

CAD/CAM 세라믹 인레이로 수복한 치아의 응력분포에 관한 유한요소법적 연구

송보경 · 엄정문

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF A TOOTH RESTORED WITH CAD/CAM CERAMIC INLAY

Bo-Kyung Song, Chung-Moon Um

Department of Dentistry, Graduate School, Seoul National University

When restoring a tooth, the dentist tries to choose the ideal material for existing situation. One criterion that is considered is its suitability for restoring coronal strength. As more tooth structure is removed, the cusps are weakened and susceptible to fracture. Further, this increased deformation may cause the formation of intermittent gaps at the margin between the hard tissue and the restoration, facilitating marginal leakage. The improvements in ceramic materials now make it possible for alternatives to amalgams, composites, and cast metal to be offered for posterior teeth. Of the materials used, ceramics most closely approximates the properties of enamel. The introduction of computer aided design/computer aided manufacture(CAD/CAM) systems to restorative dentistry represents a major technological breakthrough. It is possible to design and fabricate ceramic restorations at a single appointment. Additionally, CAD/CAM systems eliminate certain errors and inaccuracies that are inherent to the indirect method and provide an esthetic restoration.

The aim of this investigation was to study the loading characteristics of CAD/CAM ceramic inlay and to compare the stress distribution and displacement associated with different designs of cavity(the isthmus width and cavity depth).

A human maxillary left first premolar was prepared with standard mesio occlusal cavity preparation, as recommended by the manufacturer. Ceramic inlay was fabricated with CEREC 2 CAD/CIM equipment and cemented into the prepared cavity. Three dimensional model was made by the serial photographic method. The cavity width was varied $\frac{1}{3}$, $\frac{1}{2}$ and $\frac{2}{3}$ of intercuspal distance between buccal and lingual cusp tip. The cavity depth was varied 1.5mm and 2.3mm. So six models were constructed to simulate six conditions. A point load of 500N was applied vertically onto the first node of the lingual slope from the buccal cusp tip. The stress distribution and displacement were solved using ANSYS finite element program(Swanson Analysis System).

The results were as follows :

1. The displacement occurred buccal, distal and cervical direction from the buccal cusp. In case of the deep cavity, the displacement decreased and with the increase of the cavity width, it increased.
2. In ceramic inlay, the stress decreased in the deep cavity and it increased with the increase of the cavity width. The stress in composite resin cement was less than in ceramic inlay, therefore the stress propagation was blocked by composite resin cement.
3. As the width of cavity increased, the stress spread and increased at the buccal cavosurface margin, so the possibility of crack increased. In case of the deep cavity, the stress decreased at the distal margin

of cavity.

4. With the increase of cavity width and depth, the stress on the facio pulpal line angle increased. In case of narrow cavity width, stress increased on the facio gingival line angle. Therefore the possibility of crack increased.
5. In case of the shallow cavity, the direction of crack was cervico lingual on the facio pulpal line angle. In case of the deep cavity, the direction of crack was cervico buccal on the facio pulpal line angle and move vertically with the increase of the cavity width.

Key words : Finite element stress analysis, CAD/CAM ceramic inlay, Cavity width, Cavity depth, Stress, Displacement

I. 서 론

근래 세라믹을 이용한 치아수복은 그 중례가 점차 증가되고 있다. 치아수복에 널리 사용되어온 아말감의 대체 수복재료로 복합레진이 크게 각광받고 있으나 낮은 마모 저항성, 변색, 변연누출과 같은 단점이 특히 구치부에서 임상적 문제점으로 보고되고 있다^{1,2}. 치과용 수복재로 사용되어온 도재는 재료의 발달과 시술 방법의 개선으로 아말감이나 복합레진, 주조용 금합금의 대체 재료로 특히 구치부 수복에 그 가능성을 증진시키고 있다. 또한 치과외사와 환자들의 심미치료에 관한 관심으로 도재 수복물이 많은 중례에 적용되고 있다.

최근 사용되는 치과용 도재는 2종류로 포세린과 글라스 세라믹으로 분류된다. 도재를 이용한 인레이 제작 시 포세린 인레이는 brush technique으로 제작되고 글라스 세라믹은 대부분 주조를 통하여 제작된다. 근래 또 다른 방법으로 컴퓨터를 이용한 치과용 수복물 제작법(computer aided milling technique)이 등장하고 있다³.

수복치과 영역에 소개된 CAD/CAM 시스템(computer aided design/computer aided manufacture systems)은 재래적 치과 치료 과정에서 유발되는 단점을 해결할 수 있는 새로운 분야이다. CAD/CAM 시스템의 사용으로 종래의 도재 수복물의 고안과 제작 시 시행되는 인상채득, 임시수복물 제작, 가공과정을 통한 수복물 제작 등 여러 과정이 한번의 임상시술 과정으로 가능하게 되었다. 또한 간접법으로 인해 유발되는 임상 술식과 가공과정의 원천적 오류와 수복물의 부정확성이 상당히 감소하게 되었다. 부가적으로 CAD/CAM 시스템의 사용은 심미적이고 마모저항성이 증가된 수복물을 적용하면서도 술자와 환자의 시간을 절약하여 치아를 수복할 수 있는 장점이 있다. 이러한 optical scanning과 컴퓨터를 이용한 치아 수복의 고안은 1971년 Altschuler⁴에 의해 시발되었고 이후 지속적인 기술력의 발달과 함

께 여러 시스템의 장비가 1985년 Brandestini 등⁵, 1987년 Williams⁶, 1987년 Rekow⁷, 1988년 Duret 등⁸, 1991년 Duret과 Preston⁹에 의해 소개되었다. 이후 치과용 수복물 제작을 위한 또 다른 컴퓨터 시스템으로 Celay System, Procera System, Titan System 등이 출시되었다. 그러나 그 중 일부 시스템만이 임상적 유용성이 있는 것으로 보고되었다¹⁰. CEREC system(Siemens), Procera system(Nobelpharma)과 Duret system(Sopha) 같은 3가지 시스템이 임상에 사용되고 있으며, 이중 CEREC 시스템이 인레이나 온레이, 베니어의 제작에 가장 많이 사용되고 있다.

치아의 수복시 임상가들은 주어진 구강환경에 가장 이상적인 수복재료를 선택한다. 선택 기준 중 고려하여야 할 조건의 하나는 수복 후 교합압에 따른 치관부 강도의 적합성 여부이다. 외동이 넓은 치아의 수복에는 단순한 치관내 수복보다는 전장관 혹은 부분피개(partial coverage) 수복물이 적용된다. 외동의 폭이 협측과 설측 교두정 사이 거리의 $\frac{1}{3}$ 이 넘는 경우, Vale¹¹과 Larson 등¹²은 반드시 전장관 혹은 부분피개 수복이 이루어져야 한다고 하였고 이는 잔존 치질이 적게 남을 수록 치아 교두는 약해지고 파절에 취약하기 때문이라 하였다. 또한 Grimaldi와 Hood¹³는 약해진 치아에 응력이 가해지면 변위가 발생하고, 이는 치아의 경조직과 수복물 사이에 간헐적인 틈을 형성시켜 변연누출을 일으킨다고 하였다.

Craig¹⁴는 치아 수복재료 중 세라믹은 범랑질과 가장 유사한 물리적 특성을 보인다고 하였다. 일반적인 세라믹 재료는 부서지기 쉽고 낮은 인장응력을 보이며 이를 이용한 수복시 특정 부위에서 취약함이 보고되고 있다¹⁵. 이와 같이 취약한 성질을 가진 수복물을 치아에 산부식법과 복합레진 시멘트를 이용하여 접착시키면 마모나 파절 저항성이 증가한다¹⁶. 그러므로 세라믹을 이용한 인레이나 금관의 제작과 장착 시 시멘트의 선택에 주의가 요구된다.

CAD/CAM 시스템에 사용되는 수복 재료 중에서 초기의 시스템에는 filler 함량이 높은 복합레진 (highly filled, pre cured composite resin)이나 치과용 포세린 이 사용되었다. 이후 보다 조작성 용이한 Dicor MGC(Dentsply)와 Vita Mark II (Vita Zahnfabrik)와 같은 개량된 세라믹이 개발되었다. 전통적인 치과용 세라믹은 미세한 소공(pore)이 있어 균열을 유발한다. 미세소공을 감소시킨 CAD/CAM용 세라믹은 임상실험에서 좋은 평가¹⁷⁾를 받고 있으나, 어느 정도는 부서지기 쉬운 취약함을 가짐으로 인해 산부식법과 복합레진 시멘트를 이용하여 치아에 접착시켜 파절 저항성을 증가시키고 있다¹⁸⁾.

CAD/CAM 시스템을 이용한 인레이 수복시 와동형성의 원칙을 준수하고 수복물의 적절한 후경을 유지한 경우 만족할 만한 결과가 보고되고 있다⁹⁾. 그러므로 CAD/CAM 시스템을 이용하여 제작한 인레이를 수복할 경우 교합압에 의해 치아에 발생하는 응력의 분포와 양, 변위의 정도를 이해함으로써 잔존 치질량에 따른 수복물의 적용 기준을 이해하는 데 도움이 될 것이다.

이에 본 연구에서는 CAD/CAM 시스템을 이용한 세라믹 인레이 수복시 그 적용 기준을 찾고자, 3차원 유한요소법을 이용하여 isthmus 부위에서 와동의 폭과 와동의 깊이 변화에 따른 응력분포와 변위에 대한 유한요소법적 연구결과를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

최근 발견된 치아 중 치아표면의 결함이나 치아우식증, 충전물이 없는 상악 좌측 제 1소구치를 선택하여 CAD/CAM 시스템 제조사에서 요구하는 조건에 따라 표준적인 2급 근심 교합면 와동을 형성하였다(Fig. 1). CEREC 2 CAD/CIM(computer aided design/computer integrated machining) 장비를 이용하여 세라믹 인레이를 제작하고 복합레진 시멘트를 이용하여 와동에 접착시켰다. 3차원 유한요소모델을 얻기 위해서 2차원의 연속된 단면을 얻은 후 이를 가능한 한 많은 수의 절점(node)과 요소(element)로 나누어 연결하였다. 수복한 치아를 투명한 자가중합 레진에 매몰하여 직육면체의 resin block을 만들고 형성될 2차원 각 단면의 위치 및 배율을 일정하게 하기 위하여 직육면체 resin block에 치아의 근원심을 따라 4면에 홈을 평행하게 형성하였다.

와동의 폭경과 와동의 깊이에 따른 응력 변화를 관찰하기 위하여 협설 방향의 단면을 얻어야 하므로 resin block을 근심에서 원심방향으로 0.5mm간격으로 sand paper로 연마하여 제거하면서 연속단층사진촬영법(serial photographic technique)^{20,21)}을 시행하여 15개의 2차원 단면 슬라이드필름을 제작하였다. 각 2차원 단면 슬라이드필름을 환동기로 비추어 앞서 형성된 4홈의 위치를 일치시켜 tracing하였다. 이를 모눈종이에 다시 tracing하고 형성된 2차원 단면의 와동형태를 이론적 형

Table 1. Three-dimensional finite element models

Model	Facio-lingual width(mm) of cavity / Intercuspal distance	Cavity depth(mm)	Number of element	Number of node
12	1/3 (2mm)	1.5	4040	989
13	1/3 (3mm)	1.5	4198	1024
14	2/3 (4mm)	1.5	4065	994
22	1/3 (2mm)	2.3	3926	974
23	1/3 (3mm)	2.3	4238	1047
24	2/3 (4mm)	2.3	4118	1023

Table 2. Mechanical properties(Modulus of elasticity and Poisson's Ratio) for tooth structure and materials

Material	Modulus of elasticity(E)(MPa)	Poisson's ratio(ν)
Enamel ²²⁾	84100	0.30
Dentin ²³⁾	18600	0.31
Pulp ²⁴⁾	2	0.45
Inlay(Dicor MGC) ²⁵⁾	70000	0.26
Composite cement ²⁶⁾	24000	0.30

태에 가깝게 이상화(idealization)하고 3개의 절점을 가지는 삼각형 요소로 mesh를 형성하였다. 이때 본 실험의 변수인 와동의 폭과 와동의 깊이를 변화시키기 위해 2차원 단면에서 3가지 폭과 2가지 깊이를 부여할 수 있는 mesh를 형성하였다. 와동의 폭에 따른 실험결과를 알기 위해 와동폭의 기준이 필요하였으며, 본 실험에서는 근심면에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면에서 협측 교두정과 설측 교두정 사이 거리의 $\frac{1}{3}$ 인 2mm를 와동폭의 기준으로 설정하고, 협, 설측으로 와동의 폭을 넓혀 $\frac{1}{2}$ (3mm), $\frac{2}{3}$ (4mm)의 모델을 형성하였다. 또한 깊이는 근심면에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면의 중심와를 기준으로 깊이 1.5mm의 얇은 와동과 깊이 2.3mm의 깊은 와동의 모델을 형성하여 총 6개의 모델을 제작하였다. 실험에 사용된 모델은 Table 1에 요약하였다. 형성된 단면을 I DEAS program(SDRG)을 이용하여 그림으로 확인하며 각 절점과 요소를 연결하여 3차원 유한요소모델을 형성하였다(Fig. 2). 3차원 유한요소모델의 좌표계는 협측에서 설측 방향을 X축, 치경부에서 교합면 방향을 Y축, 근심에서 원심을 향하여 Z축으로 설정하였다.

재질인 법랑질, 상아질, 복합레진 시멘트, 인레이, 치수 등 5개의 집단을 나누어 각 요소를 정의하고 균질성(homogeneous), 선형탄성(linearly elastic), 등방성(isotropic) 3가지의 가정 하에 물성치^{22,28)}를 Table 2와 같이 설정하고 부여하였다. 하중은 치아와 충전물의 응력분포를 분석하기 위하여 500N의 힘을 측방압이 가해진 경우를 가정하여 교합면 와동의 협설 폭이 가장 작은 근심면에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면의 협측 교두정으로부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 절점에 수직으로 가하였다(Fig. 2의 적색 화살표). 모델의 치경부에서 가장 하방에 위치하는 절점은 변위를 방지하기 위해 고정된 것으로 간주하였다(Fig. 2의 하방 리본 모양).

치아와 인레이 사이의 복합레진 시멘트 경계는 완전히 결합된 경우로 가정하고, 후경을 50 μ m으로 균일하게 부여하였다.

본 실험에서는 이들 모델의 응력과 변위의 분석을 위해 ANSYS finite element program (Swanson Analysis Systems)을 이용하였다.

III. 실험결과

1. 변위(Displacement)

각 모델에서 변위량과 변위가 발생하는 방향을 관찰하였다.

와동의 폭이 증가함에 따라 최대 변위량은 증가하였고 와동의 깊이가 깊어지면 변위량은 감소하였다(Table 3, Fig. 3). 교합압이 가해진 협측 교두에서 최대 변위량이 관찰되었고, 설측 교두에서도 미약한 변위량을 보였다(Fig. 15~20). 수복물과 치아 사이의 가장 큰 변위가 예측되는 근심에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면의 협측 cavo surface margin에서 변위량을 살펴보면, 협측 방향의 변위가 가장 크게 관찰되었고 치경부 방향과 원심 방향으로도 미약한 변위가 발생하였다(Table 3). 모든 모델에서 치경부에서 교합면 방향으로 갈수록 변위량이 증가하였다(Fig. 21~26).

2. Von Mises 유효응력(Von Mises effective stress)

와동의 형성과 수복으로 인한 치아의 파절 조건을 알기 위해 Von Mises 유효응력을 와동의 내부와 협측 cavosurface margin, 인레이, 복합레진 시멘트에서 관찰하였다.

Table 3. The displacement of each model(mm)

Model	Maximum displacement	Displacement of buccal cavosurface margin		
		X axis	Y axis	Z axis
12	0.0349	-0.0221	-0.00275	0.00239
13	0.0368	-0.0241	-0.00403	0.00263
14	0.0395	-0.0271	-0.00542	0.00280
22	0.0345	-0.0218	-0.00272	0.00230
23	0.0366	-0.0239	-0.00408	0.00258
24	0.0392	-0.0268	-0.00547	0.00275

X axis : Facio-lingual direction of three dimensional finite element model

Y axis : Cervico-occlusal direction of three dimensional finite element model

Z axis : Mesio-distal direction of three dimensional finite element model

모든 모델에서 하중점 주위로 강한 유효응력을 보였으며 외동의 원심변연의 협측과 치경부에서도 하중의 집중이 관찰되었다. 외동폭의 변화에 따라서 관찰하여 보면 외동폭이 넓어질 수록 axio gingival line angle의 협측에 응력분포가 증가함을 보였고, 외동폭이 가장 넓은 경우 외동의 협측 상부에서 넓게 응력이 분포함을 보였으며, 외동의 깊이 변화에 따른 응력 분포의 양상은 큰 차이가 없었다(Fig. 27~32).

파절이 예상되는 협측치은선각(Fig. 1의 녹색)과 협측치수선각(Fig. 1의 적색)에서의 Von Mises 유효응력을 보면 외동폭의 증가에 따라 협측치은선각에서는 응력이 감소하는 양상을 보였고 협측치수선각에서는 응력이 증가하였다. 외동의 깊이가 증가함에 따라서는 협측치은선각에서의 응력값은 변화가 거의 없었으나, 협측치수선각에서는 응력이 증가하였다. 즉 협측치은선각에서는 폭이 좁은 경우 높은 응력값이 보였고, 협측치수선각에서는 외동의 깊이가 깊고 폭이 넓을 수록 높은 응력값이 보였다(Table 4, Fig. 4).

협측 cavosurface margin(Fig. 1의 청색, 근심 변연 용선에서 외동의 원심변연 사이)에서 응력은 외동폭이 넓어질 수록 교합압이 가해진 부위를 중심으로 응력값이 증가하였으며 범위도 넓어졌다(Fig. 5, 27~32).

원심변연(Fig. 1의 황색)에서 응력은 외동의 깊이가 깊은 경우 약간 감소하는 경향을 보였고 넓이가 넓어짐에

따라 협측에서는 감소하였고 설측으로 갈수록 증가하였다(Fig. 6).

수복물에서의 최대응력값은 인레이의 후경이 두꺼운 경우 감소하였고, 폭이 넓을 수록 증가하였다(Table 5, Fig. 7). 응력분포는 응력이 가해진 중심부위에 가까운 협측에 큰 응력이 관찰되었으며, 외동의 폭이 넓어질 수록 협측에서 중심화 쪽으로 응력의 집중이 이동함을 보였다(Fig. 33~38).

레진 시멘트에서 최대응력값은 수복물의 최대응력값 보다 약간씩 작은 응력값을 보였으며, 외동의 폭이 증가할 수록 협측 변연 상부에서 분포가 넓게 나타났으며 설측 변연에서의 응력은 감소하였다. Proximal box에서 응력분포는 axio gingival line angle에서 높은 값을 보였으며, 외동의 폭이 넓어짐에 따라 협측으로 그 분포도 넓어졌다(Table 6, Fig. 7, 39~44).

각 모델의 3.5mm 2차원 단면에서 Von Mises 유효응력을 살펴보면, 응력이 가해진 협측 법랑질의 절점 부위와 치경부에 응력이 집중되었고 치아와 수복물 사이의 시멘트에 낮은 응력이 발생하였으며 치아에서 수복물로의 유효응력의 일정한 분포가 단절되어 연속된 수복물에서는 치아에 비해 상대적으로 낮은 유효응력의 분포가 보였다. 외동의 폭이 증가할 수록 이러한 경향은 크게 나타났고 깊이 변화에 따른 응력분포의 변화는 차이가 미약하였다(Fig. 45~50).

Table 4. Von Mises effective stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle(MPa)

Mesio-distal direction (mm)											
	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5
Model											
12	10.0	31.0	35.0	13.0	15.0	13.0	12.0	10.0	12.0	13.0	12.0
13	11.7	20.7	34.3	13.0	16.4	13.9	11.6	14.6	16.7	15.8	10.0
14	12.8	21.6	31.8	11.4	13.2	17.9	13.0	17.4	14.4	14.6	9.5
22	9.5	31.0	39.3	13.1	16.1	15.4	12.9	11.5	15.0	20.1	14.3
23	12.4	20.7	34.3	15.3	16.4	16.4	10.1	14.3	16.0	19.1	14.3
24	12.9	21.8	31.7	16.1	17.5	21.7	14.7	19.7	19.4	20.2	14.1

Table 5. Maximum Von Mises stress of inlay (MPa)

Depth of cavity(mm)	Width of cavity(mm)	
	1.5	2.3
2	88.0	83.7
3	111.3	109.9
4	135.0	131.2

Table 6. Maximum Von Mises stress of resin cement(MPa)

Depth of cavity(mm)	Width of cavity(mm)	
	1.5	2.3
2	81.6	75.8
3	107.2	106.2
4	91.8	91.9

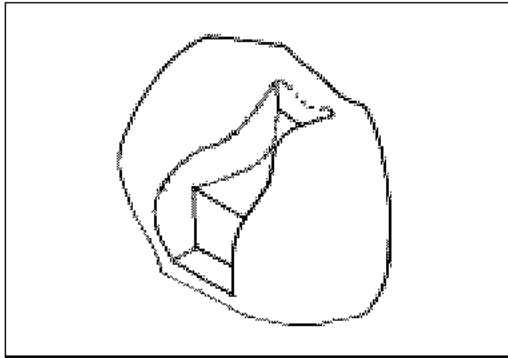


Fig. 1. Cavity form of maxillary left first premolar.

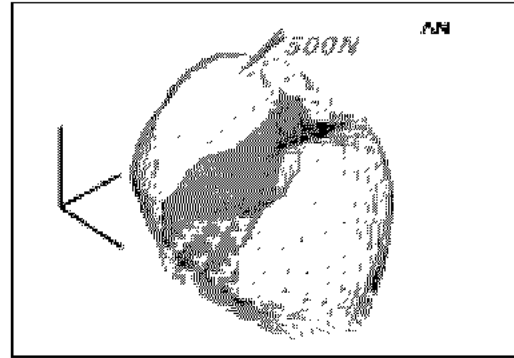


Fig. 2. Three-Dimensional model of maxillary left first premolar with inlay.

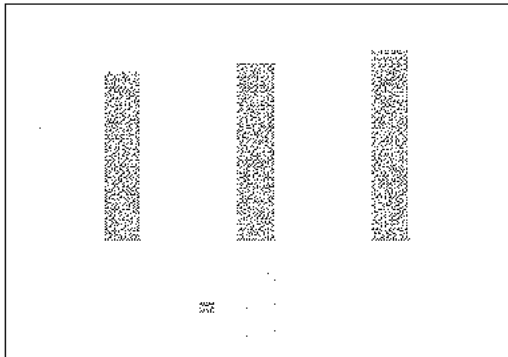


Fig. 3. Maximum displacement of each model.

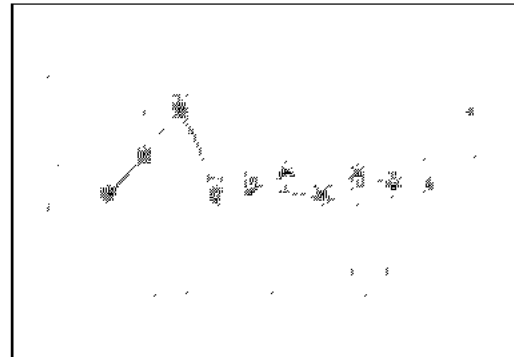


Fig. 4. Von Mises Stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle.

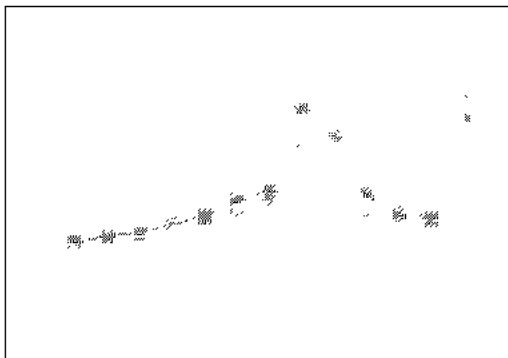


Fig. 5. Von Mises Stress along the facial cavosurface margin of cavity.

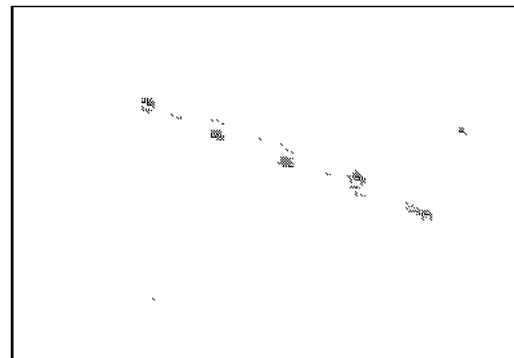


Fig. 6. Von Mises Stress along the distal margin of cavity.

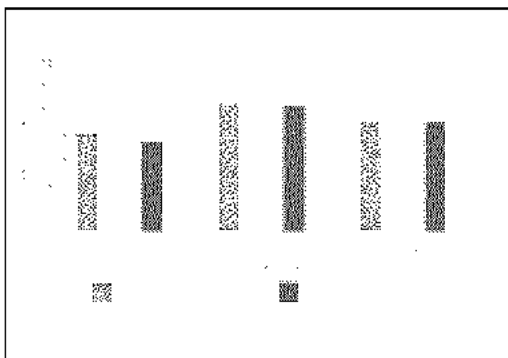


Fig. 7. Maximum Von Mises Stress of inlay and cement.

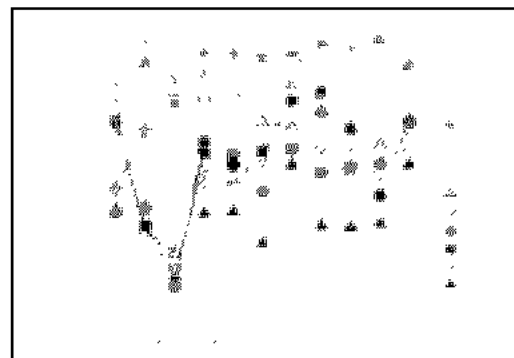


Fig. 8. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle. (Sx : tensile stress of x axis direction, Sy : tensile stress of y axis direction)

3. 인장응력(Tensile stress)

교합력에 의한 치아 파절의 방향을 예측하기 위하여 협측에서 설측 방향인 X축 방향의 인장응력(S_x)과 치경부에서 교합면 방향인 Y축 방향의 인장응력(S_y)을 관찰하였다.

1.5mm의 외동 깊이에서 외동폭의 변화에 따른 각 방향의 인장응력을 관찰하면 X축 방향의 인장응력값은 협측치은선각에서는 3mm 외동폭의 경우 증가하여 설측방향으로 인장응력 증가 양상을 보였으나 4mm 외동폭의 경우 감소하여 협측방향으로 인장응력이 증가하였다. 협측치수선각에서는 외동폭이 커질수록, 원심방향으로 갈수록 인장응력값이 증가하여 설측방향으로 인장응력이 증가하였다. Y축 방향의 인장응력값은 협측치수선각에서 2mm 외동폭의 경우에 비해 3mm, 4mm 외동폭의 경우에는 감소하여 치경부 방향으로의 인장응력이 증가하였다(Fig. 8~11).

외동의 깊이가 2.3mm로 깊어진 경우 X축 방향의 인장응력값은 협측치은선각에서는 3mm 외동폭의 경우 증가하여 설측으로의 인장응력 증가 양상을 보였으나 4mm 외동폭의 경우 감소하여 협측으로의 인장응력 증가를 보였고 협측치수선각에서는 2mm, 3mm 외동폭의 경우에 비해 4mm 외동폭의 경우 인장응력값이 감소하여 협측 방향으로의 인장응력이 증가하였다. Y축 방향의 인장응력값은 협측치수선각에서 2mm, 3mm 외동폭의 경우에 비해 4mm 외동폭의 경우 급격히 감소하여 치경부 방향으로의 인장응력이 증가하였다(Fig. 8, 12~14).

외동이 깊어짐에 따라 X축 방향으로의 인장응력값은 협측치은선각에서는 약간 증가하여 설측으로 인장응력이 증가하였고 협측치수선각에서는 인장응력값이 감소하여 협측으로 인장응력증가를 보였으며 인장응력증가의 정도는 외동폭이 넓을 수록 커졌다. Y축 방향으로의 인장응력은 협측치은선각에서는 깊이의 변화에 따른 인장응력값의 차이가 미약하였으나 협측치수선각에서는 인장응력값이 외동폭 4mm일 때 외동의 깊이가 깊어짐에 따라, 급격히 감소하여 치경부 방향의 인장응력이 크게 작용하였다. 즉 외동의 협측치은선각과 협측치수선각에서 각 방향의 인장응력값은 깊이 2.3mm, 외동폭 4mm의 경우 가장 작아 큰 인장응력을 협측과 치경부 방향으로 보였다(Fig. 8, 14).

전체 모델에서 X축 방향의 인장응력을 관찰하면 교합력이 가해진 협측 교두 주위에서 강한 협측 방향으로 인장응력이 관찰되었고 근심 협면 치경부에서 협측으로 인장응력이 작용하였다. 2mm 외동폭을 가진 모델 12, 모델 22에서 보면 외동폭이 가장 좁은 부위와 원심변연부

에서 설측 방향으로 높은 인장응력이 관찰되었고, 설측 교두는 협측 방향으로 인장응력이 나타났으며 외동이 깊어지면 설측 교두정 부위는 오히려 설측 방향으로 인장응력이 작용하였다(Fig. 51, 52). 모델 13, 모델 23에서는 외동폭이 가장 좁은 부위에서 원심변연부까지 설측 방향으로 높은 인장응력이 나타났고 설측 교두는 설측 방향으로 인장응력이 보였으며, 설측 치경부에 높은 설측 방향의 인장응력이 발생하였다(Fig. 53, 54). 모델 14, 모델 24에서는 외동폭이 가장 좁은 부위에서 설측 방향으로 높은 인장응력이 작용하였고 외동의 협면 상부와 원심변연부에서 넓게 설측 방향으로 인장응력이 나타났다. 설측 교두는 설측 방향으로 인장응력이 작용하였으며 설측 치경부에서 높은 설측 방향의 인장응력이 발생하였다(Fig. 55, 56).

외동이 넓을 수록 외동협면과 원심변연의 설측 방향 인장응력은 분포가 넓어졌고 외동이 깊을 수록 설측 방향 인장응력은 감소하였고 협측 방향 인장응력은 커졌다.

모델 전체에서의 Y축 인장응력을 관찰하면 교합력이 가해진 협측 교두 주위와 근심 협측 치경부에 높은 치경부 방향의 인장응력이 나타났고, 넓게 치경부로 압축응력이 작용하였다(Fig. 57~62).

협측치은선각과 협측치수선각에서 파절방향을 예측하기 위해 각 모델에서의 X축, Y축 인장응력을 조합하여 보면 외동의 깊이가 1.5mm인 경우 설측, 치경부방향(cervico lingual direction)인 치아의 내측으로의 파절이 예상되는 각 방향의 인장응력값이 나타났고(Fig. 9~11), 외동의 깊이가 2.3mm인 경우 외동의 폭이 증가할 수록 협측, 치경부방향(cervico buccal direction)인 치아의 외측으로 파절이 수직에 가깝게 발생할 것으로 예상되는 각 방향의 인장응력값이 측정되었다(Fig. 12~14).

IV. 고 찰

근래 치아를 수복하는 재료와 방법에 관한 연구는 과학 기술의 발달과 그 궤를 같이하여 재료 개발과 시술 방법의 분야에서 상당한 발전을 이루고 있다. 산부식법, 상아질 접착제와 광중합 시스템의 개발, 복합레진 시멘트와 세라믹 자체의 물리적 성질의 개선 등으로 세라믹은 최근 구치부의 임상 적용에 우수한 심미수복재료로 인정을 받고 있다. 여기에 CAD/CAM 시스템을 이용한 세라믹 인레이의 치아수복은 종래 세라믹 인레이 수복과정의 시간을 단축하는 새로운 방법으로 수복치과 영역에 등장하고 있다. 이러한 CAD/CAM 시스템을 이용한 세라믹 인레이로 치아를 수복할 경우 부적절한 외동의 형성과 수복으로 인한 치아와 인레이의 미세균열과 파절은 저각 시 외동의 형태에 따른 응력의 분포와 양, 변위를 이해함으

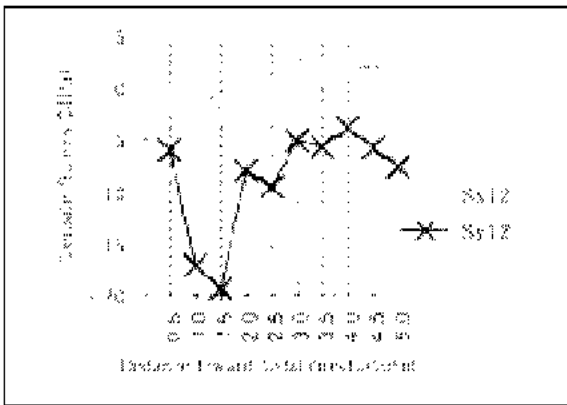


Fig. 9. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 12.

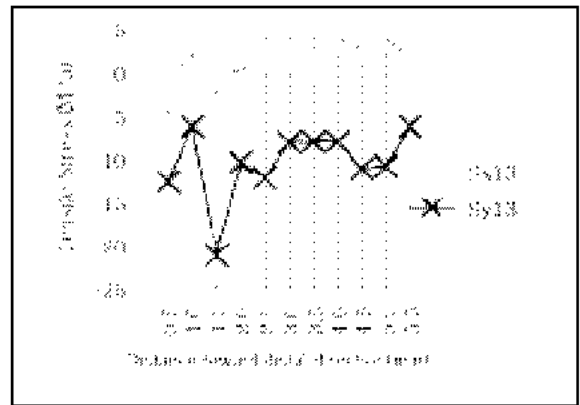


Fig. 10. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 13.

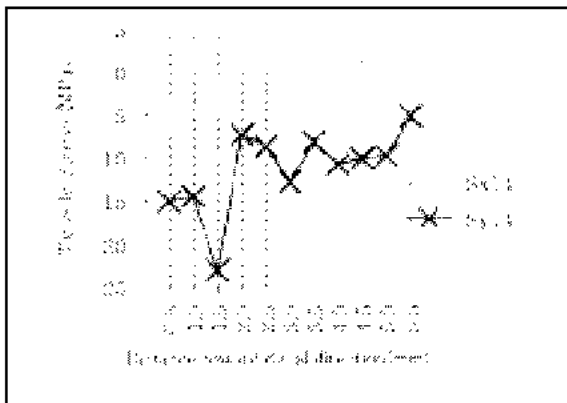


Fig. 11. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 14.

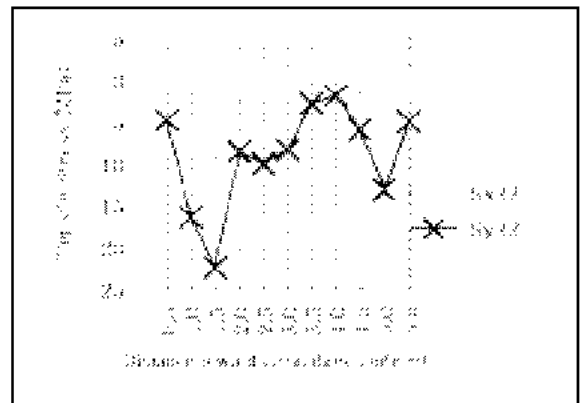


Fig. 12. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 22.

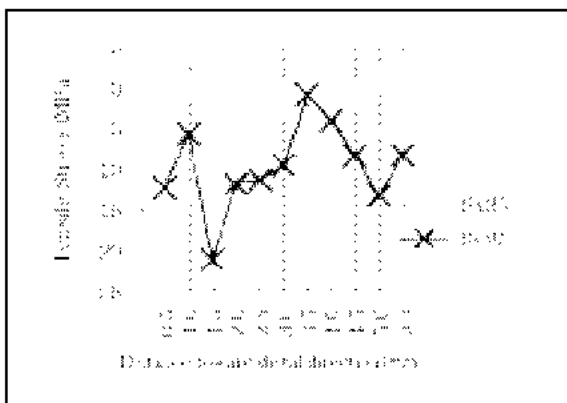


Fig. 13. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 23.

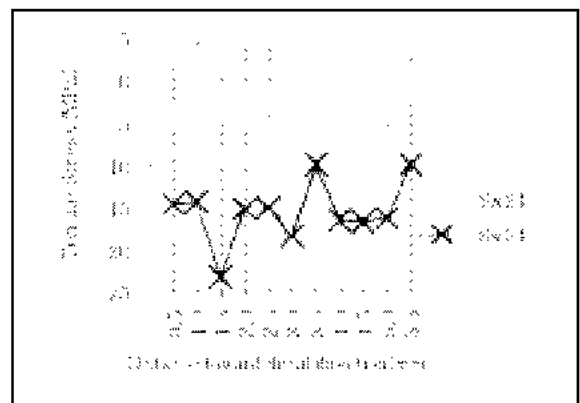


Fig. 14. Tensile stress along the facio-gingival and facio-pulpal line angle in Model 24.

로서 예방이 가능하다.

일반적으로 치아에 발생하는 응력 및 변위를 구강 내에서 직접적으로 해석하기는 많은 제약이 따르므로 구강 외에서 발거한 치아를 이용하여 실험을 하거나 치아와 유사한 구조와 성질을 가진 가상모델을 제작하여 계측하고 실험하였다^{27, 31)}. 그러나 실험대상인 치아와 수복물의 다양한 물리, 기계적 성질을 동일한 모델에 설정하는데 어려움이 있고 실험 전 후 동일한 치아에서의 비교와 변화량의 관찰이 용이하지 않음으로 여러 문제점이 있다.

유한요소법은 복잡한 구조물을 여러개의 작은 요소로 나누고 각 절점, 요소번호, 구성성분의 물리적 성질(탄성률(E), Poisson율(ν)), 하중조건 등을 구조물 해석 프로그램을 이용하여 컴퓨터에 입력시키고 계산하여 각 요소의 응력, 절점의 변위를 산출한 후 이를 연속시켜 전체 현상을 가시화 할 수 있다. 구조물의 재료 및 조직들이 균일하다는 균질성, 재료의 성질이 모든 방향으로 일정하다는 등방성, 탄성 한계 내의 하중조건에서 실험모형의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형 탄성 등 3가지 가정하에 치아모형의 형태 및 크기를 표준화할 수 있고 구성재료의 물리적 성질을 일치시킬 수 있어 내부 응력의 정확한 계측과 변위의 관찰이 용이하다는 장점이 있다.

유한요소법은 1930년대에 개발된 행렬이론을 사용하여 1960년대에 개발되어 이론화 및 상용화가 이루어진 것은 컴퓨터의 발전이 이루어진 1970년대 이후이다. 구조물에 대해 요소의 공통되는 점, 선 및 면 등에서 여러 가지 경계조건을 사용하여 수식을 만들고, 이를 이용해 구조물 전체에 대한 연립 대수 방정식을 만들어 해를 구한다. 공통되는 점이나, 선, 면이 많아질 수록 연립방정식이 커지게 되어 해를 구하는데 많은 계산이 필요하게 되었고, 이러한 특징으로 인하여 유한요소법은 컴퓨터의 발전속도와 비례하여 발전하였다. 이러한 유한요소법은 구조분야에서 가장 먼저 적용이 되었고 공학과 물리학에서 많이 사용되었으며 현재는 많은 분야에서 사용하고 있다. 치의학 분야에서도 이를 응용하여 응력분포와 변위, 열전도 등에 관한 연구가 이루어졌다^{32, 35)}.

치아의 3차원 모델을 만들기 위해서는 연속적인 2차원 단면의 형상이 필요하며 2차원의 단면을 만드는 방법은 단면을 나누는 방향에 따라 세 가지 방법이 있다. 즉, 치아장축에 수직으로 절단하는 방법, 근원심에 평행하게 절단하는 방법, 협설면에 평행하게 절단하는 방법이 있다. 본 실험에서는 외동의 폭과 깊이를 동일한 치아에서 변화시켜야 하므로 협설 방향으로 치아 단면을 형성하였다.

CEREC 2에서 사용하는 인레이의 재료는 미세한 입자의 장식을 함유한 포세린(fine particle feldspathic porcelain)인 Vitablocs Mark II와 미세소공이

적은 글라스 세라믹인 Dicor MGC가 주로 사용되고 있다. 1993년 Shearer 등³⁶⁾은 Vitablocs Mark II와 Dicor MGC를 비교한 연구에서 Vitablocs Mark II가 더 양호한 변연 적합도를 보인다 하였고, 1998년 al Hiyasat 등³⁷⁾과 1991년 Krejci³⁸⁾는 feldspathic machinable ceramic의 마모저항성이 가장 뛰어나다고 하였다. 1991년 Grossmann³⁹⁾은 Dicor MGC 글라스 세라믹이 미세입자를 가지고 균질성을 유지하며 미세소공이 적은 세라믹으로 법랑질과 유사한 물리적 성질을 지닌다고 보고하였고 1996년 Thompson¹⁷⁾은 Dicor MGC 글라스 세라믹이 Vitablocs Mark II 보다 파절 저항성이 크다고 하였다. 2000년 Pallesen 등⁴⁰⁾은 Vitablocs Mark II와 Dicor MGC 모두 8년 동안의 임상관찰에서 만족할 만한 결과를 나타낸다고 보고하였다. 본 실험에서는 응력에 의해 발생하는 영향에 대해 관찰하고자 보다 파절에 대한 물리적 성질이 양호한 Dicor MGC 글라스 세라믹을 사용하였고 그 물성치를 적용하였다.

CAD/CAM 시스템을 이용한 세라믹 인레이를 사용한 경우, 시멘트의 후경에 관한 실험결과는 다양하게 보고되고 있다. 2000년 Yamaguchi⁴¹⁾에 의하면 접착제의 gap을 50 μ m으로 설정하였을 경우 수복물이 가장 좋은 적합도를 나타낸다고 하였고, 1999년 Sturdevant 등⁴²⁾은 marginal gap의 평균 크기가 80 \pm 57 μ m이라 보고하였으며 1996년 Molin 등⁴³⁾은 50~100 μ m에서 가장 뛰어난 bend strength를 보인다고 하였다. 이에 근거하여 본 실험에서는 50 μ m의 균일한 시멘트의 두께를 부여하였다.

부가할 하중을 정하기 위하여 치아에 작용하는 교합력을 살펴보면 최대 교합력은 216N에서 740N까지 보고되고 있고^{44, 51)}, 전치부에는 108~293N의 힘이 보고되고 있다^{45, 48)}. 한편 치아의 수복 후 치아의 파절을 일으키는 힘의 분석을 위해 적용되는 하중의 양은 500N에서 3500N까지 다양하게 적용되고 있다^{52, 54)}. 본 실험에서는 하중에 따른 응력분포와 변위, 파절의 방향을 분석하기 위하여 소구치부의 최대교합력에 근사한 500N의 힘을 설정하여 수복한 치아에 점하중으로 가하였다. 수직하중(axial load)은 정상적이거나 비정상적인 교합시 하중이 가해지는 양상의 적절한 표현이라고 하기는 어려움이 있다. 저작 시 수직하중 보다는 측방하중(lateral load)에 의한 간섭이 상악 소구치에서 협측 교두의 파절을 일으키고, 상악 소구치는 협측방향으로의 경사로 인해 협측 교두의 파절이 빈발하다는 Thomas 등⁵⁵⁾의 보고에 따라 협측 교두정에서 설측 사면을 따라 내려오는 첫 번째 절점을 하중점으로 설정하였다.

하중이 치아에 가해지면, 치아와 수복물 내부에는 응

력이 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 파절 가능성이 크다고 할 수 있다. 3차원의 경우 직교좌표계에서 응력성분은 임의의 점에서 X축, Y축, Z축 방향의 3가지 수직성분과 각 방향의 전단응력 등 총 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

$$\sigma_0 = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

σ_0 : 일차원 인장시험에서의 항복응력

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

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

변위를 각 모델에서 비교하면 와동의 폭이 증가함에 따라 변위량이 증가하였으나 와동의 깊이가 깊은 경우 오히려 변위는 감소하였다(Table 3, Fig. 3). 이는 와동폭이 증가함에 따라 넓이의 변화에 의한 상아질의 삭제량에 비해 법랑질의 삭제량이 상대적으로 많음으로 인한 결과로 법랑질보다 탄성계수가 작은 수복물이 넓은 면적을 차지함에 따라 교합력이 가하여진 협측으로의 변위가 증가하고 와동의 깊이가 증가하는 경우는 삭제된 법랑질의 양은 일정한 반면 상아질의 삭제량이 많아져 상아질에 비해 탄성계수가 큰 수복물이 충전됨으로 인해 변위량이 감소한 결과로 추측할 수 있다. 또한 변위의 방향을 관찰하면, 치경부에서 교합면 방향으로 갈수록 변위량이 증가하였고 이에 따라 협측 교두의 굽힘(bending) 작용이 주로 일어나고 치경부 방향과 원심방향으로의 변위도 미약하게 발생하였다(Table 3, Fig. 15~26). 원심 방향의 변위는 미약하지만 이 또한 proximal box 부위의 법랑질이 탄성계수가 작은 인레이로 수복된 결과이다. 50 μ m의 시멘트 두께를 고려하면 근심에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면의 협측 cavosurface margin에서의 변위량은 시멘트의 접착에 상당한 영향을 줄 것으로 생각된다. 전체적으로 법랑질과 유사한 물리적 성질을 가진 인레이가

완전 결합하였다고 가정한 모델이므로 변위는 전체적으로 고르게 전달되어 분포됨을 보여주었다(Fig. 15~20). 관찰한 변위를 기준으로 하면 와동의 깊이가 깊고 와동폭이 좁은 경우 치아의 변위가 가장 작아 양호한 결과를 나타냄을 알 수 있다.

응력을 살펴보면, 모든 모델에서 응력은 하중을 가한 부위에 아주 크게 나타났으나 이는 실제 압축응력으로 법랑질이나 세라믹같이 압축강도가 큰 재료는 파괴응력으로서의 의미가 없어 해석에서 제외하였다. 와동의 폭이 넓어질 수록 와동의 협측 상부에 넓게 응력이 분포하였으며 응력값도 증가하였는데 와동의 폭이 협설 교두정간 거리의 $\frac{1}{2}$ 인 경우는 그 응력분포가 와동의 협측 cavosurface margin에서 큰 변화가 보이지 않아 균열의 시작이 미미하다고 예상되나 와동의 폭이 $\frac{1}{2}$, $\frac{2}{3}$ 로 넓어질 수록 협측 cavosurface margin에서 높은 응력이 발생하였기 때문에 치아와 인레이 사이의 미세균열 기시점으로 예상할 수 있다(Fig. 5, 27~32).

와동의 원심변연부도 응력이 작용하여 미세균열의 시작점으로 볼 수 있으며, 원심변연부 협측의 응력값이 높게 나타나 협측에서 미세균열이 시작되어 설측으로 진행될 것으로 보인다. 와동폭이 넓어질 수록 응력이 작용하는 범위도 커지고 균열이 일어나는 부위도 넓어져 와동폭이 넓을 수록 불리하다. 와동의 깊이가 깊은 경우, 응력이 감소하였는데 이는 상아질 부위를 단단한 세라믹 인레이가 수복하고 있어 응력이 흡수되기 때문이다(Fig. 6, 27~32).

세라믹 인레이에 작용하는 응력을 보면 와동의 협설 폭이 넓어질 수록 최대 응력값이 증가하였고 후경이 두꺼운 경우 응력이 감소하는 경향을 보였다. 이는 와동의 협설 폭이 넓어질 수록 인레이의 폭이 협, 설측으로 연장되어 단단한 협, 설측의 법랑질 사이에서 상대적으로 탄성계수가 낮은 세라믹이 굽힘 현상을 보여 후경이 얇은 중심와 쪽으로 응력이 이동하며 증가하기 때문이다. 또한 세라믹의 후경이 증가한 경우, 이러한 굽힘 작용이 감소하여 응력이 감소한 결과로 해석된다(Table 5, Fig. 7, 33~38). Martin 등¹⁹⁾은 CEREC 세라믹 인레이의 실패 원인은 인레이의 파절, 주위 치질의 파절, 술 후 지각 파민증, 접착제의 마모라 하였고 그중 가장 큰 원인이 인레이의 파절이며 이는 얇은 후경에 기인한다고 보고하였다. 따라서 CEREC 세라믹 인레이에 의한 수복시 충분한 후경을 부여할 수 있는 와동의 깊이를 설정하여야 한다. 본 실험에서 2.3mm의 인레이 후경은 치수강에 의해 제한되는 최대의 와동깊이를 고려하여 설정한 것으로 수복할 치아의 치수 퇴축, 교합면의 마모 정도 등에 따라서 실제 임상에서는 다르게 적용될 것이다. 인레이 주위의 레진시멘트에서는 낮은 탄성계수로 인하여 인레이와

치질 사이에서 낮은 응력분포를 보였으며 와동의 폭이 증가하여 협설 교두정간 거리의 $\frac{2}{3}$ 인 경우는 교합면 cavo surface margin이 완전한 곡선을 그려 응력의 집중이 감소하여 응력이 분산되었다(Fig. 39~44). 본 실험에서 가장 응력이 집중되는 근심에서 3.5mm 떨어진 2차원 단면에서 응력을 살펴보면, 탄성계수가 낮은 레진시멘트층에 의한 응력의 차단을 협측 시멘트 부위에서 뚜렷이 볼 수 있다. 이는 Derand¹⁵⁾의 실험 결과에서도 보고된 바 있다. 이러한 응력의 차단 효과는 와동이 넓을 수록 더욱 두드러지며, 와동 깊이에 따른 변화는 미약하였다(Fig. 45~50).

CEREC 세라믹 인레이의 실패 원인 중 치질의 파절은 와동의 인레이 수복시 와동의 협측 cavosurface margin에서 기시한 미세균열이 협측 와동벽을 따라서 치경부로 이동하여 상대적으로 접착력이 약한 상아질층에 도달하면 접착제의 debonding이 급속해져서 협측선각에서 유발될 수 있다. 이런 경우를 가정하여 협측치은선각과 협측치수선각에서 유효응력을 분석하였으며 깊은 와동에서는 치수강과 근접하고 잔존 치질이 적어 응력이 크게 발생하여 균열의 가능성이 증가하고 와동의 폭이 넓어질 수록 협측 치질의 양이 적어 균열의 가능성이 증가한다. 일단 와동의 협측 선각까지 균열이 도달하면, 상대적으로 취약한 협측치은선각에서 균열이 먼저 발생할 가능성이 크다(Fig. 4, Table 4).

협측치은선각과 협측치수선각에서의 파절방향을 예측하기 위해 각 모델의 X축, Y축 방향의 인장응력을 조합하였다. 와동의 깊이가 1.5mm인 경우 X축 방향의 인장응력은 협측치은선각에서는 설측방향의 인장응력과 협측 방향의 인장응력이 모두 발생하여 그 방향의 일관성이 없고 협측치수선각에서는 설측 방향으로 인장응력이 작용하며 Y축 방향으로서는 치경부 방향으로 압축응력이 작용하여 치아의 내측방향(cervico lingual direction)으로 균열의 가능성을 보였다(Fig. 9~11). 이는 와동이 법랑질과 유사한 세라믹으로 수복되어 하중이 작용할 때 설측으로 인장응력이 발생하기 때문이다. 이에 따라 협측치수선각에서의 파절은 치수를 향하여 수직방향의 성분이 강하게 작용하여 균열이 발생할 것으로 사료된다. 와동의 깊이가 2.3mm인 경우는 와동폭이 증가할 수록 외측방향(cervico buccal direction)으로의 파절이 수직에 가깝게 발생할 것으로 예상되었는데, 이는 와동의 깊이가 깊어짐에 따라 협측치수선각이 치수강에 보다 근접하고 협측의 잔존 치질도 상당히 감소하기 때문이다(Fig. 12~14). 특히 와동의 폭이 교두정간 거리의 $\frac{2}{3}$ 인 경우는 수직에 가깝게 파절이 발생되고, 그 가능성도 클 것으로 예상되었다.

V. 결 론

저자는 CAD/CAM 세라믹 인레이로 2급 근심 교합면 와동을 수복할 경우 와동의 깊이와 와동폭에 따른 수복의 기준을 연구하기 위하여 상악 좌측 제 1소구치의 3차원 유한요소모델을 개발하고 와동의 협설 폭을 협측 및 설측 교두정간 거리의 $\frac{1}{3}$, $\frac{1}{2}$, $\frac{2}{3}$ 로, 깊이를 1.5mm, 2.3mm로 변화시킨 후, 협측 교두의 설측 사면 첫 번째 절점에 500N의 힘을 수직으로 가하여 응력 및 변위를 유한요소법으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 변위는 주로 협측 교두에서 협측, 원심측, 치경부방향으로 일어났으며, 와동의 깊이가 깊은 경우 감소하였고 와동의 폭이 넓어질 수록 증가하였다.
2. 세라믹 인레이에 작용하는 유효응력은 와동의 깊이가 깊은 경우 감소하였고, 와동폭이 넓어질 수록 증가하였으며 복합레진 시멘트에서의 유효응력은 세라믹 인레이보다 약간 작은 응력값을 보여 응력의 차단효과를 보여주었다.
3. 협측 cavosurface margin에서의 유효응력은 와동의 폭이 넓을 수록 하중이 가해진 부위를 중심으로 증가하고, 범위가 넓어져 균열의 가능성이 증가하였으며 원심변연에서의 유효응력은 와동의 깊이가 깊은 경우 감소하였다.
4. 와동의 폭이 좁은 경우는 협측치은선각에서 높은 유효응력값을 보였고, 와동의 폭과 깊이가 증가할수록 협측치수선각에서 유효응력이 증가하여 균열의 가능성이 높아졌다.
5. 협측치은선각과 협측치수선각에서 치아 파절 방향을 예측하여 보면 와동의 깊이가 1.5mm인 경우 설측, 치경부방향(cervico lingual direction)인 치아 내측으로 파절이 예상되었고, 와동의 깊이 2.3mm인 경우는 와동의 협설 폭이 증가할 수록 협측, 치경부방향(cervico buccal direction)인 치아 외측으로의 파절이 수직에 가깝게 발생할 것으로 예상되었다.

참고문헌

1. Davidson C. L. : Posterior Composites : Criteria for Assessment, Quint. Int. 18: 515 519,1987.
2. Lambrechts P., Braem M., and Vanherle G. : Evaluation of Clinical Performance for Posterior Composite Resins and Dentin Adhesives, Oper. Dent. 12:53 78,1987.
3. Moerman W. H., Brandestini M., Lutz F. and Barbakow F. : Chairside Computeraided Direct Ceramic Inlays, Quint. Int. 20:329 339,1989.
4. Altschuler B. R. : Holodontology: An Introduction to Dental Laser Holography. SAM TR 73 4 Report, No.

- AD758191. Brooks AFB, Texas, USAF, School of Aerospace Medical Div(AFSC) 78:285, 1971/1973.
5. Brandestini M, Mormann W., Lutz F., and Krejci I. : Computer machined ceramic inlays : in vitro marginal adaptation, J. Dent. Res. 64:208(abstract No. 305),1985.
 6. William A. G. : The Switzerland and Minnesota developments in CAD/CAM, J. Dent. Pract. Adm 4:50 54,1987.
 7. Rekow D. : Computer aided design and manufacturing in dentistry : a review of the state of the art, J. Prosthet. Dent. 58:512 516,1987.
 8. Duret F., Blouin J. L., and Duret B. : CAD/CAM in dentistry, J. Am. Dent. Assoc. 117:715 720,1988.
 9. Duret F., Preston J. D. : CAD/CAM imaging in dentistry, Current Opinion Den. 1:150 154,1991.
 10. Nicholas J. Grimaudo : CAD/CAM in Dentistry : Present and Future Applications, Quint. Int. 27:434 435,1996.
 11. Vale W. A. : Cavity preparation. Irish dental review 2, 33 41,1956.
 12. Larson T. D., Douglas W. H. : Effect of prepared cavities on the strength of teeth, Oper. Dent. 6:2 5,1981.
 13. Grimaldi J. R. and Hood J. A. A. : Lateral deformation of the tooth crown under axial cusp loading, J. Dent. Res. 52: 584,1973.
 14. Craig R. G. : Restorative Dental Materials, ed 7. St Louis: CV Mosby Co,1980.
 15. Derand T. : Stress analysis of cemented or resin bonded loaded porcelain inlay, Dent. Mat. 1:21 24,1991.
 16. Jensen M. D., Redford D. A., William B. T. et al : Posterial etched porcelain restorations : an in vitro study, Contin. Educ. Dent. 8:615 622,1987.
 17. Thompson J. Y., Bayne S. C., and Heymann. : Mechanical properties of a new mica based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations, J. Prosthet. Dent. 12:619 623,1996.
 18. Roznowski M., Bremer B., and Geurtsen W. : Fracture resistance of human molars restored with various filling materials : In international symposium on computer restorations, ed. Mormman W. H. Quintessenz, Berlin, 559 565,1991.
 19. Martin N., Jedynakiewicz N. M. : Clinical performance of CEREC ceramic inlays : A systematic review, Dent. Mat. 15:54 61,1999.
 20. Khera S. C., Goel V. K., Chert R. C .S., and Gurusmi S. A. : Parameters of MOD Cavity Preparations : A 3 D FEM Study, Part II, Operative Dentistry 16: 42,1991.
 21. Goel V. K., Khtera S. C., Gurusami S., and Chen R. C. S. : Effect of Cavity Depth on Stresses in a Restored Tooth, J. Prosthet. Dent. 67:174,1992.
 22. Craig R. G. : Restorative Dental Materials, 8th ed. St. louis, Missouri, C. V. Mosby Co. 1989.
 23. 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 14,1975.
 24. Farah J. W., Craig R. G. : Finite element analysis of a restored axisymmetric first molar, J. Dent. Res. 53: 859 866,1974.
 25. Cao Y. Zhang G. and Rekow D. : Effect of crown cusp geometry on stress distribution, J. Dent. Res. 79:164(abstract No. 167), 2000.
 26. Anusavice K. J., Hojjatie B. : Tensile Stress in Glass Ceramic Crowns : Effect of Flaws and Cement Voids, Int. J. Prosthodont. 5:351 358,1992.
 27. Morin D. L., Douglas W. H., Cross M., and DeLong R. : Biophysical Stress Analysis analysis of Restored Teeth : Experimental Strain Measurement, Dent. Mater. 4:41,1988.
 28. deVree J. H. P., Peters M. C. R. B., and Plasschaert A. J. M. : A Comparasion of Photoelastic and Finite Element Stress Analysis in Restored Tooth Structures, J. Oral. Rehab. 10:505,1983.
 29. 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. Prosthet. Dent. 22:333,1981.
 30. 김준연 : 구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성 분석, 대한치과의사협 회지. 19:593,1981.
 31. Standlee J. P., Caputo A. A., Holcomb J., and Trabert K. C. : The Retentive and Stress distributing Properties of a Threaded Endodontic Dowel, J. Prosthet. Dent. 44:398,1980.
 32. 조병훈, 임경문 : 치아과절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 18: 291 316,1993.
 33. 김한욱, 임경문, 이정식 : 아말감 와동의 파절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 19(2):345 371,1994.
 34. Takahashi N., Kitagami T., and Komori T. : Evaluation of Thermal Change in Pulp Chamber, J. Dent. Res. 56:1480,1977.
 35. 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.
 36. Shearer A. C., Heymann H. O., and Wilson N. H. : Two ceramic materials compared for the production of CEREC inlays, J. Dent. 21(5):302 4,1993.
 37. al Hiyasat A. S., Saunders W. P., Sharkey S. W., Smith G. M., and Gilmour W. H. : Investigation of human enamel wear against four dental Ceramics and gold, J. Dent. 26(5 6):487 95,1998.
 38. Krejci I. : Wear of CEREC and other restorative materlals. In international symposium on computer restorations, ed. Mormman W. H. Quintessenz, Berlin, 245 251,1991.
 39. Grossmann D. G. : Structure and physical properties of Dicor/MGC glass ceramic. In : Mormann W. H., editor. Proceedings of the International Symposium on Computer Restorations : Berlin Quintessence Pub Co. 103 15,1991.
 40. Pallesen U., van Dijken J. W. : An 8 year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays process the CEREC CAD/CAM system, Eur. J. Oral Sci. 108(3): 239 46,2000.
 41. Yamaguchi K. : Study on improvement of adaptation for inlay made by dental CAD/CAM system. Kokubyo Gakkai Zasshi 67(2):163 8. Japanese. abstract,2000.
 42. Sturdevant J. R., Bayne S. C. and Heymann H. O. : Margin gap size of ceramic inlays using second generation CAD/CAM eq. J. Esthet. Dent. 11(4):206 14,1999.
 43. Molin M. K., Karlsson S. L., and Kristiansen M. S. : Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint, Dent. Mater. 12(4):245 9,1996.
 44. Gibbs C. H., Mahan P. E., Lundeen H. C., Brehnan K., Walsh E. K., and Holbrook W. B. : Occlusal forces during chewing and swallowing measured by sound

- transmission, *J. Prosthet. Dent.* 46:443 9,1981.
45. Linderholm H., Wennstrom A. : Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build, *Acta Odontol. Scand.* 28:679 89,1970.
46. Ringqvist M. : Isometric bite force and its relation to dimensions of facial skeleton, *Odontol. Scand.* 31:35 42,1973.
47. Helkimo E., Carlsson G. E., and Helkimo, M. : Bite force and state of dentition, *Acta Odontol. Scand.* 35:297 303,1977.
48. Hellsing G. : On the regulation of interincisor bite force in man, *J. Ora. Rehabil.* 7:403 11,1980.
49. Floystrand F., Kleven E., and Oilo G. : A novel miniature bite force recorder and its clinical application, *Acta Odontol. Scand.* 40:209 14,1982.
50. Gibbs C. H., Mahan P. E., Mauderli A., Lundeen H. C., and Walsh E. K. : Limits of human bite strength, *J. Prosthet. Dent.* 56:226 9,1986.
51. Bakke M., Holm B., Jensen B. L., Michler L., and Moller E. : Unilateral, isometric bite force in 8 68 year old women and men related to occlusal factors, *Scand. J. Den. Res.* 98:149 58,1990.
52. Jose Mondelli, Lincoln Steagall, Aquira Ishikiriama, 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.
53. Gerald J. Re, Barry K. Norling. : Fracturing molars with axial forces, *J. Dent. Res.* 60(4):805 808,1981.
54. Burke F. J. T., Wilson N. H. F., and Watts D. C. : Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins : The effect of alternative luting procedures, *Quint. Int.* 25:269 275,1994.
55. Thomas Cavel W., Patrick Kelsey W., and Richard J. Blankenau : An in vivo study of cuspal fracture, *J. Prosthet. Dent.* 53(1):38 42,1985.

논문사진부도 ①

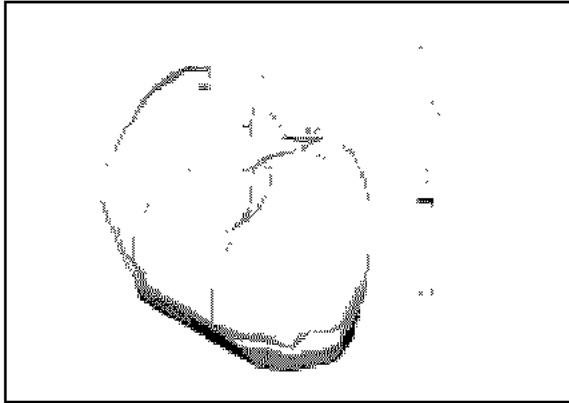


Fig. 15. Displacement of Model 12.

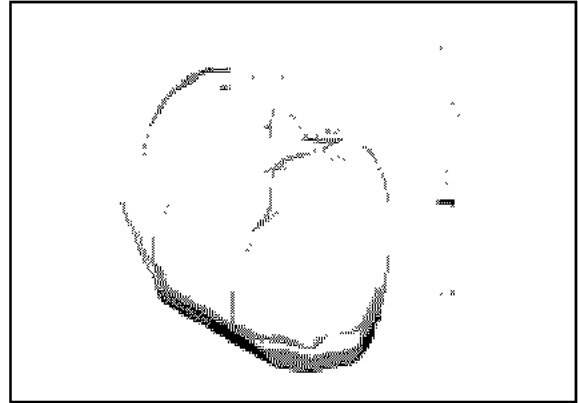


Fig. 16. Displacement of Model 22.

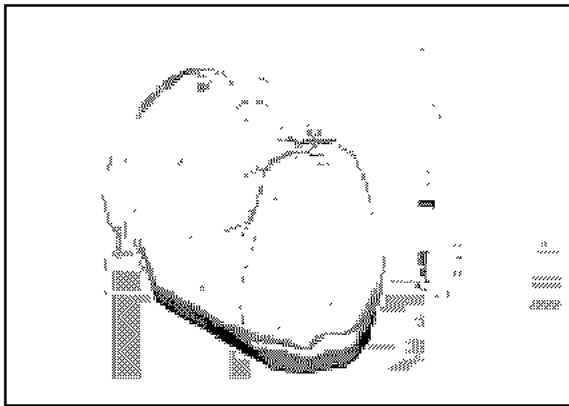


Fig. 17. Displacement of Model 13.

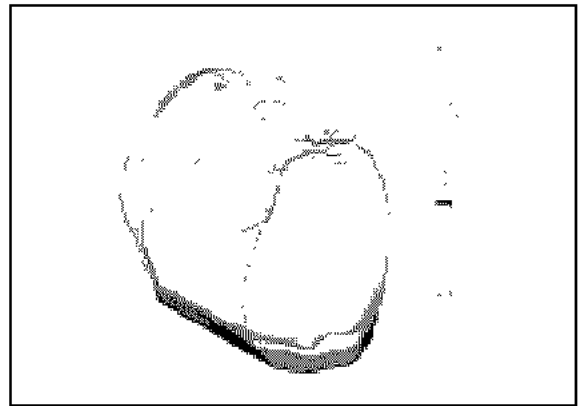


Fig. 18. Displacement of Model 23.

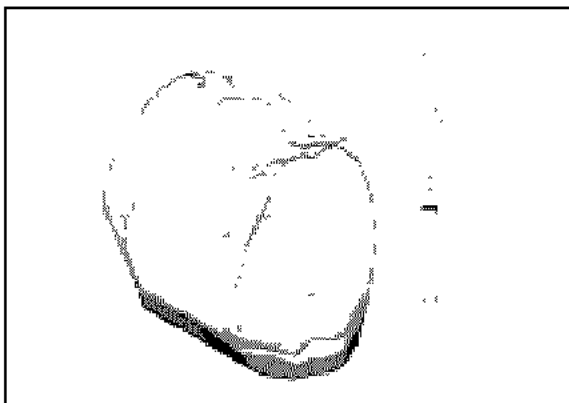


Fig. 19. Displacement of Model 14.

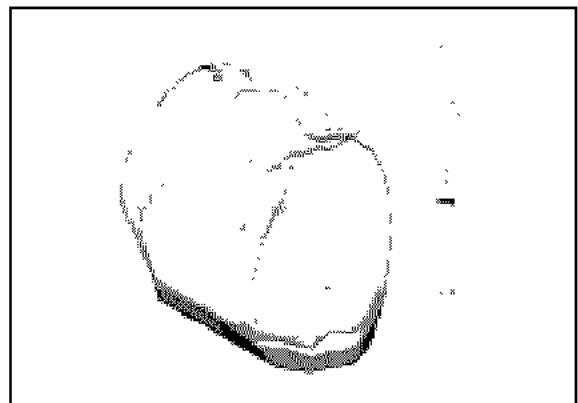


Fig. 20. Displacement of Model 24.

논문사진부도 ②

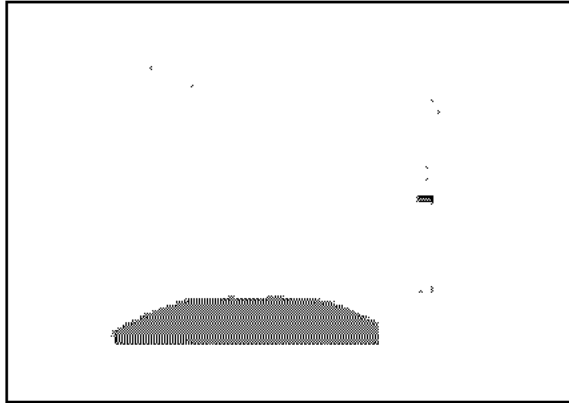


Fig. 21. Displacement of Model 12.
(3.5mm section)

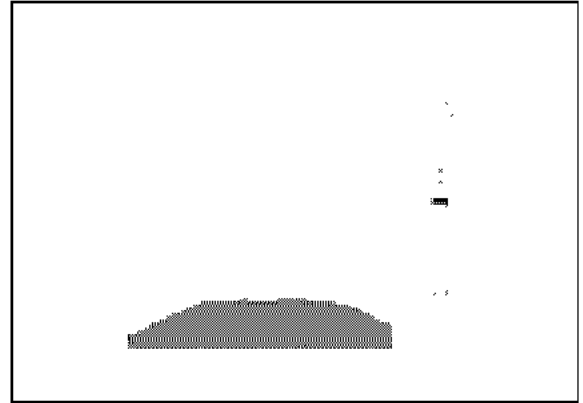


Fig. 22. Displacement of Model 22.
(3.5mm section)

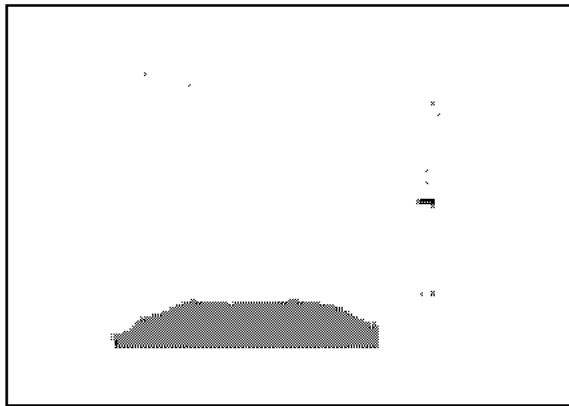


Fig. 23. Displacement of Model 13.
(3.5mm section)

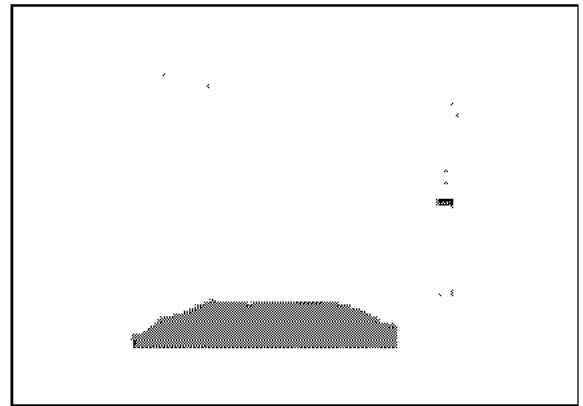


Fig. 24. Displacement of Model 23.
(3.5mm section)

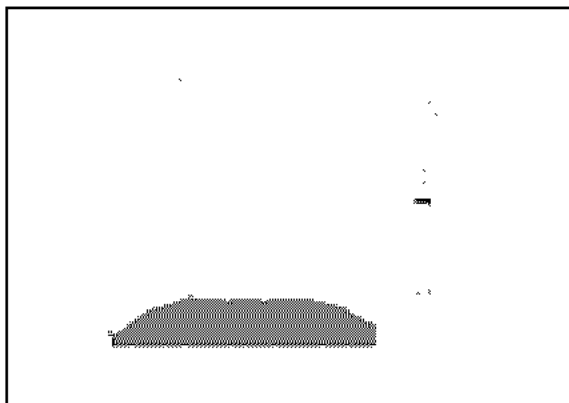


Fig. 25. Displacement of Model 14.
(3.5mm section)

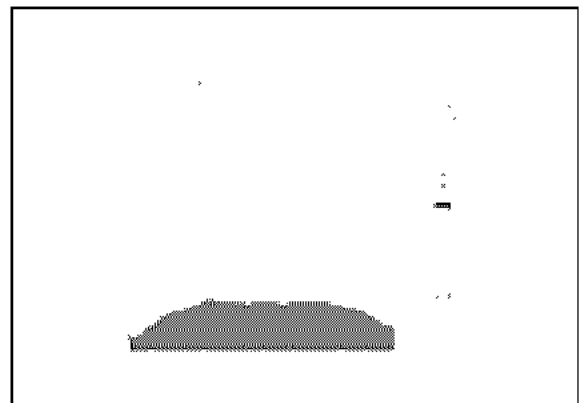


Fig. 26. Displacement of Model 24.
(3.5mm section)

논문사진부도 ③

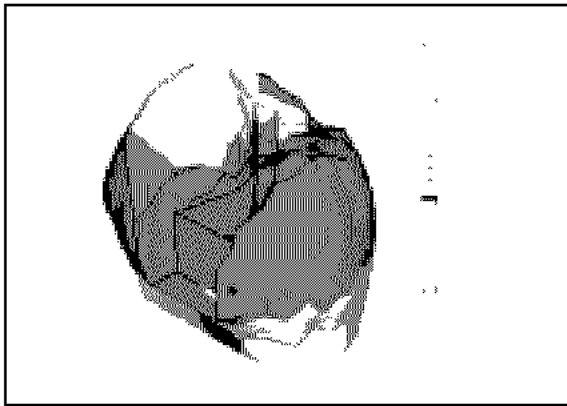


Fig. 27. Von Mises Stress of Model 12.

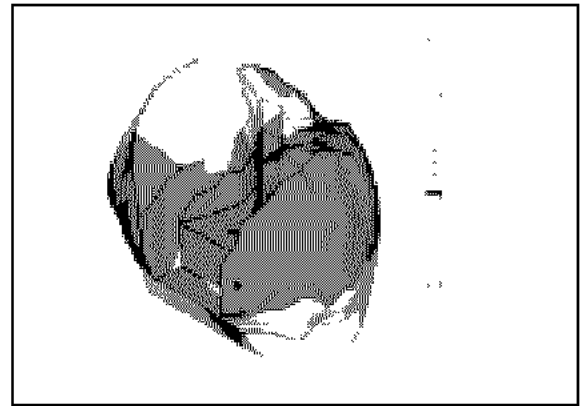


Fig. 28. Von Mises Stress of Model 22.

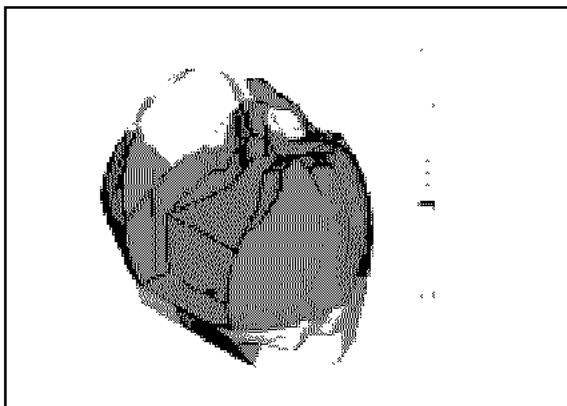


Fig. 29. Von Mises Stress of Model 13.

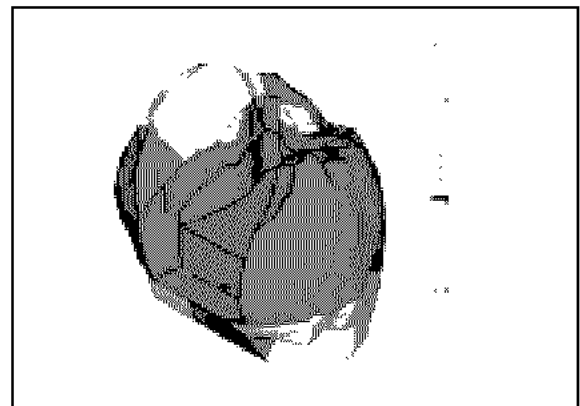


Fig. 30. Von Mises Stress of Model 23.

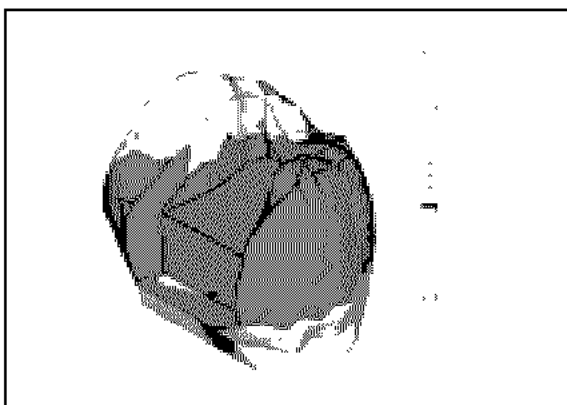


Fig. 31. Von Mises Stress of Model 14.

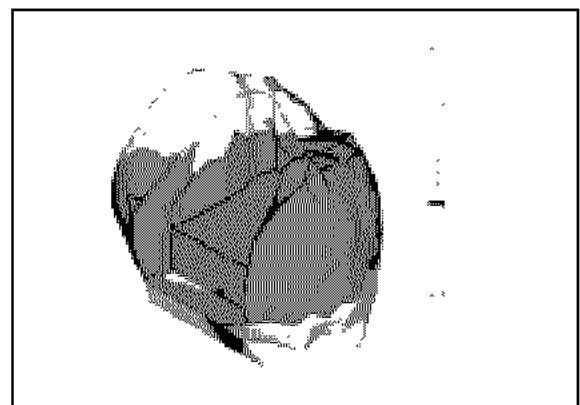


Fig. 32. Von Mises Stress of Model 24.

논문사진부도 ④

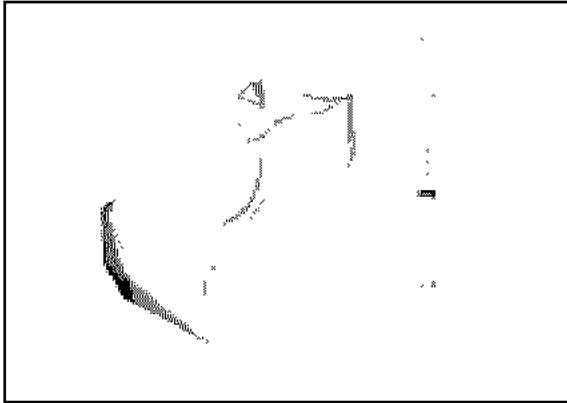


Fig. 33. Von Mises Stress of Model 12(inlay).

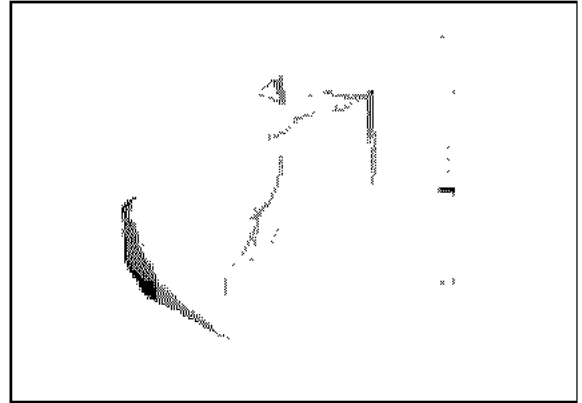


Fig. 34. Von Mises Stress of Model 22(inlay).

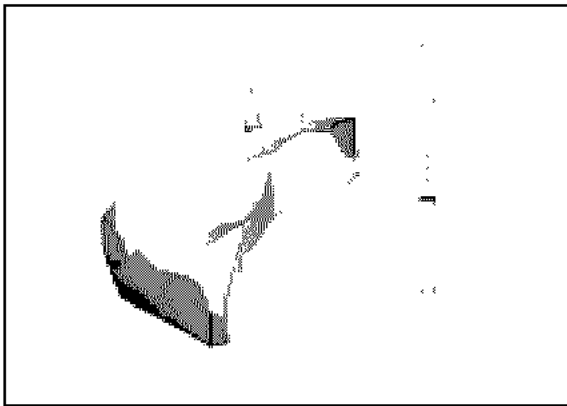


Fig. 35. Von Mises Stress of Model 13(inlay).

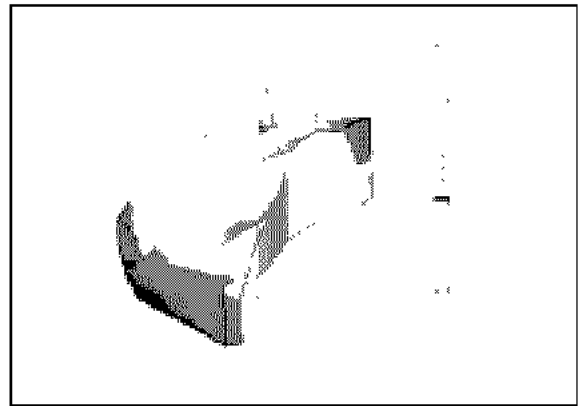


Fig. 36. Von Mises Stress of Model 23(inlay).

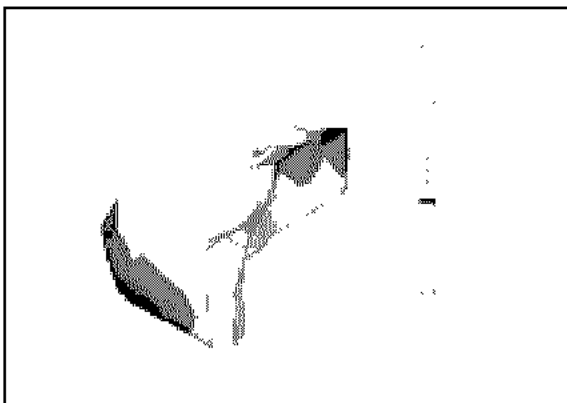


Fig. 37. Von Mises Stress of Model 14(inlay).

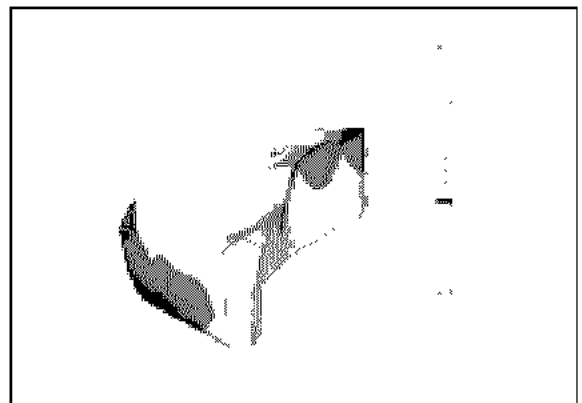


Fig. 38. Von Mises Stress of Model 24(inlay).

논문사진부도 ⑤

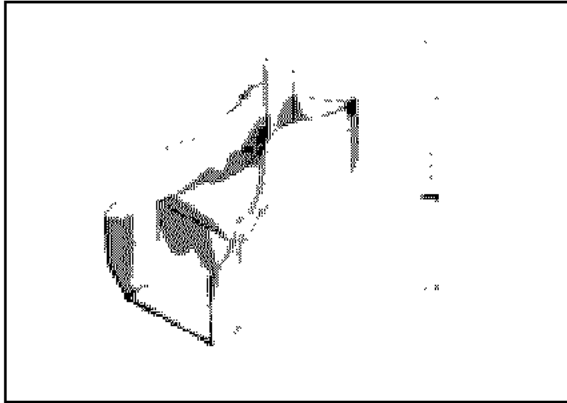


Fig. 39. Von Mises Stress of Model 12(cement).

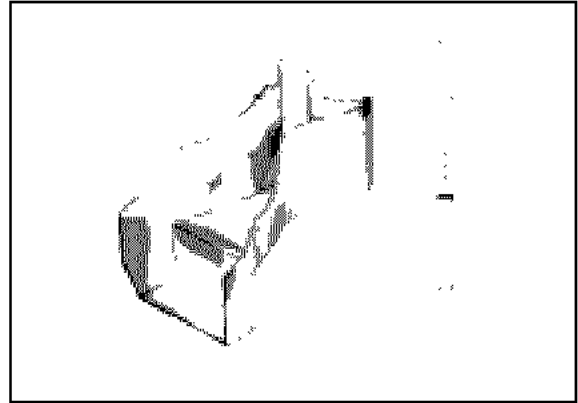


Fig. 40. Von Mises Stress of Model 22(cement).

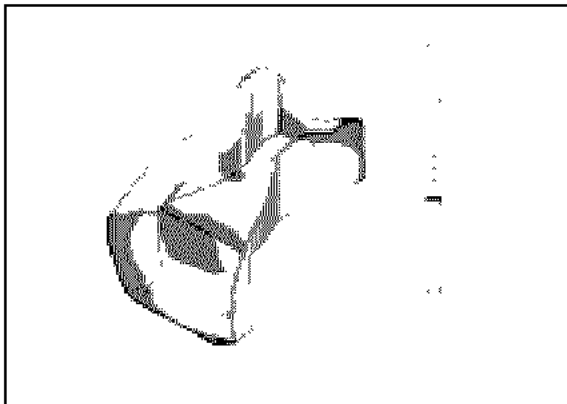


Fig. 41. Von Mises Stress of Model 13(cement).

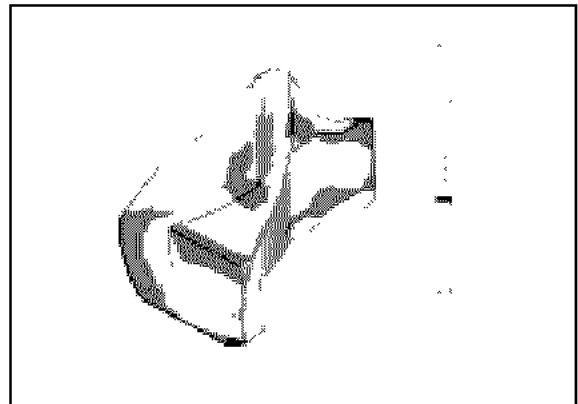


Fig. 42. Von Mises Stress of Model 23(cement).

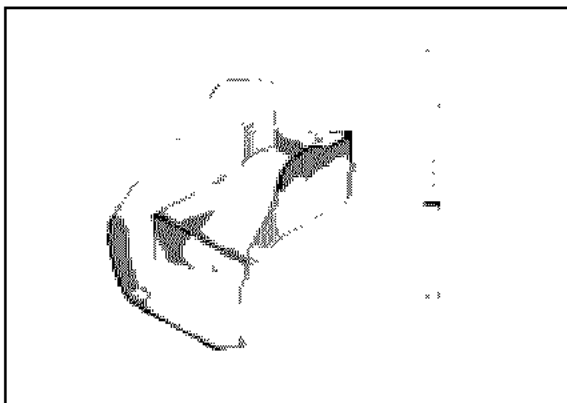


Fig. 43. Von Mises Stress of Model 14(cement).

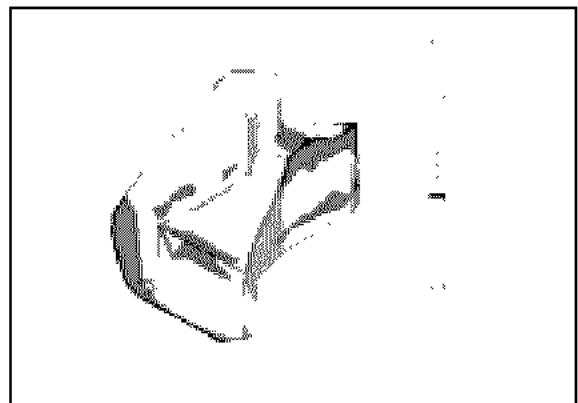


Fig. 44. Von Mises Stress of Model 24(cement).

논문사진부도 ⑥

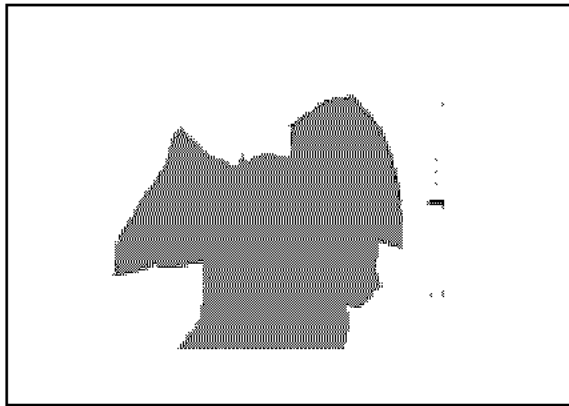


Fig. 45. Von Mises Stress of Model 12.
(3.5mm section)

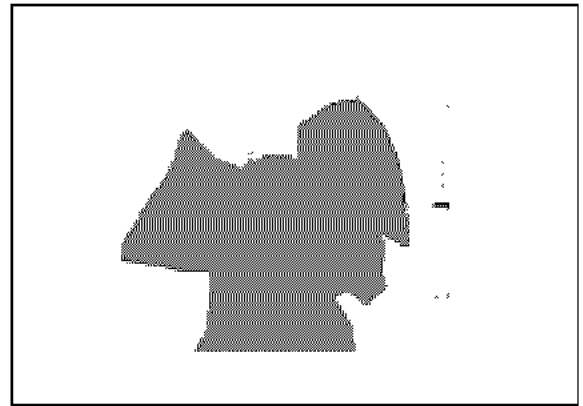


Fig. 46. Von Mises Stress of Model 22.
(3.5mm section)

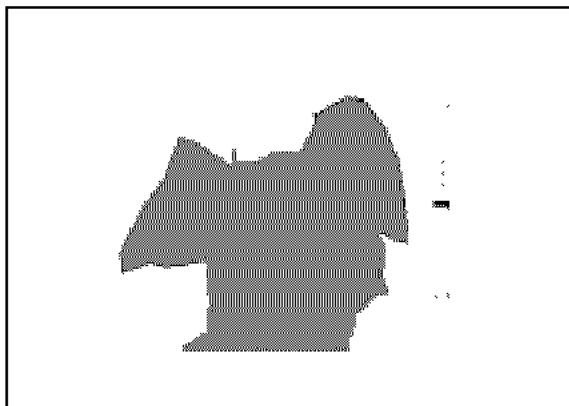


Fig. 47. Von Mises Stress of Model 13.
(3.5mm section)



Fig. 48. Von Mises Stress of Model 23.
(3.5mm section)

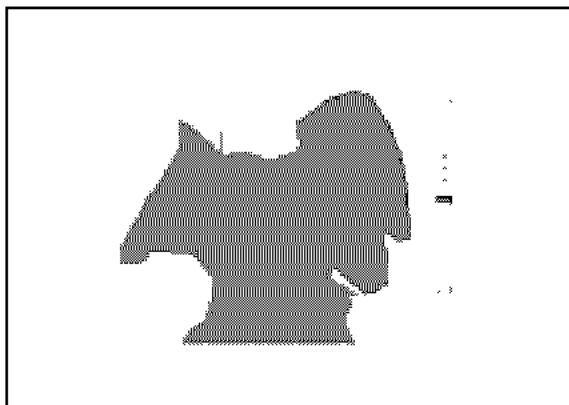


Fig. 49. Von Mises Stress of Model 14.
(3.5mm section)

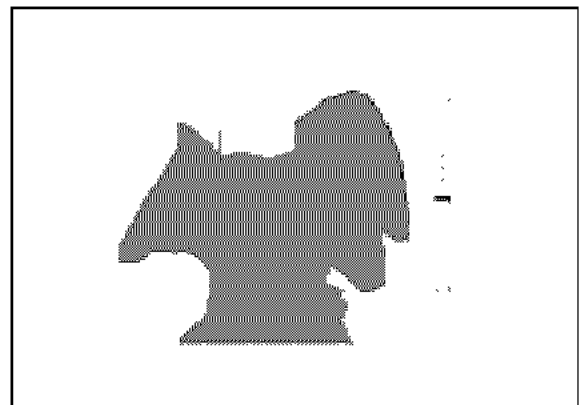


Fig. 50. Von Mises Stress of Model 24.
(3.5mm section)

논문사진부도 ⑦

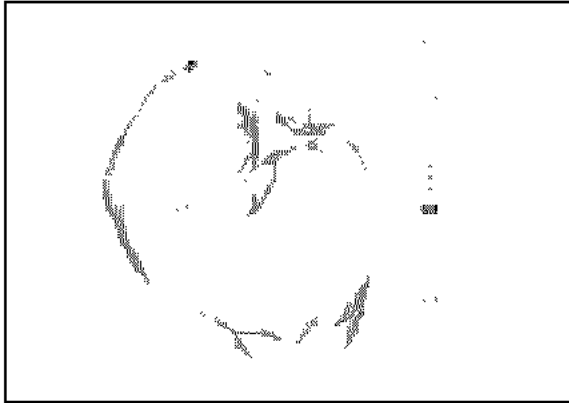


Fig. 51. Sx of Model 12.

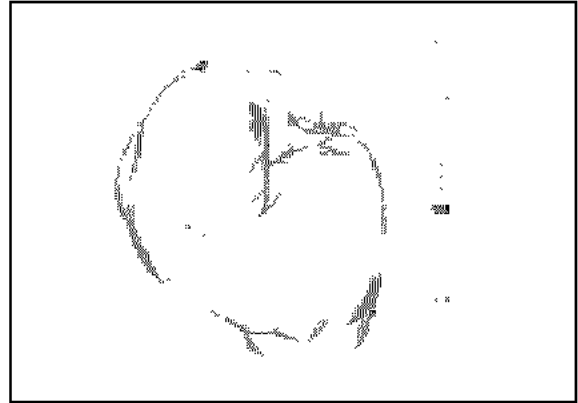


Fig. 52. Sx of Model 22.

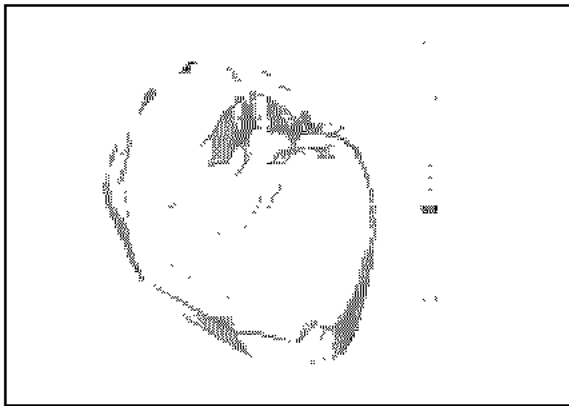


Fig. 53. Sx of Model 13.

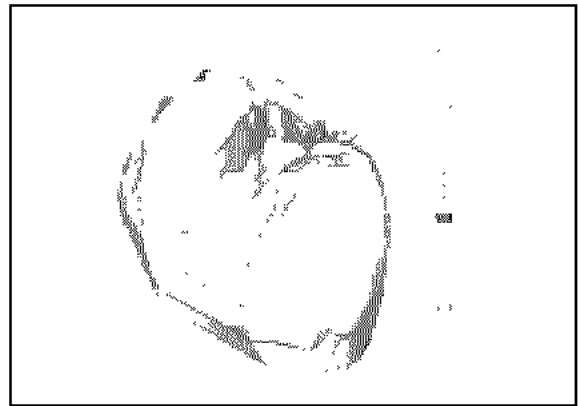


Fig. 54. Sx of Model 23.

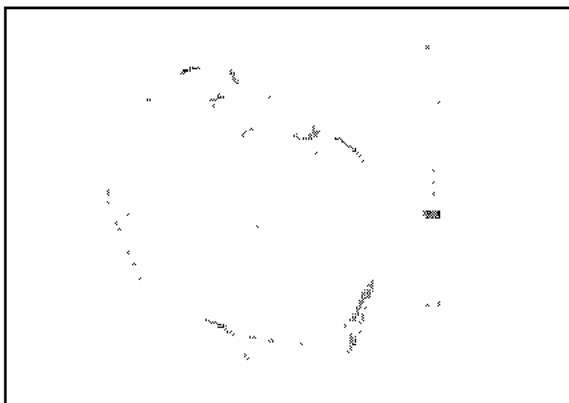


Fig. 55. Sx of Model 14.

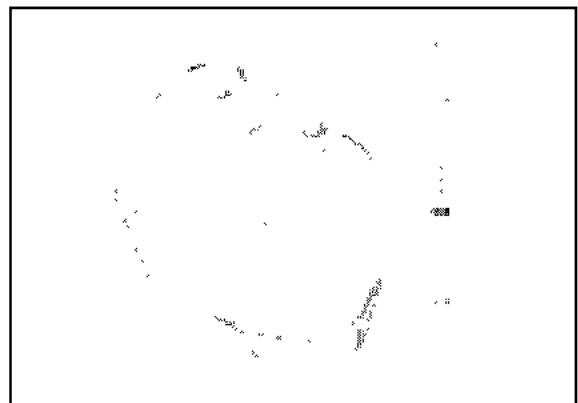


Fig. 56. Sx of Model 24.

논문사진부도 ㉔

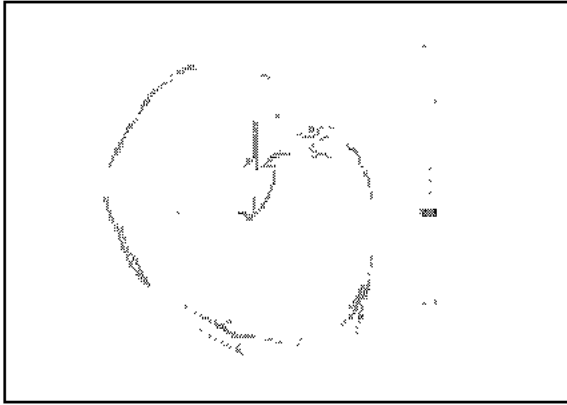


Fig. 57. Sy of Model 12.

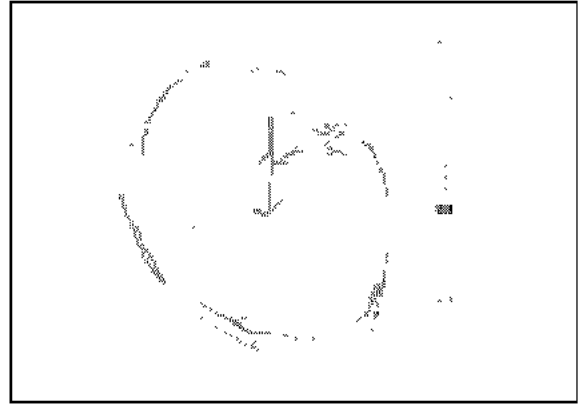


Fig. 58. Sy of Model 22.

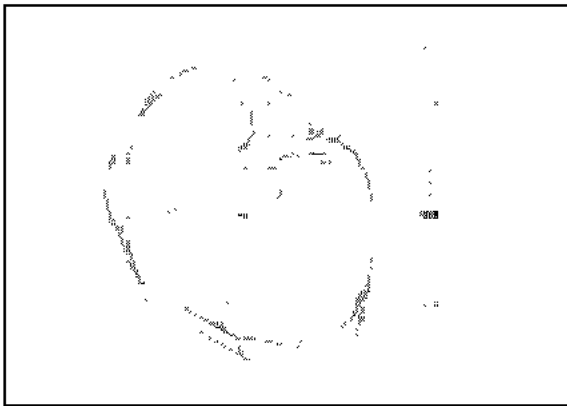


Fig. 59. Sy of Model 13.

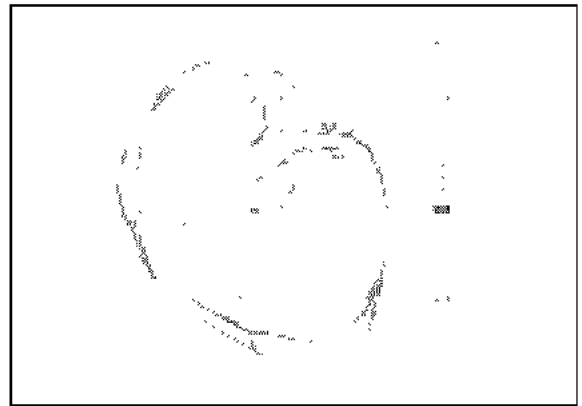


Fig. 60. Sy of Model 23.

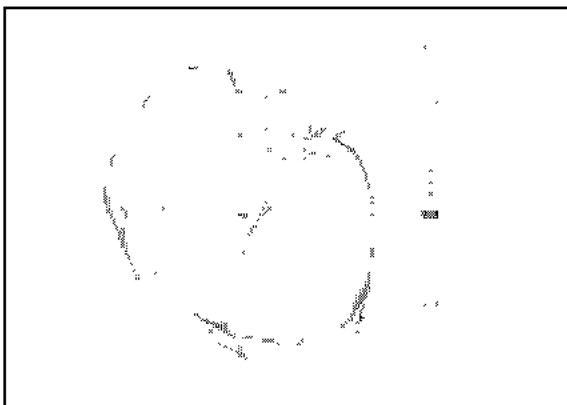


Fig. 61. Sy of Model 14.

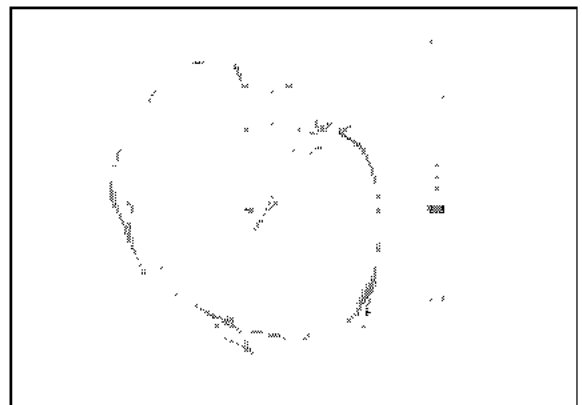


Fig. 62. Sy of Model 24.