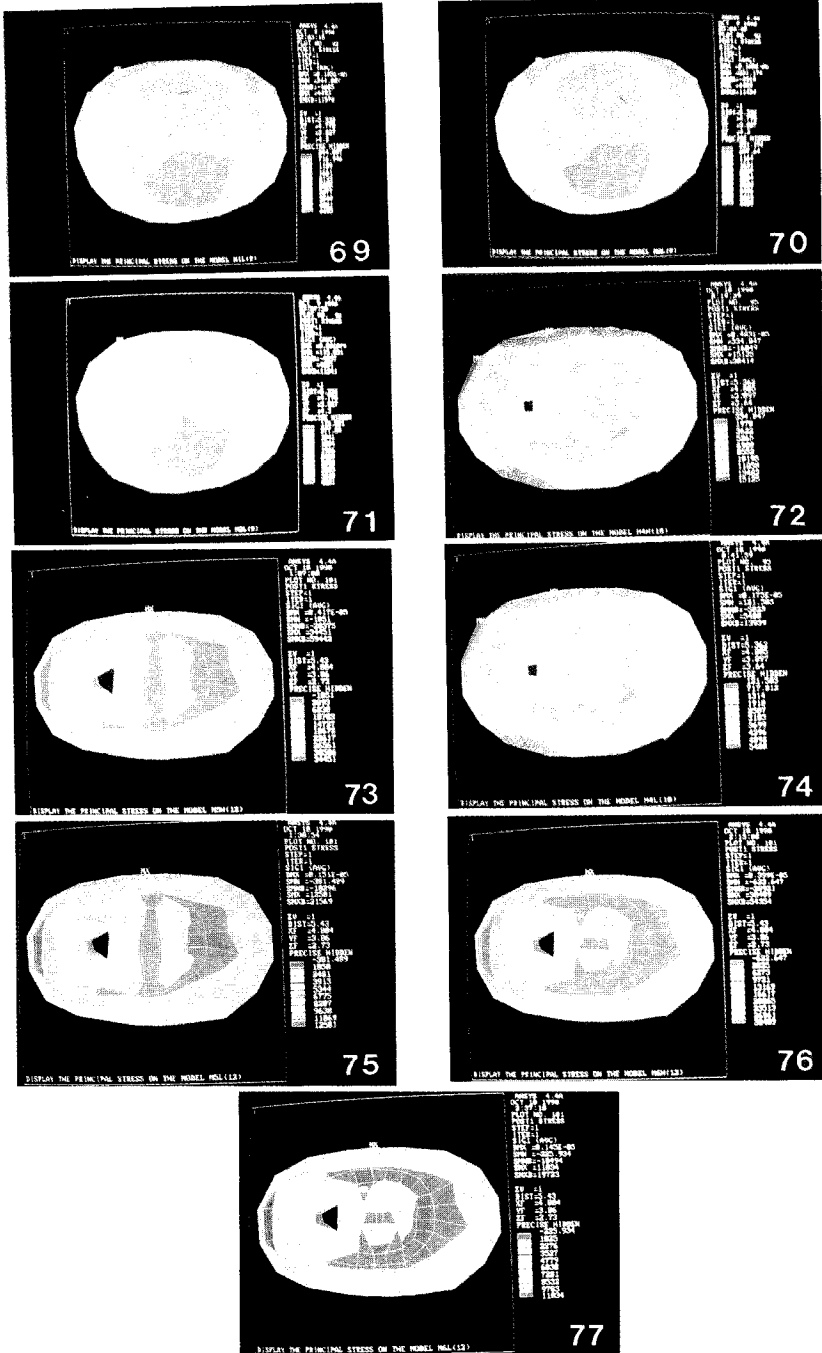
논문 사진부도 ④



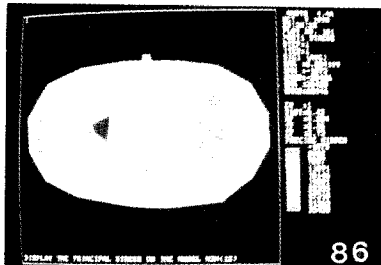
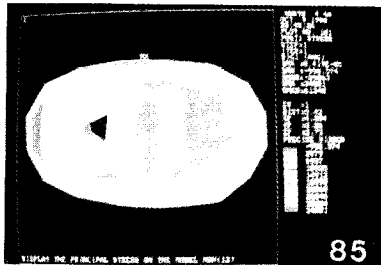
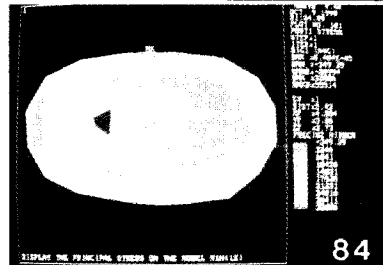
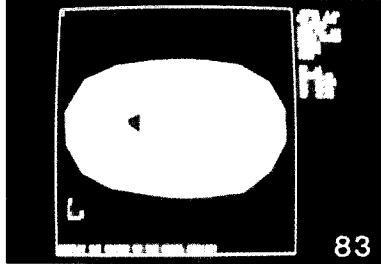
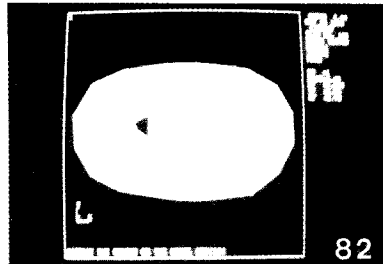
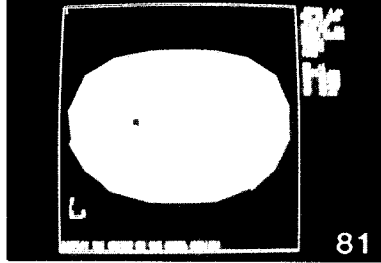
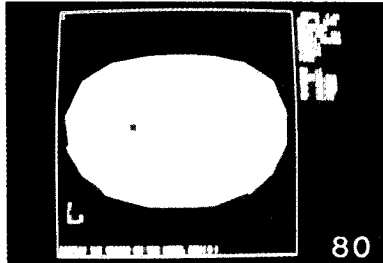
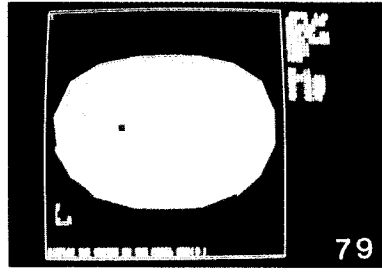
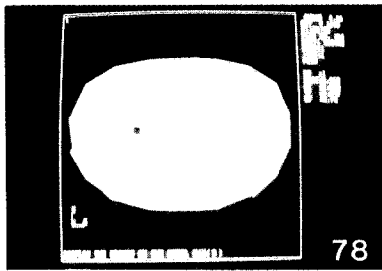
논문 사진부도 ⑤



논문 사진부도 ⑥



논문 사진부도 ⑦



논문 사진부도 ⑧

