

치아파절에 관한 3차원유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

조병훈 · 엄정문

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
 - 참고 문헌
 - 사진 부도
 - 영문 초록

I. 서 론

시대가 변천됨에 따라 재료의 발달과 더불어 와동의 형태도 많이 변천되어 왔다. Black에 의해 제시된 아말감와동형성법의 특징으로는 예방확대의 원칙과 와동형성의 표준화를 들 수 있다¹⁾. 그러나 proximal box에서 넓고 평행한 와동벽을 갖고, 교합면와동이 협설축교두간거리의 1/3을 차지하는 Black의 아말감와동형성법은 gold foil 충전물을 위한 와동형성에서 유래하였고 지나치게 예방확대의 원칙을 지킨 것이었다. 오늘날 아말감수복을 위한 와동형성법은 점차적으로 치질의 삭제를 최소로 하는 보존적인 경향으로 발전하고 있다²⁻⁷⁾.

Black 이후 Bronner⁸⁾는 접촉점부위와 변연용선부위는 우식증이 최초로 시작되는 곳이 아니라 인식에서 occlusal convergence를 부여

하여 협설축확대를 줄여 수복물의 유지력과 잔존치질의 강도를 증가시켰고, 이어서 Markley⁹⁾는 잔존치질의 보존을 위해 교합면와동의 isthmus폭을 협설축교두간거리의 1/4로 줄이고 인접면와동에서의 convergence를 부여하였다.

반면에 Gilmore¹⁰⁾는 교합면와동에서 isthmus폭을 1/4로 줄이고 내측선각(internal line angle)을 둥글게 형성하였으나 인접면와동에서는 Black의 conventional form을 고수하였다. 다만 embrassure로의 확대는 0.5mm로 제한하였다.

1972년 Modern amalgam cavity를 주창한 Rodda¹¹⁾는 교합면의 isthmus폭은 1/4로 부여하고 axial wall과 만나는 선각(line angle)의 모든 선각은 둥글게 형성하였으나 수복물이 초기 수복한 것과 동일하게 영구적일 수는 없다. Mount¹²⁾는 모든 충전재들은 단점과 한계성을 갖고 있고, 수복물을 새로 형성하거나 대체할 경우 치질의 손실이 있게 되므로 잔존상아질 및 법랑질을 가능한 한 보존하고, 다음 단계의 수복물 형성까지도 예상하여 계획을 세우는 것이 바람직하다고 하였다.

따라서 아말감와동의 형성과정을 세 단계로 나누어 그 첫단계는 충전물을 지지할 충분한 치질이 남아있어 유지력이 크게 필요하지 않는 초기 우식의 경우로서 정상적인 보존적 와동형성이 가능한 경우이고, 두번째 단계는 1개 이

* 본 연구는 서울대학병원 1991년도 지정연구비에 의하여 이루어졌음.

상의 교두의 강도가 의심이 될 정도로 치질의 소실이 많은 경우로서 와동변연이 1개 이상의 교두에서 교두경사면의 1/2이상을 진행한 경우이며 세번째 단계는 치질의 소실이 커서 유지력과 잔존치질의 보존을 위해 치관외수복물(extra-coronal restoration)이 요구되는 경우로 분류하였다.

많은 학자들이^{11,13-19)} 교합면와동의 isthmus 폭이 증가되면 와동의 폭에 비례하여 치아의 강도가 감소하고 교두파절의 가능성이 증가된다고 하였고, Mondelli²⁰⁾는 isthmus폭을 협설교두간 거리의 1/4로 형성하는 것이 가장 바람직하다고 하였다. Mount¹²⁾도 와동변연이 교두경사면의 1/2이상을 넘어가면 측방압에 의해 교두기저부에서 파절이 일어날 수 있다고 하였다. 또한 Christensen²¹⁾은 isthmus폭이 협설교두간 거리의 1/3을 넘어서게 되면 교두의 파절을 방지하기 위해 onlay가 고려되어야 한다고 하였고, Sturdevant²²⁾도 와동의 폭이 교합면연구에서 교두정을 향하여 1/2이상을 넘어가면 capping을 고려할 필요가 있고, 2/3를 넘어서면 반드시 capping을 해야 한다고 하였다.

또한 Re와 Norling²³⁾, Blaser²⁴⁾ 그리고 Khera²⁵⁻²⁸⁾은 와동의 깊이가 isthmus폭보다 잔존치질의 파절 가능성에 더 큰 영향을 미친다고 하였다.

따라서 교합압이 가해졌을 때 치아에 발생하는 응력상태를 이해함으로써 잔존치질의 파절 가능성을 예상하는 데 도움이 될 것이다.

치아에 생기는 응력에 관하여 많은 연구들이 이루어졌고, 과거 치의학분야에서 응력과 변위를 측정하기 위한 실험적 응력분석법²⁹⁻³³⁾으로는 주로 Bonded electrical resistance strain gage법, Photoelastic stress analysis법, Brittle lacquer coating technique, Moire fringe analysis 및 Holography법 등이 있었으나 이 방법들은 실물과 동일한 모형설정에 어려움이 있고, 연속계측이 곤란하며, 장치조작이 복잡할 뿐만 아니라, 분석방법이 난해한 점 등이 단점이었다. 또한 치아 전체나 내부의 변위상태와 치주조직과 같은 내부 지지조직의

변형상태를 연구할 때는 적절하지 않으며 내부 응력의 측정이 어렵다는 단점이 있다.

유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로 극복할 수 없는 난제들을 해결할 수 있는 공학적인 수치해석법으로서 구조역학 분야에서 최근 널리 응용되고 있고 생체공학이나 치의학분야에서도 이용되어 많은 장점을 보여주고 있다.

이러한 유한요소법은 광탄성법에 비해 모든 응력성분을 계산할 수 있고, 각 응력성분을 모델내의 각 점에서 계산할 수도 있으며 변수나 하중의 적용을 쉽게 변경할 수 있고, 그 분석과 결과의 산출이 빠르고, 마찰 및 play등도 고려할 수 있으며, 3차원모델의 응용도 용이하고, 요소(element)의 방향성도 고려할 수 있고, 요소의 수를 증가시킴으로써 계산의 정확성을 증가시킬 수 있는 등의 상대적인 장점들이 있다^{30,34,35)}.

이에 저자는 치관내수복물(intra-coronal restoration)과 capping에 의한 onlay의 임상적인 결정에 관하여 그 기준이 되는 요소를 찾아보고자 치아의 3차원 유한요소모델을 개발하고 와동형성에 있어 하나의 변수인 isthmus폭을 변화시켜 그 응력과 변위의 분포를 3차원 유한요소법을 이용하여 분석하고 그 결과를 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

본 실험의 목적은 보다 나은 3차원 유한요소 모델을 개발하고, 와동형성에 있어 직면하게 되는 변수의 하나인 isthmus폭을 변화시켜 그 응력 및 변위등의 역학적 특성을 관찰하기 위한 것이다.

가급적 실제 모양에 가까운 치아의 3차원 유한요소모델을 개발하기 위해서는 가능한한 많은 수의 절점(node) 및 요소(element)를 갖는 모델을 만들어야 하고 좌표입력시의 편의를 위해 3차원의 치아를 2차원의 연속된 단면으로 처리하여 각각의 단면의 절점을 서로 연결하였다.

본 연구에서는 상악 제1소구치를 선택하여 좌표값에 대한 정확한 자료를 얻기위해

Rodda¹¹⁾의 아말감과동형성법에 따라 교합면근심(MO) 아말감과동을 형성하여 통법에 따라 아말감을 충전한 후 연속단층사진촬영법(Serial photography technique)^{25,26)}에 의한 단면사진을 촬영하였다. 이를 위해 아말감충전된 제1 소구치를 자가증합레진에 매몰하여 resin block을 만들고 각 단면의 위치설정(orientation) 및 배열의 단일화를 위해 협설측 교두정 사이에 2줄, 협측치경부 하방에 1줄의 평행선을 홈으로 형성하였다. 단면사진에 나타나는 이 3홈을 겹쳐서 크기 및 위치를 정하기로 하였다.

isthmus폭을 변수로 하고자 하는 이 실험의 목적에 따라 협설방향의 단면을 얻기위해 근심에서 원심으로 0.5mm 간격으로 연속적으로 연마하면서 촬영을 시행하였다. 현상된 사진을 환등기로 비추어 3홈의 위치를 고정적으로 나타낼 수 있는 기초평면을 만든 후 다음 단면사진의 홈을 그 위에 일치시키고 tracing하였다. 이때 3차원모델에서의 좌표계는 협측에서 설측을 향하여 x축, 치경부에서 교합면을 향하여 y축, 근심에서 원심을 향하여 z축으로 설정하였다.

이 그림을 다시 모눈종이에 tracing하면서 와동의 형태를 Rodda의 와동형성법에 의한 이론적인 형태에 가깝게 이상화(idealization)하고, 각 2차원 단면에서 4개의 절점을 갖는 사각형의 요소로 mesh를 형성하였다. 이때 8 node brick element로 만들기 위해서 모든 요소는 사각형으로 만들었다.

각 단면에서 같은 번호의 요소를 연결하여 8 node brick의 3차원 요소를 구성하는 방법으로, 1763개의 절점에 의해 1365개의 요소를 갖는 치아의 3차원모델을 형성하였다. 이때 본 실험에서 유일한 변수인 isthmus의 폭을 1/4(모델1), 1/3(모델2), 1/2(모델3) 및 2/3(모델4)로 변화시키기 위해 2차원 단면에서 부티이들 폭에 따른 4가지 와동이 동시에 부여될 수 있도록 mesh를 형성하였고 재질의 종류에 따라 법랑질, 상아질 및 아말감의 3개의 집단(group)으로 나누어 각각의 요소를 정의하고 표1과 같이 물성치를 부여하였고, 단 치수장은

빈공간으로 처리하였다.

표 1.

	탄성계수(E: MPa)	포아송비(ν)
법랑질	8.41×10^4 *	0.30*
상아질	1.83×10^4 *	0.31**
아말감	4.83×10^4 **	0.35*

* : Craig, R.G. : Restorative Dental Materials, 1989³⁶⁾.

** : Morin, et al, Dent. Mater. 4 : 77, 1988³⁷⁾.

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

Widmalm과 Ericsson³⁸⁾의 보고에 의하면 소구치 부위의 최대교합압은 47.5kg에 해당된다고 하였다. 따라서 하중은 본 실험의 목적이 파절의 가능성을 관찰하는 것이므로 최대교합압에 가까운 500N을 점하중으로 사용하기로 하고 500N의 힘을 중심교합위에 하중이 가해진 경우를 가정하여 아말감에 수직으로 가하고, 측방압이 가해진 경우를 가정하여 법랑질에서 협측교두정으로 부터 설측사면을 따라 생기는 다음 절점에 수직으로 가하였다.

아말감과 법랑질 및 상아질의 접촉면이 실제에 있어 완전한 결합(perfect bonding)을 이룬 것도 아니고, 완전히 분리되어 있는 것(no connection)도 아니므로 그 계면(interface)에서의 play의 가능성을 부여해 주어야 할 것이나 3차원유한요소해석에서 play의 가능성을 부여하는 것이 현실적으로 어려우므로 앞의 모델들이 완전히 결합된 모델을 분석한 것으로 간주하여 완전히 단절된 것과 같은 모델을 해석하기 위해 아말감을 제거하고 만든 모델에서 같은 위치에 똑같이 측방압을 가하여 비교하였다.

또한 2차원유한요소법과 3차원유한요소법의 비교를 위한 4.0 mm 단면에서 만들어진 d2mod1a와 d2mod1e의 2차원 모델에서도 아말감과 법랑질에 교합압을 가하여 분석하였다.

본 실험에서 사용된 모델의 명칭은 다음과 같다.

모델1(mod1) : isthmus폭이 1/4인 경우
 모델2(mod2) : isthmus폭이 1/3인 경우
 모델3(mod3) : isthmus폭이 1/2인 경우
 모델4(mod4) : isthmus폭이 2/3인 경우
 d2mod1 : isthmus폭이 1/4인 2차원 모델
 각각의 모델에서

- *a : 하중을 아말감에 가한 경우
- *e : 하중을 법랑질에 가한 경우
- *r : 모델에서 아말감을 제거하고 하중을 법랑질에 가한 경우

예를들면 모델1a는 isthmus폭이 1/4일 때 아말감에 하중을 가한 경우이고 모델4r은 isthmus폭이 2/3인 모델에서 아말감을 제거하고 하중을 법랑질에 가한 경우이다.

본 실험에서는 이들 모델의 유한요소해석을 위해 개인용 컴퓨터에서 그 사용이 편리한 Algor Interactive System사의 Super SAP이라는 프로그램을 사용하여 변위와 응력을 분석하였다.

III. 실험성적

상기 방법에 의해 상악 제1 소구치에서의 변위 및 응력을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 변위(displacement)

모델1에서는 x축방향의 변위는 협측교두에서 치경부로부터 교합면을 향하여 이동하면서 증가되고 있으며 이것은 굽힘(bending)에 해당되는 현상이다(그림 14). 이것을 교합면 쪽에서 보면 분리된 상태를 가정한 모델1r의 경우 중앙부위와 근심협측선각부위가 x축방향으로 많이 변위되고, z축방향의 변위도 나타나고 있다(그림 16). 즉 굽힘과 동시에 회전(rotation)도 일어나고 있다. 반면에 완전결합을 가정한 모델1e에서는 근심협측선각부위의 변위가 적고, 직접 힘을 받는 교두부분만 x축방향으로 변위가 나타나서 분리된 상태를 가정한 경우에 비해 회전이 현저히 줄어들고 있음

을 알 수 있다(그림 15). 아말감에 하중을 가한 모델1a의 경우는 y축방향의 변위가 아말감 상층부에만 집중되어 나타나고 치질로 퍼지지 못하고 있다(그림 13).

모델2에서는 모델2e의 경우 모델1e에 비해 굽힘의 양이 증가되는 정도가 뚜렷하지는 않으나(그림 31), 모델2r의 경우 모델1r에 비해 굽힘 및 회전이 뚜렷이 증가되고 있다(그림 30, 32). 아말감에 하중을 가한 모델2a의 경우 x축방향의 변위는 거의 관찰되지 않는다(그림 29).

모델3에서는 완전결합된 모델3e의 경우 모델2e에서와 유사하게 굽힘의 양이 크게 증가되지는 않았다(그림 41). 반면에 모델3r에서는 굽힘 및 회전이 모델2r에 비해 더욱더 증가되고 있다(그림 40, 42).

모델4의 경우 더욱 심한 굽힘과 회전을 보이고 있다(그림 49, 52). 따라서 isthmus폭이 작은 모델1r에서는 협측으로의 변위가 많고 원심으로의 회전이 적은 반면에 isthmus폭이 넓어져서 모델4r에 이르면 특히 원심으로의 회전이 크게 증가되어 변위가 많이 나타난다.

2차원 모델에서는 굽힘현상은 3차원 모델에서와 거의 유사하게 나타나고 있다(그림 62).

2. 응력(stress)

본 실험에서는 파절조건을 관찰하기 위해서 먼저 Von Mises의 유효응력(effective stress)을 관찰하고, 파절의 방향을 예상하기 위해 x축 및 y축방향의 인장응력을 관찰하였다.

a) 모델1 :

유효응력은 모델1a에서는 응력의 분포가 아말감내에만 나타나고(그림 17), 법랑질에 힘을 가한 모델1e에서는 협측의 법랑질에만 응력이 분포되어 있으며 아말감에서는 표면에만 분포되어 있고(그림 18), 와동의 협측면에서는 응력을 거의 관찰할 수 없다(그림 19). 그러나 모델1r에서는 협측의 법랑질 외에도 와동의 안면치수선각(facio-pulpal line angle), 원심 변연융선, 및 proximal box의 치은면에도 응

력이 나타나고 있음을 볼 수 있다(그림 1, 3, 20).

x축방향의 인장응력을 관찰하면 모델1a, 및 모델1e에서는 하중을 가한 치질 및 아말감의 표면에만 인장응력이 나타나고 와동면에는 거의 나타나지 않으나(그림 21, 22, 23), 모델1r에서는 변연용선 및 안면치수선각에 40MPa정도

의 인장응력이 나타나고 있다(그림2, 4, 24).

y축방향의 인장응력의 경우는 완전결합을 가정한 모델1e에서는 거의 나타나지 않으나(그림 25, 26, 27), 모델1r에서 특징적으로 isthmus corner의 안면치수선각에 인장응력이 집중되고 있다(그림 28).

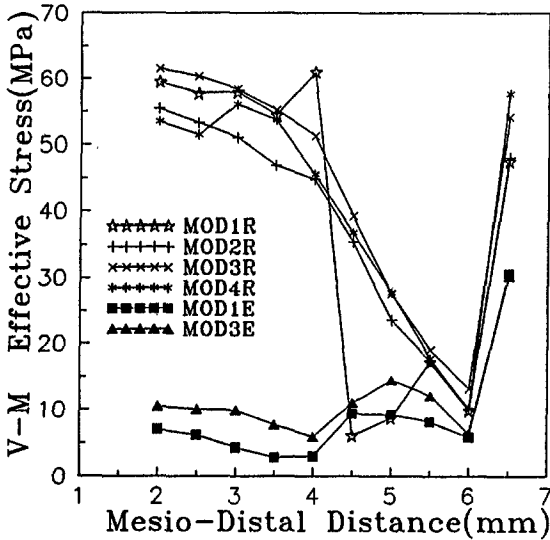


Fig. 1. Von Mises Stress along the facio-pulpal line angle in mesio-distal direction.

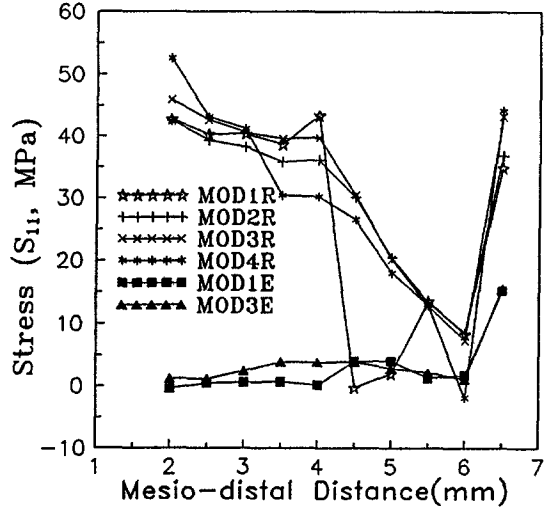


Fig. 2. Tensile stress of x direction along the facio-pulpal line angle in mesio-distal direction

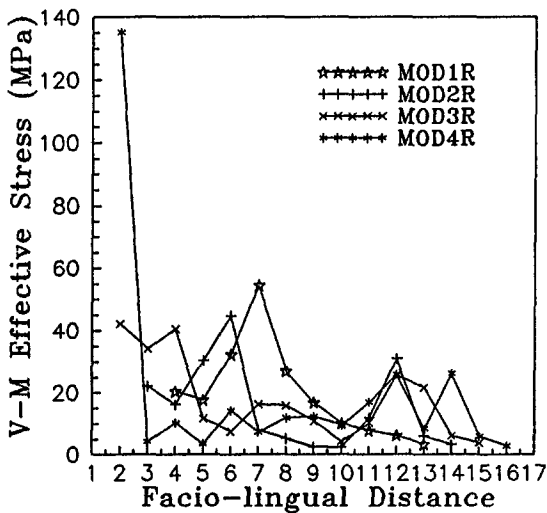


Fig. 3. Von Mises Stress along the facio-lingual direction in 4.0 mm section.

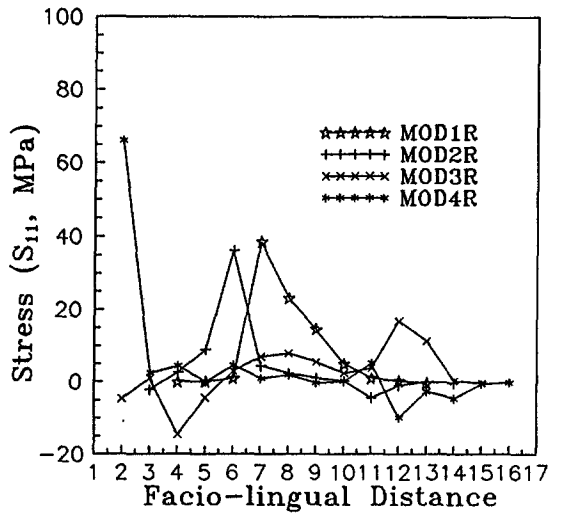


Fig. 4. Tensile stress of x direction along the facio-lingual direction in 4.0 mm, section.

b) 모델2 :

유효응력의 경우 모델2a와 모델2e의 경우는 모델1a와 모델1e의 경우와 거의 유사하며(그림 33), 모델2r에서는 모델1r에 비해 안면치수선 각에서의 응력의 절대값은 조금 감소되나 그 집중부위가 근심축의 proximal box쪽으로 이동되어 있음을 관찰할 수 있다(그림 1, 3, 34).

x축방향의 인장응력도 모델2r에서는 모델1r에 비해 그 절대값이 조금 감소되어 있고 와동의 치수면을 따라 더 넓게 퍼져 있음을 관찰할 수 있다(그림 2, 4, 36).

또한 y축방향의 인장응력은 모델2e에서는 와동벽면에 거의 나타나지 않으며(그림 37), 모델2r에서는 모델1r에 비해 절대값이 현저히 감소되어 있고 그 집중부위도 약해져 있다(그림 38). 변연용선부위에도 유효응력과 x축방향의 인장응력이 크게 나타난다(그림 34, 36).

c) 모델3 :

유효응력의 경우 모델3a와 모델3e는 모델1a, 모델2a, 모델1e 및 모델2e와 유사하다(그림 43). 모델3r에서는 모델2r에 비해 응력의 절대값이 크게 증가되었고, 집중부위도 근심축으로 더욱 이동되어 있다(그림 1, 3, 44).

x축방향의 인장응력도 완전결합된 모델에서는 모델1 및 모델2에서와 거의 차이가 없고(그림 45) 모델3r의 경우는 모델2r에서 보다 선각에서 응력의 절대값이 조금 증가되어 있고, 와동저에 좀 더 넓게 분포되면서 응력의 집중부위는 근심축으로 더 이동되어 있음을 관찰할 수 있다(그림 2, 4, 46).

y축방향의 인장응력은 모델3e의 경우 와동벽면에 거의 나타나지 않으며(그림 47) 모델3r에서는 크게 감소되고 집중부위는 거의 나타나지 않는다(그림 48). 변연용선부위에서는 유효응력, x축방향 인장응력 및 y축방향 인장응력이 모델3r에서 모델2r에 비해 증가되어 있다(그림 44, 46, 48).

d) 모델4 :

유효응력의 경우 완전결합된 모델4a와 모델4e에서는 isthmus폭을 다르게 한 모델들과 유사

한 결과를 보이거나(그림 53) 모델4r에서는 응력의 절대값은 모델3r에 비해 다소 감소하지만 분포되는 부위가 와동저에서 협측면까지 넓게 분포되고 집중부위도 와동협측면의 근심축에 치우쳐 나타난다(그림 1, 3, 54).

x축방향의 인장응력도 선각주위에서 더욱 넓게 퍼지며 집중부위도 근심축으로 더욱 이동된다(그림 2, 4, 58). y축방향의 인장응력은 거의 나타나지 않는다(그림 60).

반면에 변연용선부위에서는 유효응력 및 x축방향, y축방향의 인장응력이 모델3r에 비해 모두 증가되고 있다(그림 1, 2).

전체적으로 범랑질에 힘을 가한 경우에 있어 완전결합상태와 분리된 상태를 비교하면 완전결합으로 가정한 모델에서는 와동의 협측면에서 응력을 거의 관찰할 수 없고, 분리를 가정한 경우에는 안면치수선각 및 변연용선부위에 유효응력과 x축방향의 인장응력이 크게 작용함을 알 수 있고 이들 응력은 isthmus폭이 증가됨에 따라 선각주위에서 넓게 퍼지고 있으며 그 집중부위도 isthmus중앙의 corner부위에서 점점 근심축 proximal box쪽으로 이동하고 있음을 관찰할 수 있다. 반면에 y축방향의 인장응력은 isthmus폭이 1/4인 경우 isthmus중앙의 corner부위에서 집중되어 보이지만 나머지 모델에서는 안면치수선각부위에서는 거의 나타나지 않는다.

또한 isthmus폭이 넓어짐에 따라 원심변연용선부위에서도 응력이 점점 더 커지고 있다.

2차원유한요소법과 비교하기 위하여 만든 d2mod1모델에서는 d2mod1r에서 유효응력과 x축방향인장응력이 안면치수선각부위에 나타나 3차원유한요소법과 유사하였고(그림 61, 63, 65, 67), 3차원모델과의 차이점은 d2mod1a모델에서 안면치수 및 설측치수선각부위에 압축응력이 나타나는 점이다.

IV. 총괄 및 고안

치과 재료 및 예방치학의 발달에 따라 와동형성법도 많은 변화를 거듭하였고, 근래의 와동형성법은 건강한 치질을 가능한 한 보존하고

자 하는 것이 일반적인 경향이다. 그러나 아직도 많은 환자들이 초기에 진료를 받지 못하여 치아결손 부위가 증가되어 치과에 내원하는 경우가 많다. 이런 경우 정상적인 보존적 와동형성이 어렵고 교두의 강도가 저하되어 교두를 capping해야 할 경우가 있다.

이러한 치관내수복물이나 cusp capping의 결정에 있어서는 치아라는 구조물에 가해지는 응력 및 응력분포에 대한 이해가 필요하고 오늘날의 와동형성법이 갖는 파절의 가능성과 취약점에 대한 이해가 필요하다.

이를 위해서는 구강내의 상황에서 치아내에 발생하는 응력 및 변위에 대한 측정 방법이 필요하다. 과거 치아에 생기는 응력에 관한 연구들이 많이 발표되었고, Bonded electric strain gage법이나 광탄성분석법에 비해 유한요소법은 장점이 많으므로 치의학 분야에서도 응력분석을 통한 생체역학적 연구가 많이 이루어졌다³⁹⁻⁴⁸. 보존영역에서는 치아 및 충전물에 대한 변위 및 응력 분포에 대한 연구가 많이 이루어졌고⁴⁹⁻⁶², 열전달문제를 다룬 논문도 보고되고 있다^{63,64}.

그러나 대부분의 논문들이 치아의 구조가 복잡하고, 수학적 결과를 얻기 쉽다는 이유로 인해 2차원유한요소법으로 다루고 있다. 그러나 실제로 치아는 평면구조나 대칭적인 구조가 아니라 그 모양이 대단히 불규칙한 구조물이며, 하중을 평면응력(plane stress)상태⁵³나 대칭상태로 가하는 것은 계산상의 오류를 범할 가능성이 높으며 치질을 구성하는 법랑질, 상아질 및 치수의 분포도 복잡하여^{65,66} 2차원 단면으로는 그 구조를 적절히 나타내기 어려우므로 3차원유한요소법이 2차원유한요소법에 비해 장점을 갖게 될 것을 예상할 수 있다. 따라서 보존영역에서의 유한요소법의 개선방향은 개개 치아의 모델형태를 자연치에 근사하게 개선하고, 임의의 수복물 형태를 자유롭게 부여할 수 있어야 하며, 재료의 방향성(orthotropy)도 고려할 수 있어야 하고, 열역학적인 해석에도 적용할 수 있어야 할 것이다⁶⁷.

치아의 3차원 모델을 만들기 위해서 2차원 단면의 형상을 만들어야 한다. 이때 2차원 단

면은 3방향에서 형성할 수 있으며 수평면에 일치되게 삭제하는 방법(horizontal reduction), 근원심면에 평행하게 삭제하는 방법, 및 협설면에 평행하게 삭제하는 방법이 있다. 수평면에 일치되게 삭제하는 방법은 각 단면의 연결이 용이하므로 Khera등²⁵⁻²⁸은 이 방법을 이용하고 있다. 그러나 본 실험에서는 파절에 관여하는 응력의 방향이 xy평면내에 나타나게 하기 위하여 협설면에 평행하게 삭제하는 방법을 이용하였으며 이는 Bell등이 교합면근원심(MOD)수복물에서 균열이 생기게 되면 파괴의 시발점이 되고, 그 전형적인 파절면은 와동저에서 협면이나 설면의 치은변연을 향하여 40-50도의 각으로 외하방으로 파절된다고 한 파절기전(failure mechanism)에 근거하였다¹⁹.

탄성계수는 법랑질과 상아질에서는 Craig에 의해 정리된 수치를 사용하였고³⁶, 아말감은 상품명에 명시된 Dispersalloy의 값을 인용하였다³⁷. 포아송비도 Craig가 인용한 값을 사용하였다.

하중에 있어서는 학자^{27,28,52,55,59,67}에 따라 1N에서 1300N까지 치아에 따라 다양하게 사용하고 있고, 그 적용방법도 중심외에 장축방향으로 점하중(point loading)을 가한 것으로부터 전체교합면에 균등하게 가한 경우까지 다양하였다. Widmalm등³⁸은 소구치부위에서의 최대교합력은 평균 47.5kg을 나타낸다고 보고하였고, Gibbs등⁶⁸은 저작력은 최대교합력의 36.2%를 나타낸다고 하여 Khera등은 17 kg을 전체교합면에 균일하게 분포되게 부과하였다.

구강내에서 교합력을 균일하게 부과한다는 것은 Pascal의 원리처럼 구강내를 밀폐된 공간으로 간주하고 정수압이 가해진 경우나, 단단한 치질에 비해 강도가 크게 차이나는 상대적으로 연한 음식이 개재되어 저작될 때 생길 수 있는 상황이며, 와동이 채워져 있을 때는 와동벽과 충전물의 압축방향이 상쇄되어 의미를 잃게 된다. 따라서 단단한 음식물에 의해 가해지는 교합력이나 부기능(parafunction)에 의한 교합력들이 균열의 원인이 된다고 가정하여 하중조건은 최대교합력에 근사한 500N을

점하중으로 가하기로 하고 중심좌에 가한 경우와 축방운동을 가당한 협측교두 설측경사면의 임의의 한 점에 가한 경우를 비교하였다. 이를 그래픽기능이 우수한 유한요소해석프로그램인 Super SAP을 이용하여 응력분석을 하고 그 결과를 비교분석하였다.

탄성재료는 일정한계이상의 응력에서 파절된다. 일축인장에서는 응력이 파괴응력(fracture stress)보다 커지면 재료의 파절이 생긴다. 어떤 물체에 힘이 작용하여 복합응력이 생길 때 어느 응력성분에 의해 파절이 일어 나는지 알 수 없으므로 복합응력상태에서 실제로 이 응력을 대변하는 값으로 유효응력(effective stress)을 정의하여 유효응력이 파괴응력에 이르면 파절이 일어난다고 하였다. 유효응력 중에서 제일 많이 사용되는 것은 Von Mises계산식에서 나온 Von Mises유효응력이다. 예를 들어 상아질의 인장강도(Ultimate tensile strength)⁶⁹⁾가 41.4MPa이므로 유효응력이 그 이상이면 파절될 가능성이 높은 부위라고 본다. 따라서 본 실험에서는 먼저 Von Mises 유효응력을 관찰하여 파절의 조건을 관찰하였다. 다음으로 파절되는 방향에 대해서는 취약한(brittle) 재료는 가해지는 응력에 수직으로 균열이 생긴다고 하는 Griffith이론^{34,35,72)}에 근거하여 x축 및 y축방향의 인장응력을 관찰하였다. 유효응력이 같은 두 재료일지라도 파절의 방향은 다를 수 있고 파절의 방향은 거의 수직응력에 의해 결정되므로 x축 및 y축방향의 인장응력을 보는 것이 타당하다. 실제로 주 응력방향이냐 전단응력을 구하면 파절의 방향을 예상하기 용이하나 이 프로그램에서 제공되지 않아 x축 및 y축방향의 인장응력을 관찰하였다.

그림 14에서 보는 바와같이 변위는 법랑질에 하중을 가한 경우 x축방향의 변위는 와동저에서 교두정을 향하여 점차적으로 증가되고 있다. 또한 이것을 교합면에서 관찰하면 교두정과 proximal box의 협측벽이 협측으로 변위가 많이 일어나며 원심쪽에서는 변위가 적다(그림 16). 즉 이 구조물은 굽힘⁷⁰⁾과 동시에 회전도 일어나고 있음을 관찰할 수 있다. 특히 *e모

델(그림 15)에 비해 *r모델(그림 16)은 proximal box의 변위가 심하여 법랑질과 아말감의 물성치의 차이가 있지만 완전결합을 가정한 *e모델에서는 아말감이 치질을 지지하는 역할을 하여 변위가 적고 분리된 상태를 가정한 *r모델에서는 아말감이 치질을 잡아주지 못하므로 근심측의 변위가 많이 일어나게 된다. 또한 원심측은 변연용선에 의해 협측과 설측의 교두가 연결되어 있으므로 변위가 적게 일어나게 되어 전체적으로는 근심측에서 원심측으로의 회전을 보이고 있다. 이러한 현상은 isthmus폭이 넓어질수록 증가되고 있다(그림 16, 32, 42, 52).

Peters등⁷¹⁾은 아말감과 치질의 계면조건을 부여하는 방법에 따라 응력상황이 뚜렷한 차이를 보인다고 하였고, 2차원모델에서 계면조건을 완전결합, 분리, 및 play의 가능성(possibility)의 3종류로 나누어 비교분석하여 완전결합의 경우는 치질이나 수복물내에 발생하는 최대 응력의 크기를 감소시킨다고 하였고, 이런 계면조건은 응력분포에 중요한 변수가 된다고 하였으나 계면의 접촉특성에 관한 자료가 부족하여 앞으로 개선되어야 할 부분이라고 언급하였다. 또한 play의 가능성을 부여하는 것이 가장 실제상황에 가깝다고 하였다.

그러나 2차원에서와는 달리 3차원유한요소법에서는 치질과 아말감의 계면조건을 부여하기가 용이하지 않으며 적절한 자료가 없기 때문에 본 실험에서는 완전결합을 가정한 *e모델과 분리된 상태를 가정한 *r모델을 비교하여 실제상황을 추정하였다.

실제로 본 실험결과에서도 *e모델의 경우보다 *r모델의 경우에 있어 변위의 차이가 심하게 나타나고 또한 isthmus폭이 넓어짐에 따라 회전도 많이 일어나고 있다. 반면에 *e모델의 경우는 재료의 물성치는 다르지만 proximal box에서도 근심협측선각부위를 잡아주는 역할을 하므로 교두만이 협측으로 변위되고 있다(그림 15, 31, 41, 51).

*a모델의 경우 변위가 주로 아말감내에 한정되어 나타난다(그림 13, 29, 39, 50). 이것은 아말감과 법랑질이 완전결합되어 있으므로 법

랑질과의 접촉부위에서 단단한 재질인 법랑질이 아말감의 변위를 일어나지 못하게 잡고 있는 상황이 되어 하부에서는 변위가 거의 일어나지 않고, 측면의 법랑질도 단단한 재료이므로 측면으로도 변위가 파급되지 못하기 때문에 사료된다.

만약에 play가 적용된다면 힘을 받았을 때 아말감이 하방으로 변위되고 와동저를 누르게 되어 와동저나 선각에 응력이 생길것으로 사료된다.

응력의 경우에 있어서는 완전결합이 되어 있는 *e모델의 경우 상아질이 법랑질에 비해 탄성계수가 4배 정도 차이가 나는 상대적으로 연한 재료이므로 변위가 같은 양으로 일어난다면 같은 변위에 필요한 힘은 상아질이 훨씬 적을 것이고 따라서 응력도 적게되어 응력이 법랑질에서 상아질로 퍼지지 못하고 협측의 법랑질을 따라 치경부쪽으로 분포되고 있음을 알 수 있고, 후방에서 아말감이 잡아주므로 와동의 협측면에 응력이 거의 발생하지 않고 있다(그림 19, 23, 27, 33, 35, 43, 45, 53, 57). 그러나 *r모델의 경우는 안면치수선각부위에 유효응력 및 인장응력이 파괴응력이상으로 집중되고 있다(그림 20, 24, 28, 34, 36, 42, 44, 46, 48, 54, 58, 60). 즉 이 선각부위에서 x, y 두 방향에 모두 큰 인장응력이 가해져 있다. 상아질의 인장강도(Ultimate tensile strength)는 41.4MPa이나 본 실험에서는 분리된 극한치의 경우로 가정하였으므로 실제상황보다 훨씬 높은 유효응력이 나타나게되어 41.4MPa보다 훨씬 큰 유효응력 값에서 균열이 시작될 것이다. 그러므로 와동의 벽면에서의 아말감과 치질의 계면조건이 중요한 변수가 될 수 있고 실제상황은 *e모델과 *r모델의 실험값사이의 임의의 현상이 생길 것이다.

*e모델에서는 isthmus폭이 증가되어도 와동벽면에 생기는 응력에는 큰 변화가 없으나(그림 19, 35, 43, 53) *r모델의 경우 isthmus폭이 증가됨에 따라 모델1r의 경우 응력이 선각에 집중되고 특히 와동의 중앙에 있는 isthmus폭이 가장 좁은 부위에 집중되고있으며 모델4r로 진행함에 따라 점차적으로 응력이

와동저로 분산되고, 집중부위도 근심측 proximal box쪽으로 이동하고 있음을 관찰할 수 있다(그림 20, 36, 44, 54). 이는 회전되기 때문인 것으로 사료된다. 또한 모델1r에서 와동의 중앙에 있는 isthmus폭이 가장 좁은 부위에 응력이 특히 많이 집중되고 있는 것은 modelling자체에서 이 부분이 층이 생겨서 들출되어 있기 때문으로 사료되어 모델1r에서의 응력집중 현상은 해석에서 제외될 필요가 있다. 따라서 균열의 시작점은 와동이 넓어짐에 따라 proximal box쪽으로 이동하게 되고 발생가능성도 증가될 것이다(그림 1, 2, 3, 4).

isthmus폭이 2/3가 되면 와동저에서의 응력이 나타나는 부위가 확장되고 선각부위에 응력 집중현상이 줄어들게 되나(그림 54, 58) 이 경우는 와동벽면과 치수각의 거리가 가까워지고, 협측교두의 후경이 얇아지므로 응력이 집중되는 경향은 줄어들지만 균열이 시작될 수 있는 면적이 넓어지고, 얇은 치질로 인해 파절이 생길 것으로 사료된다. 또한 이때는 안면치수선각외에도 원심측변연용선부위에 유효응력이 크게 나타나는 것으로 보아서 균열의 시작점이 변연용선에서도 일어날 수 있어 파절의 가능성은 더 커진다고 볼 수 있다. 따라서 Bronner⁶⁾가 지적한 것처럼 proximal box에서는 occlusal convergence를 부여하여 치질의 강도를 증가시킬 필요가 있다고 하겠다.

파절의 방향은 안면치수선각부위에서 균열이 일어나면 모델1r에서는 x축, y축방향이 유사한 수치를 보이므로(그림 24, 28) xy평면을 따라 45도에 가깝게 균열이 시작될 것이고 isthmus폭이 넓어짐에 따라 상대적으로 x축방향의 값이 커지고 y축 방향의 값이 작아지므로(그림 58, 60) 균열의 방향은 점점 수직방향에 가깝게 증가될 것이며 모델4r에 이르면 y축 방향으로 압축응력이 나타나므로 균열은 거의 수직으로 직하부의 치수각을 향해 일어날 것으로 예상된다. 변연용선부위에서는 isthmus폭이 증가됨에 따라 x축방향의 인장응력의 크기가 증가되고(그림 24, 36, 46, 58) y축방향의 인장응력(그림 28, 38, 48, 60)에 비해 상대적으로 큰 차이를 보이고 있어 이 부위에서 균열이 생

긴다면 거의 수직방향에 가깝게 생길 것이다. 모델1r의 경우는 국소적으로 높은 유효응력을 보이고 있고(그림 20) x축방향의 인장응력은 전체적으로 퍼져 있으나(그림 24) 와동중앙의 isthmus corner부위에서 y축방향의 인장응력이 집중되어 있으며(그림 28), 모델2r에서는 변연용선부위의 유효응력 및 x축방향 인장응력이 다른 모델에 비해 적고 선각부위에서도 선각을 따라 가장 잘 분포되고 있으며(그림 34, 36) y축방향 인장응력이 모델 1r에서 집중되는 현상도 없어지므로(그림 38) 1/3폭이 가장 바람직한 것으로 생각된다. 그러나 모델1r의 경우에서 isthmus corner부위에 생기는 응력집중현상은 모델에서 그 부분이 각진 돌출부위로 이루어져 있으므로 실제 와동형성시의 곡면에 비해 응력이 크게 표현된 것으로 해석할 수 있고 원심축에서 모델1r에서 응력이 현저히 낮고 근심축에서는 모델1r의 경우가 모델2r보다 응력이 크게 나타나므로 균열의 시작점이 실제로 어디에 있는지에 따라 어느 와동이 더 파절의 가능성이 큰 것인지는 분명히 결론내리기 어렵다. 모델3r에서 모델2r보다 유효응력 및 x축방향의 인장응력이 더 잘 퍼져 있으나 근심축으로 이동하면서 조금 더 집중되어 있고(그림 44, 46), y축방향 인장응력은 거의 없어지며 변연용선부위의 응력이 크게 증가되고 있다(그림 48).

모델4r의 안면치수선각에서는 유효응력 및 x축방향의 인장응력이 협설축으로 넓게 분포되어 있고(그림 54, 58) 응력의 크기도 감소하고 있으나(그림 1) 협측교두의 두께가 얇아지므로 선각에 가해지는 응력은 적어지더라도 파절의 가능성은 줄어들었다고 할 수 없다. 반면에 변연용선부위에 응력이 크게 나타나고 있어 모델4r의 경우는 파절의 위치에 있어 선각부위와 용선부위가 공히 의심되는 부분이 된다(그림 58, 60) *e모델은 *r모델에 비해 안면치수선각부위와 변연용선부위에서 유효응력 및 x축방향의 인장응력이 현저하게 낮아지므로 파절의 가능성은 거의 없는 것으로 생각된다(그림 1, 2, 53, 54, 57, 58, 59, 60).

치경부에 나타나는 응력은 고정점을 치경부

에 설정하였기 때문에 사료되며 치근을 모델에 포함시킬 경우에는 크게 감소될 것이므로, 해석에서 제외하는 것이 타당하다(그림 20, 34, 44, 54). 또한 하중을 가한 부위에 응력이 아주 크게 나타나지만, 점하중의 경우 실제로 압축응력이므로 법랑질이나 아말감이 압축강도가 큰 재료이고 압축에 의한 파괴응력은 인장에 비해 8배가 요구된다⁷²⁾는 점에서 치아파절에서는 큰 의미가 없고, 일반적으로 점하중의 경우 하중점에 인접한 1-2층의 요소들에서의 응력값은 신뢰할 수 없는 것으로 간주하여 해석에서 제외한다.

결론적으로 isthmus의 폭이 좁아지면 한곳에 인장이 지속적으로 집중되어 작용하게될 가능성은 크나 모든 예중에서 잔존치질이 가장 많이 존재하여 isthmus폭이 넓은 경우보다 파절의 가능성이 적다. isthmus폭이 넓어지면 인장응력값은 작아지지만 넓은 부위에 생기게 되어 균열이 시작될 수 있는 면적이 증가되고 치수와 와동저의 간격이 좁아져 파절될 가능성이 커진다.

실제로 play가 가능한 상황에서는 치질과 아말감이 접촉되어 있는 상황에서 협측교두에 힘이 가해지면 포아송비가 서로 비슷한 치질과 아말감 사이에서는 가해지는 힘에 평행한 원심면보다는 협측면이 먼저 충분리되고⁷⁰⁾, 원심면은 결합되어 있는 상태이므로 변연용선에는 아직 응력이 작용되지 않은 상태이므로 안면치수선각에서 먼저 균열이 생길 것이다. 그러나 원심면도 분리가 된다면 변연용선은 더 큰 응력이 생기는 곳이므로 용선에서 균열이 시작될 것이다. 와동의 설측면에서도 충분리가 일어날 수 있으나 응력이 적으므로 의미가 없다.

그러므로 균열의 시작점이 isthmus의 중앙에 있다면 isthmus폭이 1/3인 경우가 1/4인 경우 보다 유리하나 실제로 변위는 근심축 proximal box쪽에서 많이 일어나므로 충분리는 근심쪽에서 먼저 일어날 것이 예상되어 isthmus폭이 1/4인 경우와 1/3인 경우의 파절 가능성은 분명히 결론을 내리기가 어렵다. 반면에 isthmus폭이 1/2인 경우는 1/3에 비해 응력이 10MPa정도 증가되고 있고(그림 1) 변

연용선부위에서의 응력의 증가가 뚜렷하여 파절의 가능성이 커진다. 따라서 isthmus의 폭은 1/3이하인 것이 유리할 것으로 사료되며 1/2을 넘어서는 경우는 응력이 와동저에 넓게 퍼지므로 capping이 필요할 것이다.

만약에 *a나 *e모델에서 처럼 치질과 아말감이 완전결합되어 있다면 아말감에 힘을 가한 경우 응력을 받는 직하부의 아말감이 협설 방향으로 압축되더라도 단단한 법랑질에 의해 변위가 제한되므로 응력이 아말감내에 전부 한정되어 버리고(그림 55), 법랑질에 힘을 가한 경우 법랑질이 상대적으로 매우 강하므로 국소적으로 하중을 흡수하여 버리고 변형이 거의 일어나지 않으므로 응력이 넓게 확장되지 못한다(그림 56).

따라서 완전결합된 경우에는 균열의 가능성이 거의 없는 것으로 사료된다. 이것은 *a모델에서 아말감을 제거하고 보면 와동저의 선각에 인장이 거의 나타나지 않는 것으로 보아 균열을 일으킬 소인이 발생하지 않는 것으로 생각된다. 와동의 협측면에서 압축응력은 발견되지만 압축은 일반적으로 균열과는 관계가 없는 것으로 알려져 있다. 또한 *e모델에서도 아말감을 제거하고 관찰하면 각각의 *r모델에 비해 같은 위치에 같은 크기의 힘을 주었으나, 공통적으로 선각에는 인장이 거의 없고, 변연용선부위에서의 응력도 적게 나타난다. 따라서 충전시에는 가급적 bonding이 되는 재료를 사용하는 것이 좋을 것이다⁷³⁾.

2차원 모델은 모델1a의 4.0 mm단면과 같은 형태로 제작하였고 그 결과 d2modle와 d2modlr의 차이는 3차원모델의 결과와 전체적인 양상은 유사하다(그림 65, 66, 67, 68). 그러나 d2modla에서는 하중을 가한 직하부에 협설 방향의 압축이 생기나 좁은 부위에 국한되어 있고 치아장축방향으로는 와동저의 협측 및 설측선각에 압축응력이 발생되고 전체적으로는 설측교두의 기저부를 따라 치경부쪽으로 압축응력이 퍼지고 있는 점이 3차원모델과 차이가 있다(그림 64). 이는 종래의 광탄성분석법의 결과들과 유사한 결과를 나타내고 있으나^{30-32,74)} 인장응력의 집중부위가 근원심축으로

이동되는 것을 적절히 보여주지 못하고 있다. 또한 변연용선부위에 생기는 파절의 가능성에 대해서도 알 수 없는 등의 한계성을 갖고 있으므로 보다 나은 3차원모델의 개발이 필요하다고 하겠다.

V. 결 론

저자는 와동형성이 치아파절에 미치는 영향을 비교하기 위하여 상악 제1소구치의 3차원 유한요소모델을 개발하고 isthmus폭을 1/4, 1/3, 1/2 및 2/3로 하여 변수로 하는 4가지 교합면근심아말감와동의 모델에 대해 응력 및 변위등의 역학적 특성을 3차원유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 응력은 와동의 안면치수선각과 원심변연에 집중된다.
2. 와동이 넓어질수록 응력은 선각주위에 넓게 퍼지게되고 응력의 집중부위는 proximal box쪽으로 이동된다.
3. 균열은 isthmus폭이 좁을 때는 와동 중앙에 isthmus corner부위에서 시작되고 폭이 넓어지면서 proximal box쪽으로 이동되며 동시에 변연용선부위도 균열의 가능성이 증가된다.
4. 균열의 방향은 와동의 안면치수선각에서는 외하방 경사를 이루며 isthmus폭이 넓어지면 점점 수직방향에 가까워진다. 변연용선부위에서는 수직방향으로 균열이 생긴다.
5. isthmus폭은 협설교두간거리의 1/3이하인 것이 유리하고 1/2을 넘으면 capping을 하는 것이 유리하다.
6. play의 가능성을 유한요소계산에 적용할 필요가 있다.

REFERENCES

1. Schnepfer, H.E.: The History of Cavity Preparation in Dental Schools in North America, Operative Dentistry 14:203, 1989.
2. Thomas, A.E.: Evaluation of Principles of Cavity Preparation Design, Ala. J. Med.

- Science, 20:379, 1983.
3. Elderton, R.J.: **New Approaches to Cavity Design**, *Br. Dent. J.*, 157:421, 1984.
 4. Elderton, R.J.: **Cavo-surface Angles, Amalgam Margin Angles and Occlusal Cavity Preparations**, *Br. Dent. J.*, 156:319, 1984.
 5. O'hara, J.W.Jr. and Clark, L.L.: **The Evolution of the Contemporary Cavity Preparation**, *J.A.D.A.*, 108:993, 1984.
 6. Almquist, T.C., Cowan, R.D. and Lambert, R.L.: **Conservative Amalgam Restorations**, *J.P.D.*, 29:524, 1973.
 7. El-Sherif, M.H., Halhoul, M.N., Kamar, A.A., and El-Din, A.N.: **Fracture Strength of Premolars with Class 2 Silver Amalgam Restorations**, *Operative Dentistry* 13:50, 1988.
 8. Bronner, F.J.: **Engineering Principles applied to class 2 cavities**, *J. Dent. Res.*, 10: 115, 1930.
 9. Markley, M.R.: **Restorations of Silver Amalgam**, *J.A.D.A.*, 43:133, 1951.
 10. Gilmore, H.W., Lund, M.R., Bales, C.D., and Verneti, J.P.: **Operative Dentistry**, 4th ed., pp. 122-145, St. Louis, Missouri, 1982, C.V. Mosby Co.
 11. Rodda, J.C.: **Modern Class II Amalgam Cavity Preparations**, *N.Z. Dent. J.* 68:312, 1972.
 12. Mount, G.J.: **The Three Stages of the Amalgam Cavity**, *Aust. Dent. J.* 23:75, 1978.
 13. Cavel, W.T., Kelsey, P.W., and Blankenau, R.J.: **An in vitro study of Cuspal Fracture**, *J.P.D.* 53:38, 1985.
 14. Mahler, D.B.: **An Analysis of Stresses in a Dental Amalgam Restoration**, *J. Dent. Res.* 37:516, 1958.
 15. Craig, R.G., El-Ebrashi, M.K., LePeak, P.J., and Peyton, F.A.: **Experimental Stress Analysis of Dental Restorations – Part I Two-dimensional Photoelastic Stress Analysis of Inlays**, *J.P.D.*, 17:277, 1967.
 16. Shillingburg, H.T. Jr., Jacobi, R., and Brackett, S.E.: **Preparation Modifications for Damaged Vital Posterior Teeth**. *DCNA* 26:305, 1985.
 17. Holland, C.S.: **Cast Gold Restorations for Teeth with Large Carious Lesions**, *Brit. Dent. J.* 131:16, 1971.
 18. Fisher, D.W., Caputo, A.A., Shillingburg, H.T. Jr., and Duncanson, M.G.: **Photoelastic Analysis of Inlay and onlay Preparations**, *J.P.D.* 33:47, 1975.
 19. Bell, J.G., Smith, M.C., and de Pont, J.J.: **Cuspal Fractures of MOD Restored Teeth**, *Aust. Dent. J.* 27:283, 1982.
 20. Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriyama, A., Navarro, M.F., and Soares, F.B.: **Fracture Strength of Human Teeth with Cavity Preparations**, *J.P.D.* 43:419, 1980.
 21. Christensen, G.J.: **Clinical and Research Advancements in Cast-Gold Restorations**, *J.P.D.* 25:62, 1971.
 22. Sturdevant, C.M.: **The Art and Science of Operative Dentistry**, 2nd ed., pp. 231, 431-449. St. Louis, Missouri, 1985. C.V. Mosby Co.
 23. Re, G.J., and Norling, B.K.: **Fracturing Molars with Axial Forces**, *J. Dent. Res.*, 60:805, 1981.
 24. Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., and Potter, R.H.: **Effects of Designs of Class 2 Preparation on Resistance of Teeth to Fracture**. *Operative Dentistry* 8:6, 1983.
 25. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C.S., and Gurusami, S.A.: **Parameters of MOD Cavity Preparations: A 3-D FEM Study, Part II**, *Operative Dentistry* 16:42, 1991.
 26. Goel, V.K., Khera, S.C., Gurusami, S., and

- Chen, R.C.S.: Effect of Cavity Depth on Stresses in a Restored Tooth, *J.P.D.*, 67: 174, 1992.
27. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C.S., and Gurusami, S.A.: A Three-dimensional Finite Element Model, *Operative Dentistry*, 13:128, 1988.
28. Goel, V.K., Khera, S.C., Ralston, J.L., and Chang, K.H.: Stresses at the Dentino-Enamel Junction of Human Teeth-A Finite Element Investigation. *J.P.D.* 66:451, 1991.
29. Morin, D.L., Douglas, W.H., Cross, M., and DeLong, R.: Biophysical Stress Analysis of Restored Teeth: Experimental Strain Measurement. *Dent. Mater.*, 4:41, 1988.
30. deVree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., and Plasschaert, A.J.M.: A Comparison of Photoelastic and Finite Element Stress Analysis in Restored Tooth Structures. *J. Oral Rehab.* 10:505, 1983.
31. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., and Peyton, F.A.: Experimental Stress Analysis of Dental Restorations. Part III. The Concept of the Geometry of Proximal Margins. *J.P.D.* 22:333, 1981.
32. 김준연 : 구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성 분석. *대한치과의사협회지*. 19 : 593, 1981.
33. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J., and Trabert, K.C.: The Retentive and Stress-distributing Properties of a Threaded Endodontic Dowel, *J.P.D.* 44:398, 1980.
34. Segerlind, L.J.: Applied Finite Element Analysis, 2nd ed., pp. 3-16, N.Y., 1984, John Wiley & Sons, Inc.
35. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문, p1-21, 서울, 동명사, 1987.
36. Craig, R.G.: Restorative Dental Materials, 8th ed. St. Louis, Missouri, 1989, C.V. Mosby Co.
37. Morin, D.L., Cross, M., Voller, M.R., Douglas, W.H., and DeLong, R.: Biophysical Stress Analysis of Restored Teeth: Modeling and Analysis, *Dent. Mater.*, 4:77, 1988.
38. Widmalm, S.E. and Ericsson, S.G.: Maximal Bite Force with Centric and Eccentric Load, *J. Oral Rehab.* 9:445, 1982.
39. 조호구 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과교정학회지*. 14 : 75, 1984.
40. 조봉제, 손병화 : 상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석. *연세치대논문집*. 3 : 459, 1985.
41. 김영원, 손병화 : 견치원심이동시의 초기 변화에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과교정학회지*. 18 : 25, 1988.
42. 김정희, 정재현, 조규중 : Overdenture하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과보철학회지*. 28 : 63, 1990.
43. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과의사협회지*. 24 : 617, 1986.
44. Atmaram, G.H. and Mohammed, H.: Estimation of Physiologic Stress with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure, *J. Dent. Res.*, 60:873, 1981.
45. Wright, K.W.J. and Yettram, A.L.: Reactive Force Distributions for Teeth when Loaded singly and when used as Fixed Partial Denture Abutments, *J.P.D.* 42:411, 1979.
46. Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J.: A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant, *J. Dent. Res.* 61:25, 1982.
47. 김문기 : 유한요소법에 의한 telescope Denture의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. *대한치과보철학회지*, 22 : 109, 1984.
48. 김성래, 박태원 : 하악골의 부위별 충격시 발생하는 응력에 대한 유한요소법적 연구. *서울치대논문집*. 16 : 255, 1992.
49. deVree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., and Plasschaert, A.J.M.: The Influence of Modifica-

- tion of Cavity Design on Distribution of Stresses in a Restored Molar, *J. Dent. Res.* 63:1217, 1984.
50. Craig, R.G.: Selected Properties of Dental Composites, *J. Dent. Res.* 58:1544, 1979.
 51. Wright, K.W.J. and Yettram, A.L.: Finite Element Stress Analysis of a Class I Amalgam Restoration subjected to Setting and Thermal Expansion, *J. Dent. Res.* 57:715, 1978.
 52. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., and Stannard, J.G.: Dentin Stresses in Post-reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support, *J. Dent. Res.* 62:1002, 1983.
 53. Selna, L.G., Shillingburg, H.T. Jr., and Kerr, P.A.: Finite Element Analysis of Dental Structures-Axisymmetric and Plane Stress Idealizations, *J. Biomed. Mater. Res.* 9: 237, 1975.
 54. Derand, T.: Marginal Failure of Amalgam Class II Restoration, *J. Dent. Res.*, 56: 481, 1977.
 55. 나성식 : 하악 제 1 대구치 수복시 치아 및 충전재의 응력과 변위에 관한 유한요소법적 연구. 대한소아치과학회지. 16 : 26, 1989.
 56. Buch, J.D., Crose, J.G., and Bechtol, C.O.: Biomechanical and Biomaterial Considerations of Natural Teeth, Tooth Replacements, and Skeletal Fixation, *Biomat. Med. Dev., Art. Org.*, 2:171, 1974.
 57. Farah, J.W., Hood, J.A.A., and Craig, R.G.: Stresses and Deflections in the Floor of Model Cavity Preparations, *J. Oral Rehab.* 1:207, 1974.
 58. Yettram, A.L., Wright, K.W.J., and Pickard, H.M.: Finite Element Stress Analysis of the Crown of Normal and Restored Teeth, *J. Dent. Res.*, 55:1004, 1976.
 59. Williams, K.R., Edmundson, J.T., and Rees, J.S.: Finite Element Stress Analysis of Restored teeth. *Dent. Mater.*, 3:200, 1987.
 60. Farah, J.W., Hood, J.A.A., and Craig, R.G.: Effects of Cement Bases on the Stresses in Amalgam Restorations, *J. Dent. Res.* 54:10, 1975.
 61. Farah, J.W., Powers, J.M., Dennison, J.B., Craig, R.G., and Spencer, J.: Effects of Cement Bases on the Stresses and Deflections in Composite Restorations, *J. Dent. Res.*, 55:115, 1976.
 62. Peters, M.C.R.B., Poort, H.W., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Stress Analysis of a Tooth Restored with a Post and Core, *J. Dent. Res.* 62:760, 1980.
 63. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T.: Evaluation of Thermal Change in Pulp Chamber, *J. Dent. Res.*, 56:1480, 1977.
 64. deVree, J.H.P., Spierings, Th. A.M., and Plasschaert, A.J.M.: A Simulation Model for Transient Thermal Analysis of Restored Teeth, *J. Dent. Res.*, 62:756, 1983.
 65. Wheeler, R.C.: *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion.* pp. 196-208, Philadelphia, PA., 1974, W.B. Saunders Co.
 66. Wheeler, R.C.: *Pulp cavities of the Permanent Teeth.* pp. 89-100, Philadelphia, PA., 1976. W.B. Saunders Co.
 67. Rubin, C., Krishnamuorthy, N., Capilouto, E., and Yi, H.: Stress Analysis of the Human Tooth using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J. Dent. Res.*, 62:82, 1983.
 68. Gibbs, C.H., Mahan, P.E, Lundeen, H.C., Brehnan, K.B., Wash, E.K., and Holbrook, W.B.: Occlusal Forces during Chewing and Swallowing as Measured by Sound Transmission, *J.P.D.* 46:443, 1981.
 69. O'Brien, W.J. and Ryge, G.: *An Outline of Dental Maerials and Their Selection*, pp.

- 398, Washington, Pa., 1978, W.B. Saunders Co.
70. Granath, L. and Svensson, A.: Elastic Outward Bending of Loaded Buccal and Lingual Premolar Walls in relation to Cavity Size and Form, *Scand. J. Dent. Res.*, 99:1, 1991.
71. Peters, M.C.R.B., and Poort, H.W.: Biomechanical Stress Analysis of the Amalgam-tooth Interface, *J. Dent. Res.*, 62:358, 1983.
72. 이동녕 : 금속강도학. p 198, 서울, 문운당. 1981.
73. Lopes, L.M., Leitao, J.G.M., and Douglas, W.H.: Effect of a new resin inlay/only restorative material on cuspal reinforcement, *J. Dent. Res.*, 22:641, 1991.
74. Granath, L.E.: Photoelastic Model Experiments on Class II Cavity Preparations of Dental Amalgam, *Odont. Revy.*, 16:Suppl. 9, 1965.

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 5.** Tooth model, mesio-buccal view
- Fig. 6.** Tooth model, disto-lingual view
- Fig. 7.** Mesh of 3-Dimensional model
- Fig. 8.** Surface mesh of 3-Dimensional model
- Fig. 9.** Cavity form of MODEL1
- Fig. 10.** Cavity form of MODEL2
- Fig. 11.** Cavity form of MODEL3
- Fig. 12.** Cavity form of MODEL4
- Fig. 13.** MODEL1a Displacement Y-direction (view of mesial half)
- Fig. 14.** MODEL1r Displacement X-direction (view of mesial half)
- Fig. 15.** MODEL1e Displacement with undisplaced model
- Fig. 16.** MODEL1r Displacement with undisplaced model
- Fig. 17.** MODEL1a Von Mises Stress
- Fig. 18.** MODEL1e Von Mises Stress
- Fig. 19.** MODEL1e without amalgam Von Mises Stress
- Fig. 20.** MODEL1r Von Mises Stress
- Fig. 21.** MODEL1a Tensor Stress X-direction
- Fig. 22.** MODEL1e Tensor Stress X-direction
- Fig. 23.** MODEL1e without amalgam Tensor Stress X-direction
- Fig. 24.** MODEL1r Tensor Stress X-direction
- Fig. 25.** MODEL1a Tensor Stress Y-direction
- Fig. 26.** MODEL1e Tensor Stress Y-direction
- Fig. 27.** MODEL1e without amalgam Tensor Stress Y-direction
- Fig. 28.** MODEL1r Tensor Stress Y-direction
- Fig. 29.** MODEL2a Displacement with undisplaced model
- Fig. 30.** MODEL2r Displacement X-direction
- Fig. 31.** MODEL2e Displacement with undisplaced model
- Fig. 32.** MODEL2r Displacement with undisplaced model
- Fig. 33.** MODEL2e without amalgam Von Mises Stress
- Fig. 34.** MODEL2r Von Mises Stresss
- Fig. 35.** MODEL2e without amalgam Tensor Stress X-direction
- Fig. 36.** MODEL2r Tensor Stress X-direction
- Fig. 37.** MODEL2e without amalgam Tensor Stress Y-direction
- Fig. 38.** MODEL2r Tensor Stress Y-direction
- Fig. 39.** MODEL3a Displacement with undisplaced model
- Fig. 40.** MODEL3r Displacement X-direction

- Fig. 41.** MODEL3e Displacement with undisplaced model
- Fig. 42.** MODEL3r Displacement with undisplaced model
- Fig. 43.** MODEL3e without amalgam Von Mises Stress
- Fig. 44.** MODEL3r Von Mises Stress
- Fig. 45.** MODEL3e without amalgam Tensor Stress X-direction
- Fig. 46.** MODEL3r Tensor Stress X-direction
- Fig. 47.** MODEL3e without amalgam Tensor Stress Y-direction
- Fig. 48.** MODEL3r Tensor Stress Y-direction
- Fig. 49.** MODEL4r Displacement X-direction
- Fig. 50.** MODEL4a Displacement Y-direction
- Fig. 51.** MODEL4e Displacement with undisplaced model
- Fig. 52.** MODEL4r Displacement with undisplaced model
- Fig. 53.** MODEL4e without amalgam Von Mises Stress
- Fig. 54.** MODEL4r Von Mises Stress
- Fig. 55.** MODEL4a Tensor Stress X-direction
- Fig. 56.** MODEL4e Tensor Stress X-direction
- Fig. 57.** MODEL4e without amalgam Tensor Stress X-direction
- Fig. 58.** MODEL4r Tensor Stress X-direction
- Fig. 59.** MODEL4e without amalgam Tensor Stress Y-direction
- Fig. 60.** MODEL4r Tensor Stress Y-direction
- Fig. 61.** D2MOD1r Von Mises Stress
- Fig. 62.** D2MOD1r Displacement Y-direction (horizontal)
- Fig. 63.** D2MOD1a Tensor Stress Y-direction (horizontal)
- Fig. 64.** D2MOD1a Tensor Stress Z-direction (vertical)
- Fig. 65.** D2MOD1e Tensor Stress Y-direction (horizontal)
- Fig. 66.** D2MOD1e Tensor Stress Z-direction (vertical)
- Fig. 67.** D2MOD1r Tensor Stress Y-direction (horizontal)
- Fig. 68.** D2MOD1r Tensor Stress Z-direction (vertical)

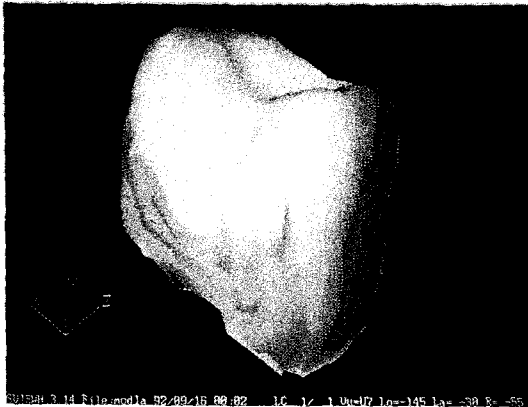


Fig. 5

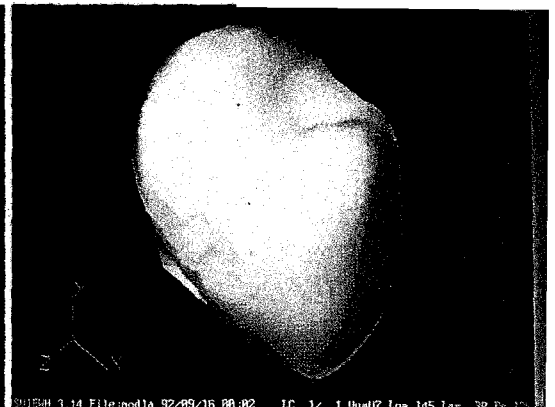


Fig. 6

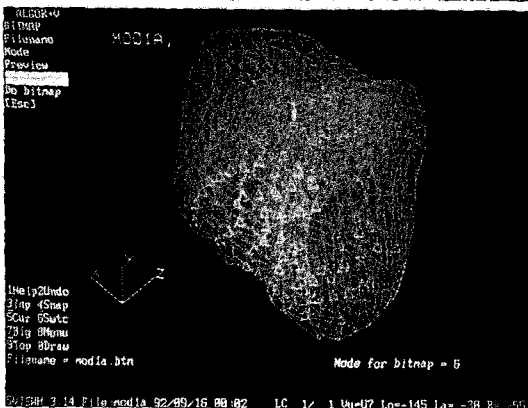


Fig. 7

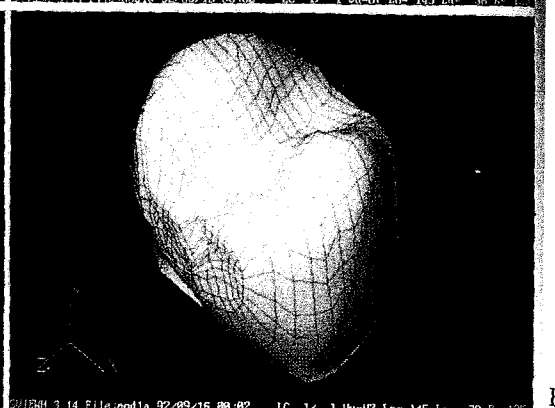


Fig. 8

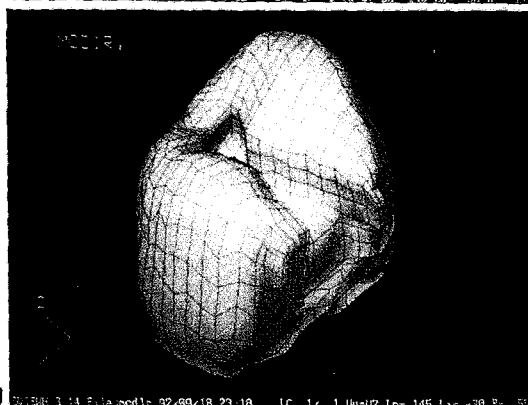


Fig. 9

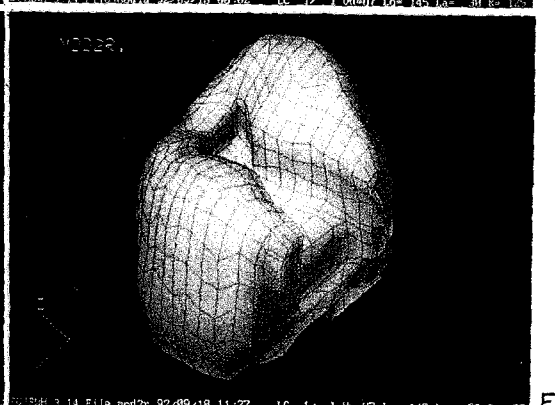


Fig. 10

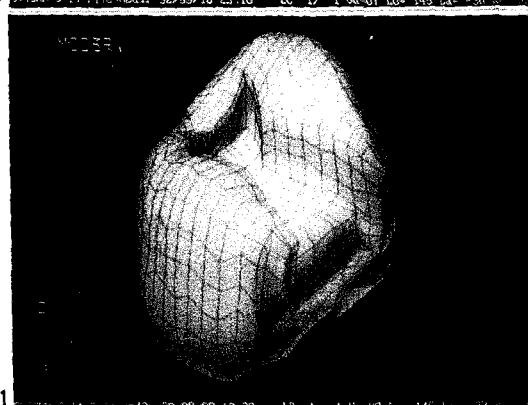


Fig. 11

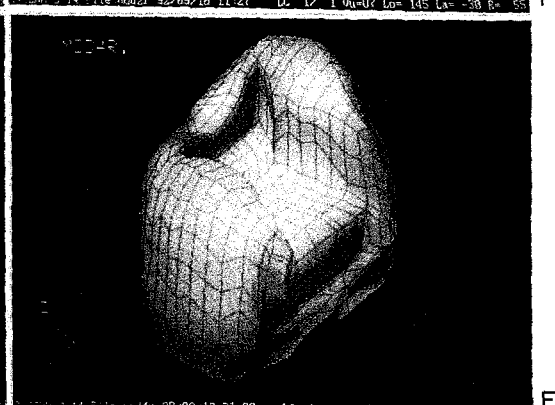


Fig. 12

논문 사진부도 ②



Fig. 13

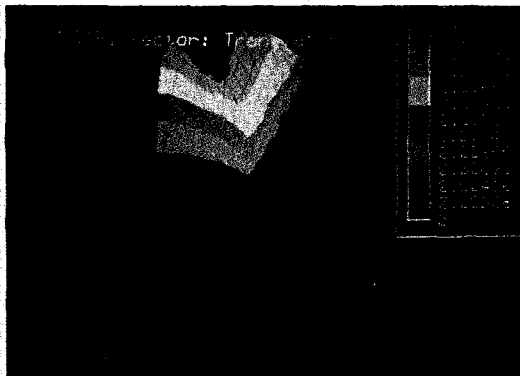


Fig. 14

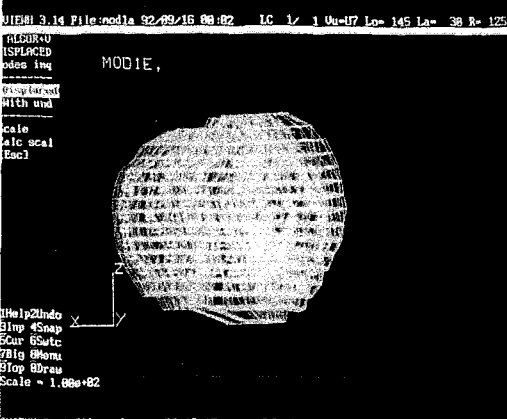


Fig. 15

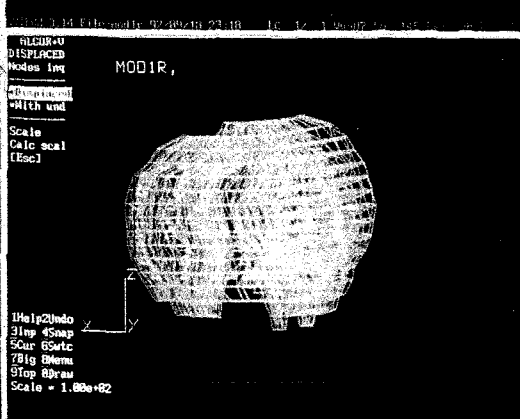


Fig. 16



Fig. 17



Fig. 18

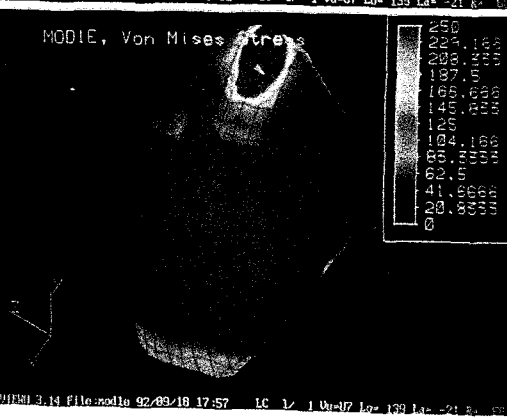


Fig. 19



Fig. 20

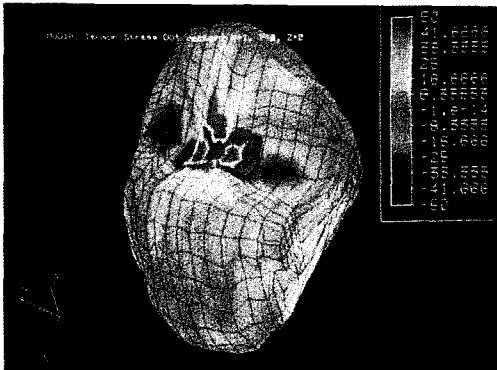


Fig. 21

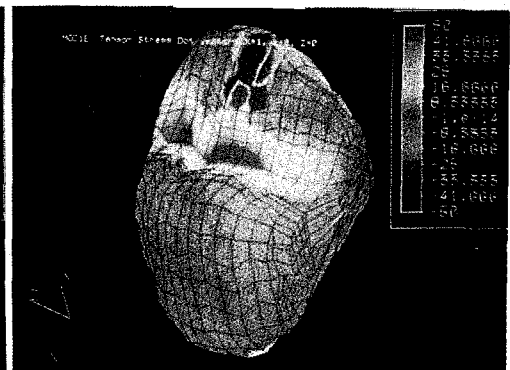


Fig. 22

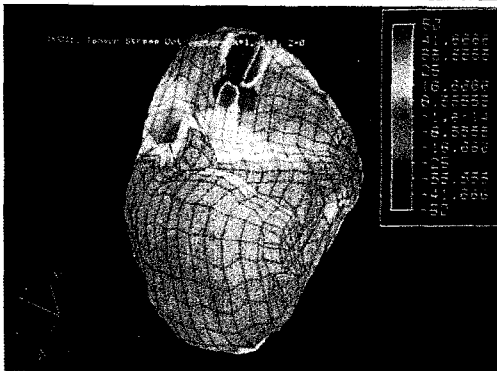


Fig. 23

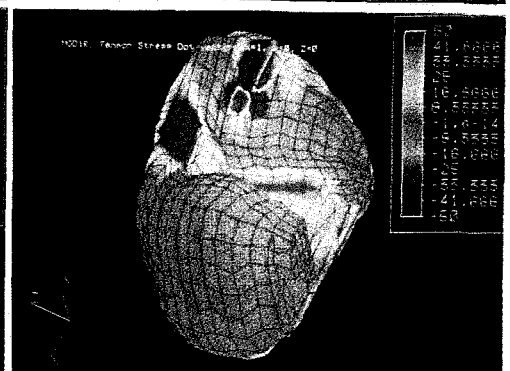


Fig. 24

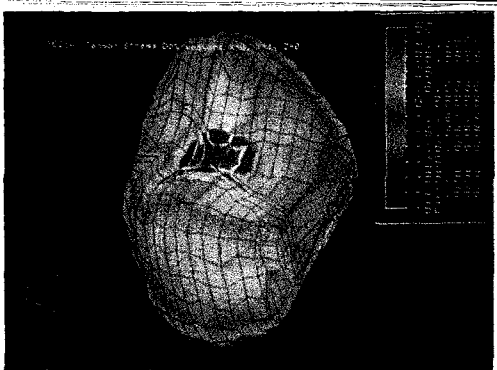


Fig. 25



Fig. 26

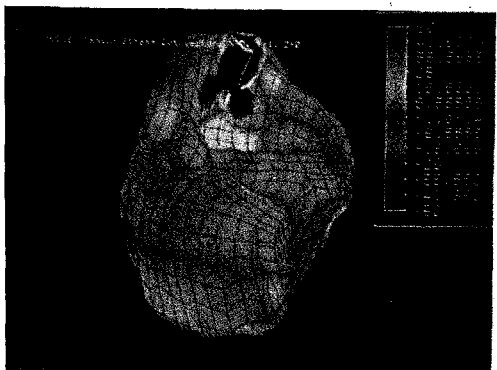


Fig. 27

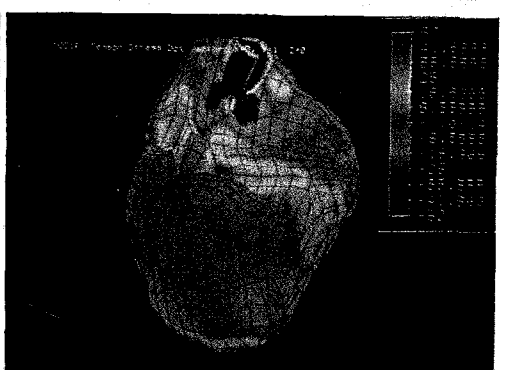


Fig. 28

논문 사진부도 ④

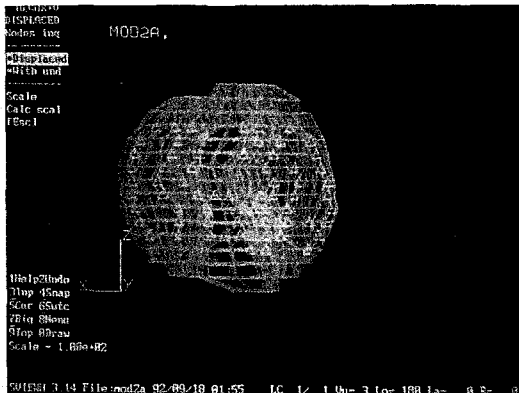


Fig. 29

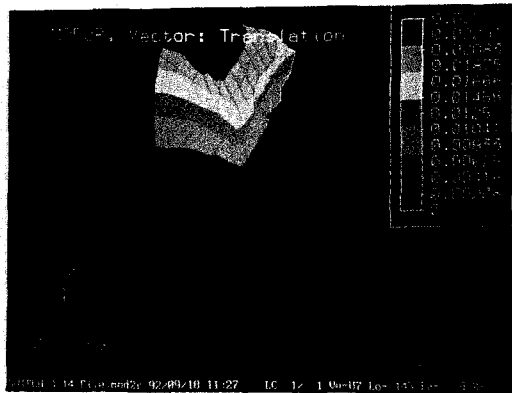


Fig. 30

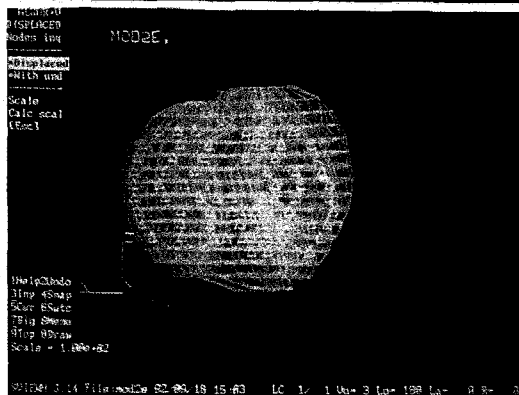


Fig. 31

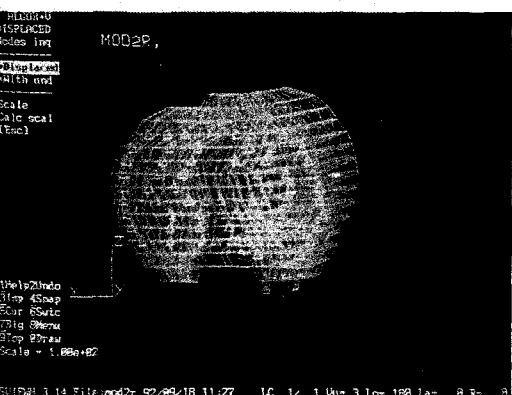


Fig. 32

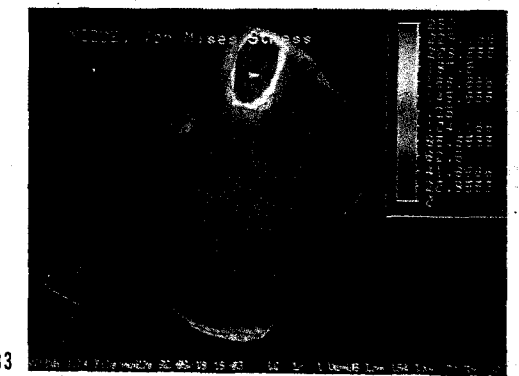


Fig. 33

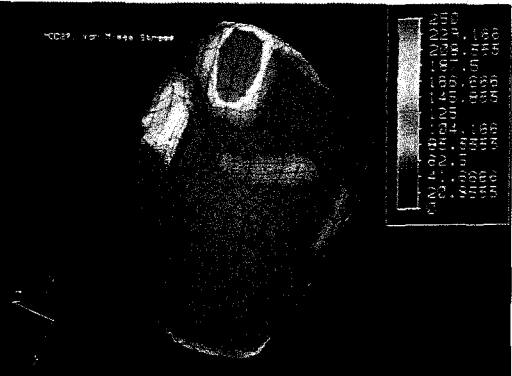


Fig. 34

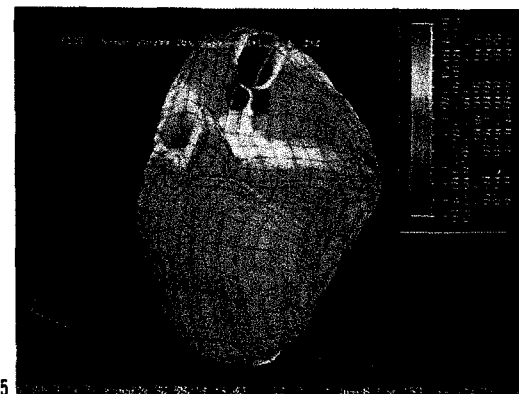


Fig. 35

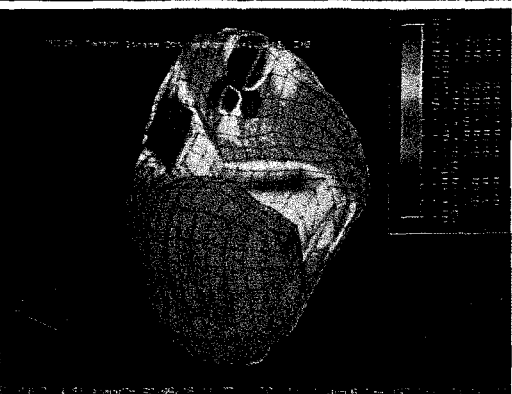


Fig. 36

논문 사진부도 ⑤

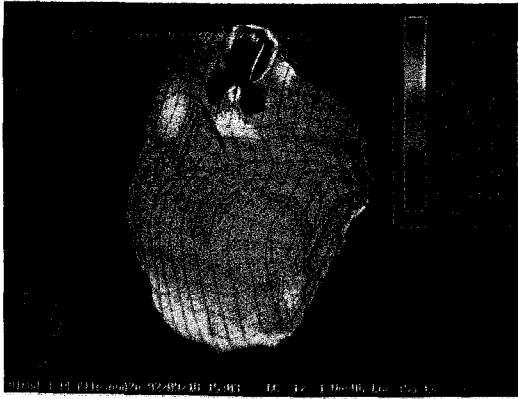


Fig. 37

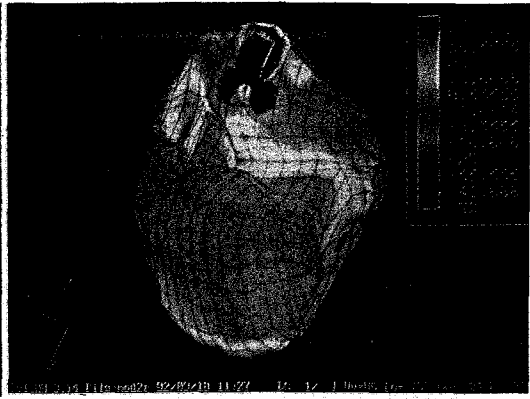


Fig. 38

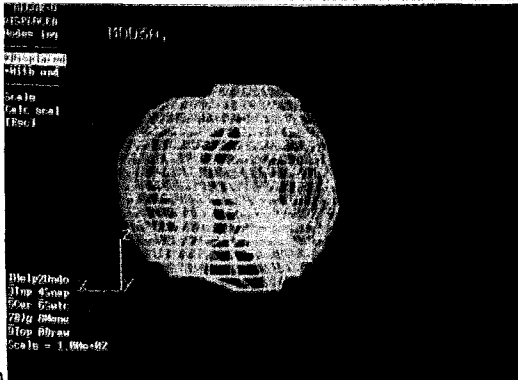


Fig. 39

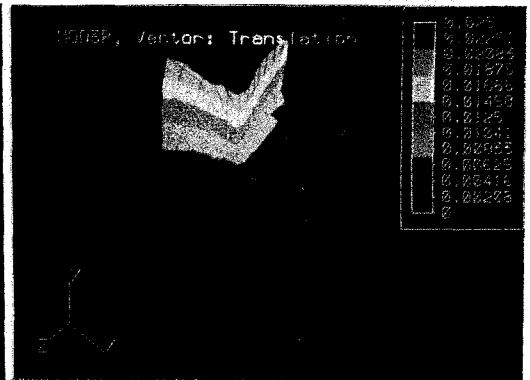


Fig. 40

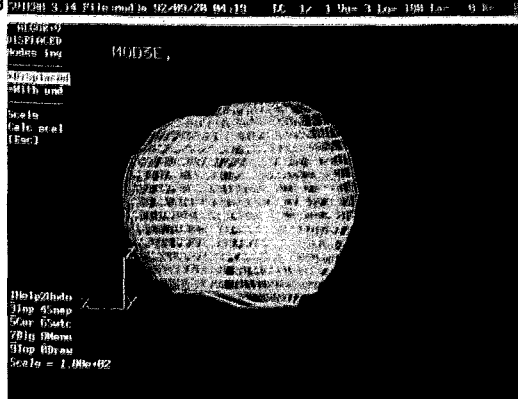


Fig. 41

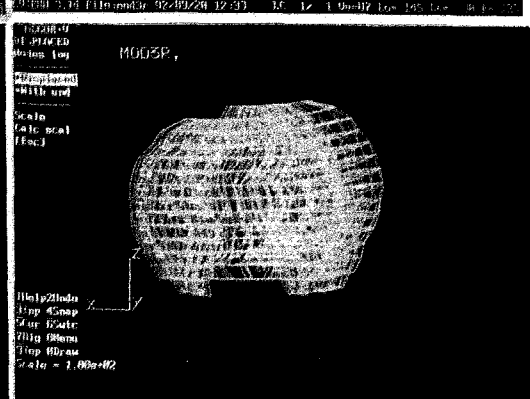


Fig. 42



Fig. 43



Fig. 44

논문 사진부도 ⑥

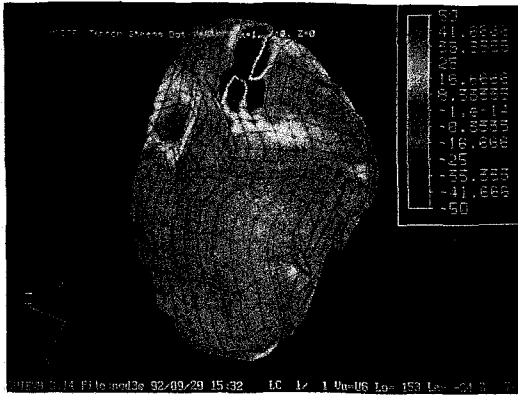


Fig. 45

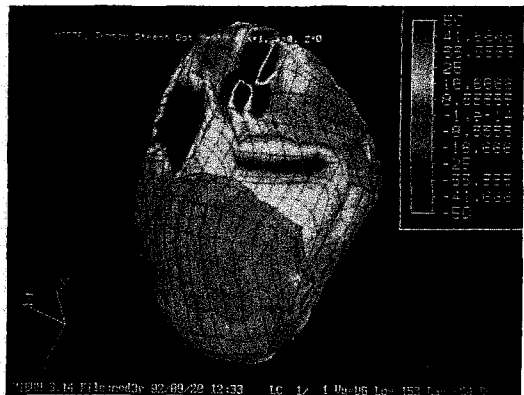


Fig. 46

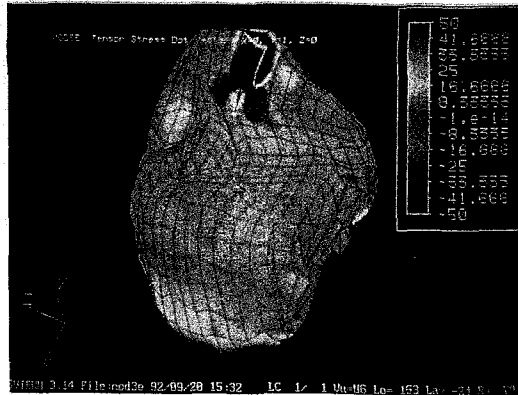


Fig. 47

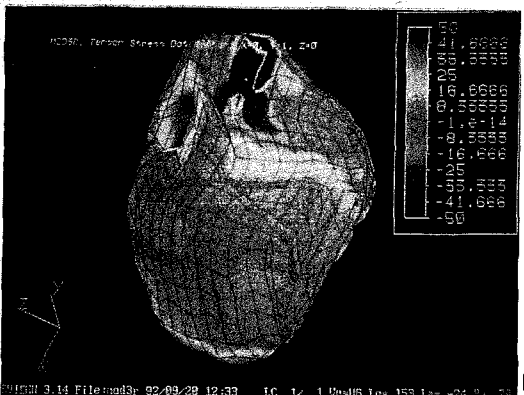


Fig. 48

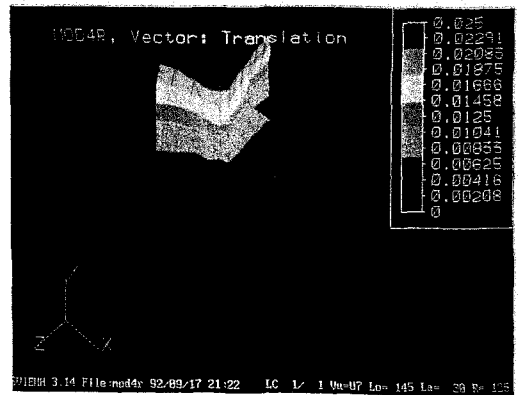


Fig. 49

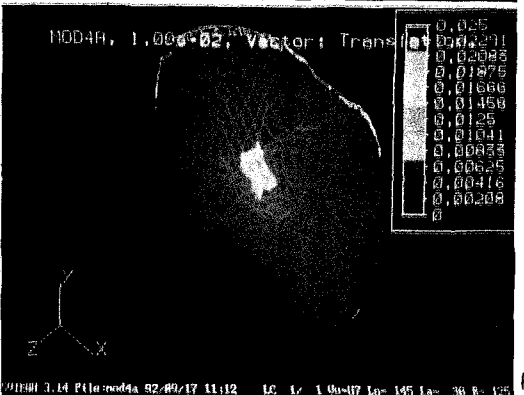


Fig. 50

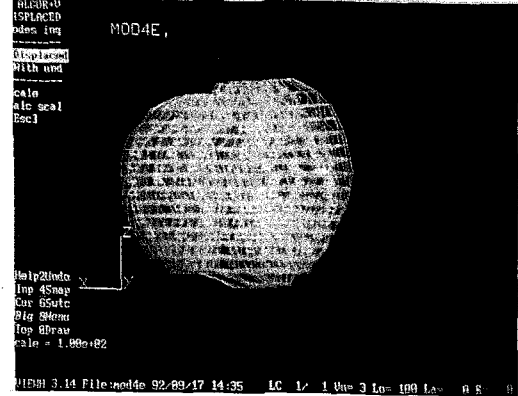


Fig. 51

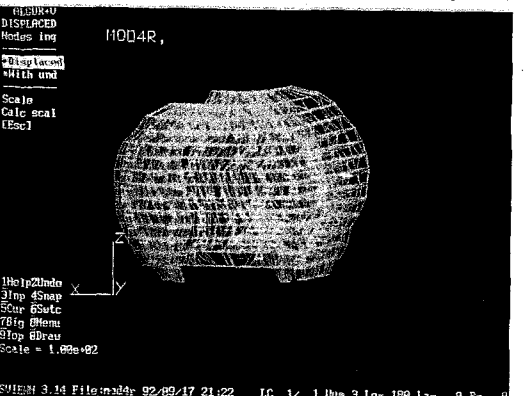


Fig. 52

논문 사진부도 ⑦

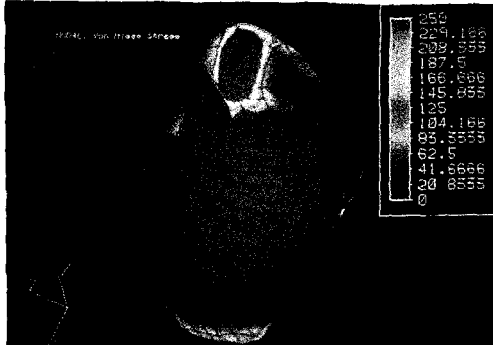


Fig. 53

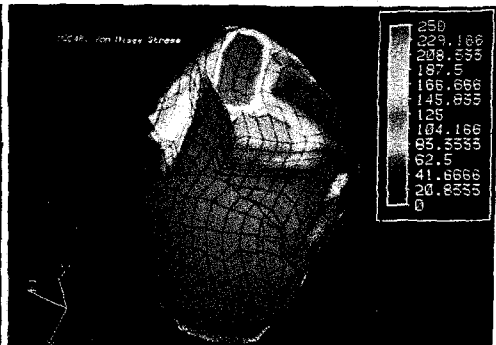


Fig. 54

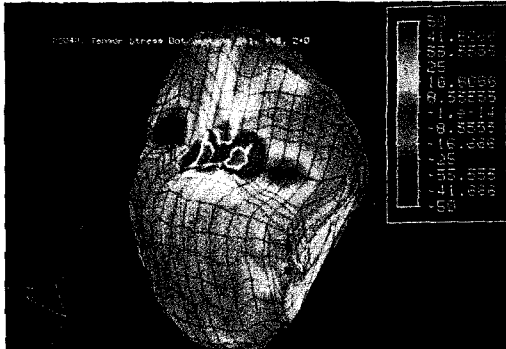


Fig. 55

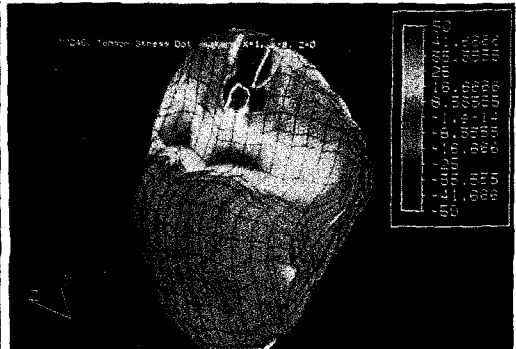


Fig. 56

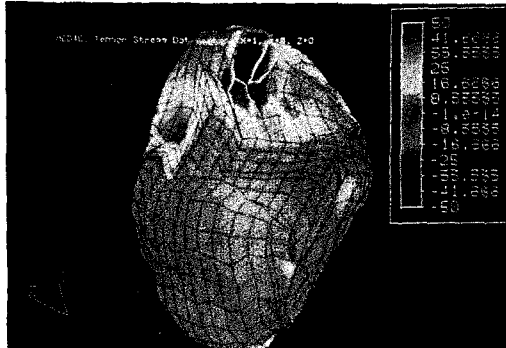


Fig. 57

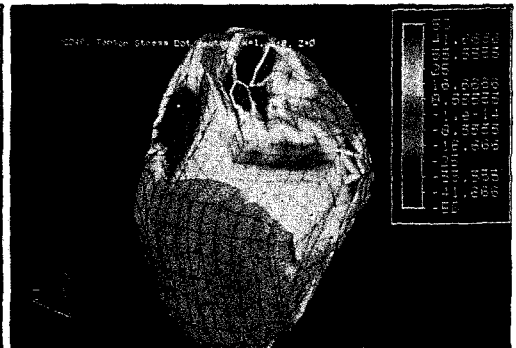


Fig. 58

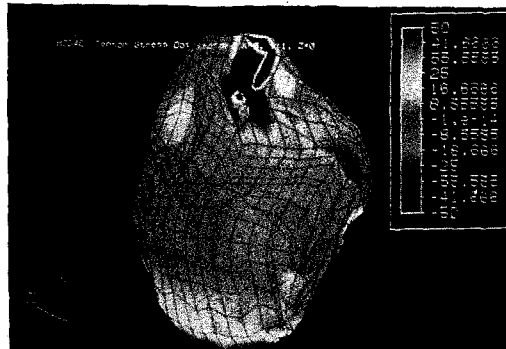


Fig. 59

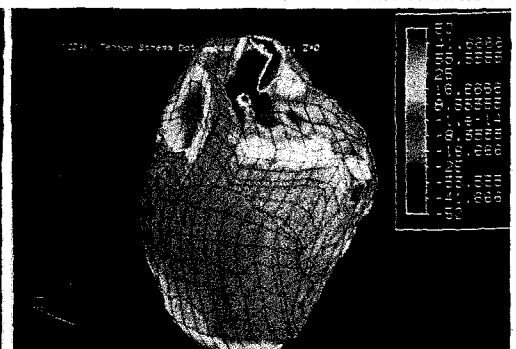


Fig. 60

논문 사진부도 ⑧

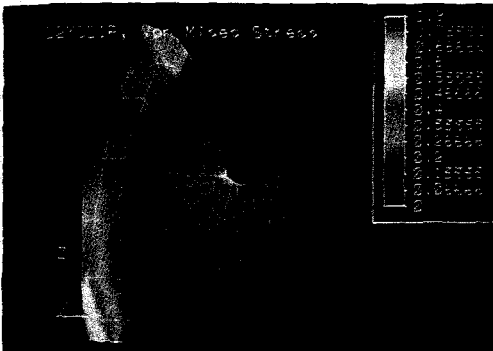


Fig. 61

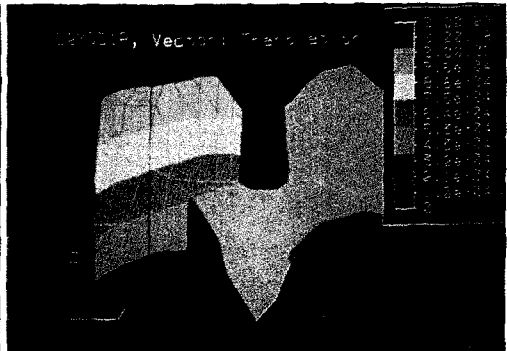


Fig. 62

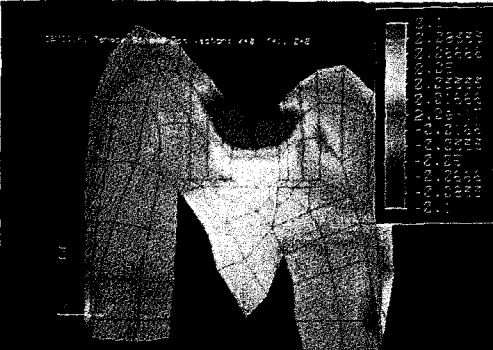


Fig. 63

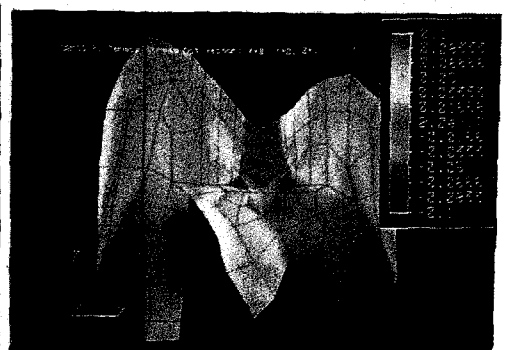


Fig. 64

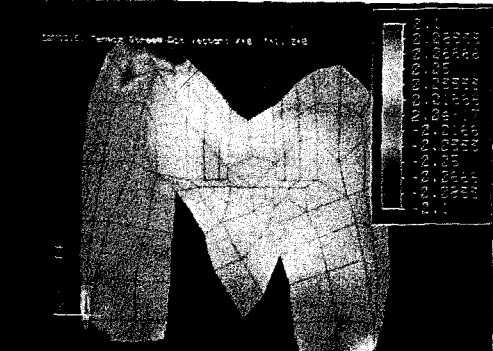


Fig. 65

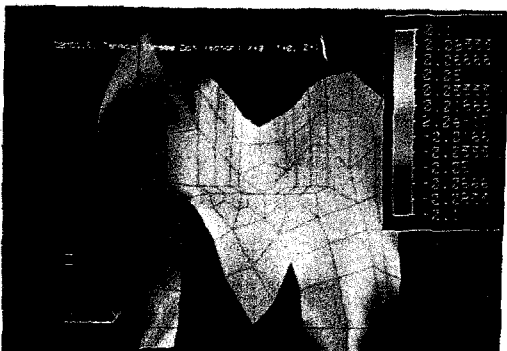


Fig. 66

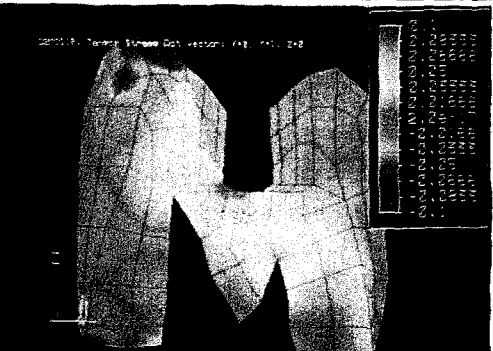


Fig. 67

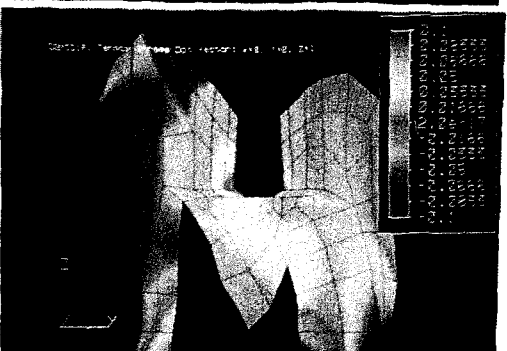


Fig. 68

A STUDY ON TOOTH FRACTURE WITH THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD

Byeong - Hoon Cho, D. D. S., M. S. D., Chung - Moon Um, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

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

Restorative procedures can lead to tooth fracture due to the relatively small amount of the remaining tooth structure. It is essential to prevent fractures by having a clear concept of the designs for cavity preparations. Among the several parameters in cavity designs, profound understanding of isthmus width factor would facilitate selection of the appropriate cavity preparation for a specific clinical situation. In this study, MO amalgam cavity were prepared on maxillary first premolar and filled with amalgam. Three dimensional model with 1365 8-node brick elements was made by serial photographic method. In this model, isthmus was varied in width at $1/4$, $1/3$, $1/2$ and $2/3$ of intercuspal width and material properties were given for three element groups, i.e., enamel, dentin and amalgam. A load of 500 N was applied vertically on amalgam and enamel. In case of enamel loading, 2 model (with and without amalgam) was compared to consider the possibility of play at the interface between tooth material and amalgam. These models were analyzed with three dimensional finite element method.

The results were as follows:

1. The stress was concentrated on the facio-pulpal line angle and distal marginal ridge of the cavity.
2. With the increase of the isthmus width, the stress spread around the facio-pulpal line angle and the area of stress concentration moved toward the proximal box.
3. In case of narrow isthmus width, the initiation point of crack would be in the area of isthmus corner of the cavity, and with the increase of the isthmus width, it would move toward the proximal box and at the same time the possibility of crack increase at the distal marginal ridge.
4. The direction of crack progressed outward and downward from the facio-pulpal line angle, and with the increase of the isthmus width, it approximated vertical direction. At the marginal ridge, it occurred in vertical direction.
5. It would be favorable to make the isthmus width narrower than a third of the intercuspal width, and to cover the cusp if isthmus width were wider than half of the intercuspal width.
6. It is necessary to apply the possibility of play to the finite element analysis.

Key words : Tooth Fracture, Three Dimensional Finite Element Method, Amalgam Cavity Preparation, Isthmus Width, Stress, Displacement