

유한 요소법을 이용한 수중 심미 수복물의 응력 분석

전남대학교 치과대학 보철학교실

조진희 · 방몽숙

목 차

- I. 서 론
- II. 연구 방법
- III. 연구 결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
 - 참고문헌
 - 사진부도
 - 영문초록

I. 서 론

결손된 자연치아나 치관의 보철 치료에 있어서 기능과 심미성의 회복은 치료의 중요한 목적이며, 특히 전치 및 소구치 부위의 치료방법을 선택하는 주요한 결정요인이 된다.¹⁾

심미성 회복을 위한 수복물로는 여러 가지 종류가 있는데, 도재전장관은 Brecker²⁾에 의해 소개된 이후 많은 연구가 진행되어 도재의 물리·화학적 성질과 결합력이 개선되어 왔으며 다양한 ceramoalloy 및 제작 기술이 개발되어 여러분야에서 광범위하게 사용되고 있다.³⁾ porcelain jacket관은 모든 치과 수복물 중 가장 심미적이지만 파절에 민감한 단점이 있어서 심미성이 필수적인 경우에만 사용되고 있다.⁴⁾ 이러한 문제점을 해결하기 위해 도재전장관의 강도와 porcelain jacket관의 심미성을 결합시켜 지대치의 shoulder부위에 도재가 직접 닿도록 고안된 collarless 도재전장관에 관심이 집중되었고 그 적용종과 금기증 그리고 지대치 형성 등에 관한 연구 보고가 있었다.⁵⁻⁸⁾ 최근에 사용된 porcelain laminate veneer는 치아와의 접착제로 복합레진을 사용함으로써 도재의 인장강도와 유지력

을 증진시켜 주는 수복방법으로 치아삭제가 적고 심미성이 우수한 점 등 많은 장점을 지니고 있으며 특히 장착시에 최종적인 색채를 적절히 수정할 수 있어 tetracycline 또는 실활에 의하여 변색된 치아, 법랑질 형성부전증, 정중 이개 등의 심미적인 수복에 선호되고 있다.^{9,10)}

일반적으로 보철물 제작에 널리 사용되고 치과용 도재는 압축강도는 높은 반면 인장강도가 낮고 쉽게 파절되는 특성이 있으므로 심미수복물은 이를 지지하는 지대치, 치근막, 치조골 등에 생리적 한계를 넘는 과도한 하중이 전달되지 않고 균등한 응력의 분산이 이루어지도록 설계되어야 한다. 그러나 수중 심미수복물중 어느 방법이 지대치와 수복물에 이상적으로 응력이 분산되는가에 대한 연구는 거의 없었다.

본 연구는 수중 전치부 심미수복물의 수복 방법에 대하여 하중의 크기 및 방향에 따른 수복물 및 지대치의 변위와 응력의 분포를 자연치와 비교 해석하기 위하여 2차원 유한요소법을 이용한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 방법

상악 중절치의 수복물에 외력이 가해질 때 지대치와 수복물에 가해지는 응력 및 변위를 자연치와 비교 분석하기 위해 Wheeler¹¹⁾에 의한 상악중절치의 표준형을 기초로 하여 전치부 심미수복물과 지대치를 2차원 유한요소법으로 해석하기 위해 Fig. 1과 같이 모형화하였다.

본 연구에 사용된 유한요소 해석 모형은 법랑질, 상아질, 포세린 그리고 주조용 금합금으로 하였으며 재료의 물리적 성질은 선현들의 보고^{12,13)}에 의해 Table 1과 같이 설정하였다. 한편 수복물에 따른

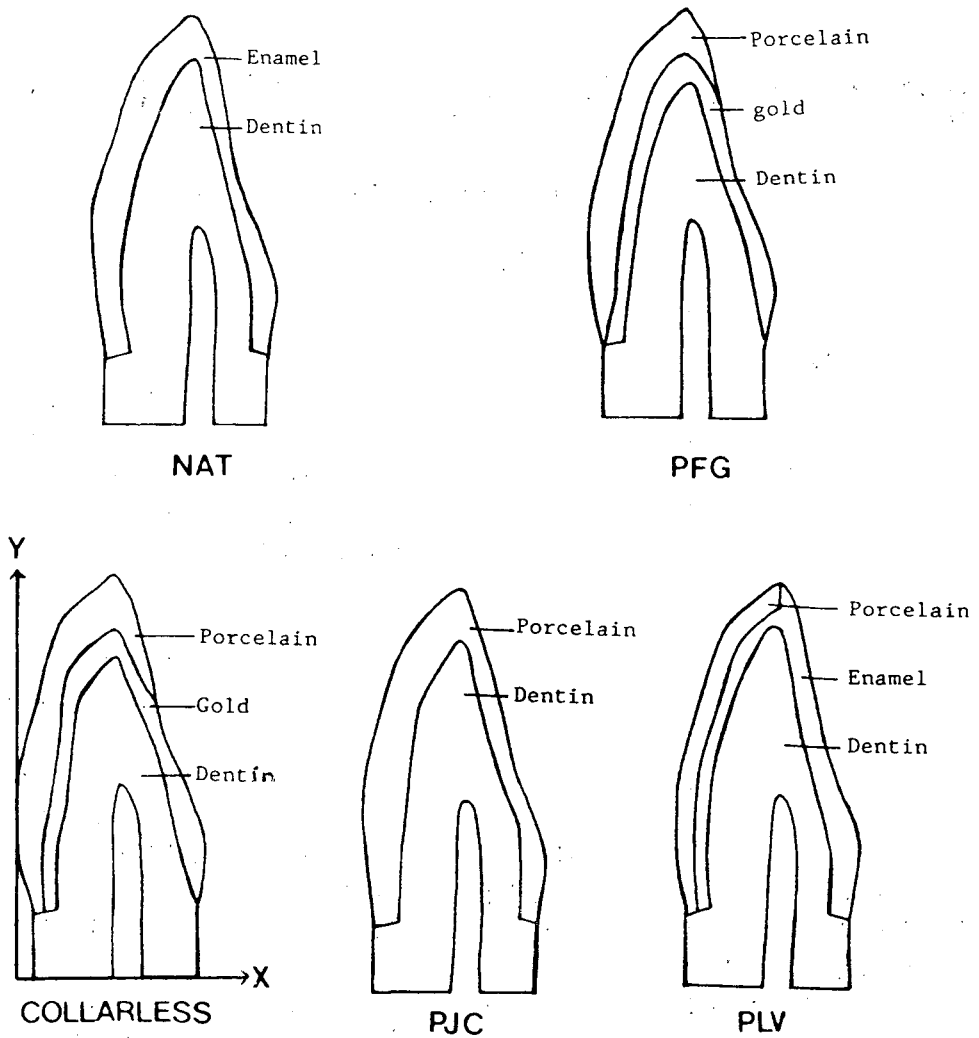


Fig. 1. Cross-sectional view of anterior esthetic restoration and abutment with various design.

Table 1. Elastic constants of materials

Materials	Young's modulus (kg/cm ²)	Poisson's ratio
Porcelain	702780	0.28
Au-Pd alloy	912900	0.33
Enamel	857551	0.30
Dentin	189720	0.31

요소의 수와 분포는 Table 2와 같다.

제작된 모형은 사각형의 요소로 나누었다. 외력에 의해 모형내에 발생된 응력과 변위를 해석하기 위해 모형 하단에 위치한 절점을 X 방향과 Y 방향으로 모두 고정시켰다. 모든 모형에 부하된 하중은 1kg이며, (1) 교합력을 가상하여 절단면에 45도의 경사력 (P_1)과, (2) 외상성 충격을 가상한

순면의 수평력(P_2), 그리고 (3) 중심교합시 상·하 치아의 접촉점에 26도의 경사력(P_3)을 적용시켰다¹⁴⁻¹⁶(Fig. 2).

상기의 조건을 SUPERSAP program version 89 (Algor Inc. U.S.A)에 입력하였으며, personal computer를 이용하여 응력의 분포와 각 절점의 변위를 계산하였다.

Table 2. Number and distribution of elements

Material Groups	Types of design				
	NAT	PFG	COLLARLESS	PJC	PLV
Porcelain		28	34	72	14
Enamel	52				38
Gold		44	26		
Dentin	118	98	105	108	118
Total element	170	170	165	180	170
Total node	210	208	204	217	210

NAT : natural tooth, PFG : porcelain fused to gold crown
 COLLARLESS : collarless porcelain fused to gold crown,
 PJC : porcelain jacket crown, PLV : porcelain laminate veneer

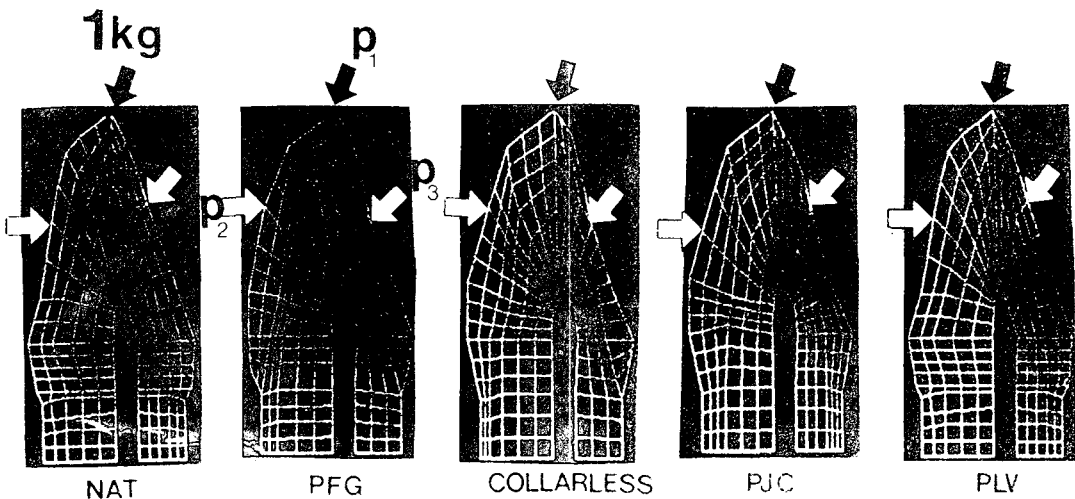


Fig. 2. Finite element mesh layout and loads applied.

III. 연구 결과

1. 응 력

S 11 응력은 X 방향에 대한 수직응력, S 22 응력은 Y 방향에 대한 수직응력, maximum principal stress는 최대주응력, 그리고 von Mises stress는 X, Y 방향으로의 수직응력을 함께 고려한 응력이다.

1) 절단면에 45도 경사력(Load P₁)을 가한 경우 (Table 3) :

S 11 응력에서는 자연치에 비해 수복물(0.83~0.85kg/mm²)에서 응력이 고루 분포하였고 최대 인장 응력은 자연치에 비하여 수복치(0.32~0.40kg/mm²)에서 작게 나타났다. S 22 응력에서는 도재전장관(1.55kg/mm²)이 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인장 응력은 porcelain jacket관(1.87kg/mm²)의 설면 치경부 도재와 상아질에서 나타났다. 주응력에서는

도재전장관(2.03kg/mm²)과 collarless 도재전장관(2.03kg/mm²)이 균일한 응력분포를 나타냈고 최대주 인장응력은 porcelain jacket관(1.89kg/mm²)의 설면 치경부도재와 상아질에서 나타났다. von Mises 응력은 최대 인장응력이 porcelain jacket관(2.60kg/mm²)과 collarless 도재전장관(1.83kg/mm²)의 순면 치경부 도재와 상아질에서 나타났다.

2) 순면에 수평력(Load P₂)을 가한 경우 (Table 4) :

S 11 응력과 S 22 응력에서는 자연치보다 수복 물에서 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인장 응력도 자연치에 비해 낮았다. 주응력에서는 도재 전장관(2.42kg/mm²)과 porcelain laminate veneer(2.45 kg/mm²)가 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인 장응력은 collarless 도재전장관(2.50kg/mm²)과 por- celain jacket관(2.29kg/mm²)의 순면 치경부 도재와

Table 3. Maximum stresses under the load P₁ (kg/mm²)

	NAT	PGF	COLLARLESS	PJC	PLV
S 11					
TEN.	0.54	0.34(63%)	0.32(59%)	0.40(74%)	0.38(70%)
COM.	0.49	0.50(102%)	0.51(104%)	0.40(71%)	0.46(94%)
Max-Min	1.03	0.84(82%)	0.83(81%)	0.85(83%)	0.84(82%)
S 22					
TEN.	1.82	1.55(85%)	1.52(84%)	1.87(103%)	1.84(101%)
COM.	2.09	2.30(110%)	2.43(116%)	3.07(147%)	2.07(99%)
Max-Min	3.91	3.85(98%)	3.95(101%)	4.94(126%)	3.91(100%)
MAX.PRIN					
TEN.	1.86	1.59(85%)	1.55(83%)	1.89(102%)	1.88(101%)
COM.	0.40	0.44(110%)	0.48(120%)	0.31(78%)	0.40(100%)
Max-Min	2.26	2.03(90%)	2.03(90%)	2.20(97%)	2.28(100%)
VON MISES					
	1.64	1.76(107%)	1.83(112%)	2.60(159%)	1.62(99%)

S 11 ; S 11 stress, S 22 ; S 22 stress, MAX.PRIN ; MAMIMUM PRINCIPAL STRESS, VON MISES ; VON MISES STRESS, TEN : tension, COM : compression, MAX-MIN : Maximum - Minimum

() : relative ratio to natural tooth.

Table 4. Maximum stresses under the load P_2 (kg/mm²)

	NAT	PFG	COLLARLESS	PJC	PLV
S 11					
TEN.	0.58	0.46(79%)	0.52(90%)	0.49(84%)	0.45(78%)
COM.	0.47	0.34(72%)	0.38(81%)	0.38(81%)	0.44(94%)
Max-Min	1.02	0.80(78%)	0.90(88%)	0.87(85%)	0.89(87%)
S 22					
TEN.	2.62	2.07(79%)	2.47(94%)	2.22(85%)	2.01(77%)
COM.	2.12	1.52(72%)	1.78(84%)	1.70(80%)	2.12(100%)
Max-Min	4.74	3.59(76%)	4.25(90%)	3.92(83%)	4.13(87%)
MAX.PRIN					
TEN.	2.09	2.13(102%)	2.50(120%)	2.29(110%)	2.07(99%)
COM.	0.39	0.29(74%)	0.34(87%)	0.33(85%)	0.38(97%)
Max-Min	2.48	2.42(98%)	2.84(115%)	2.62(106%)	2.45(99%)
VON MISES					
	1.61	1.58(98%)	1.83(114%)	1.70(106%)	1.61(100%)

Table 5. Maximum stresses under the load P_3 (kg/mm²)

	NAT	PFG	COLLARLESS	PJC	PLV
S 11					
TEN.	0.25	0.15(60%)	0.74(296%)	0.29(116%)	0.10(40%)
COM.	0.17	0.17(100%)	0.19(112%)	0.17(100%)	0.17(100%)
Max-Min	0.42	0.32(76%)	0.93(221%)	0.46(110%)	0.27(64%)
S 22					
TEN.	0.31	0.32(103%)	0.29(94%)	0.30(97%)	0.29(94%)
COM.	0.75	0.76(101%)	0.87(116%)	1.22(163%)	0.74(99%)
Max-Min	1.06	1.08(102%)	1.16(109%)	1.52(143%)	1.03(97%)
MAX.PRIN					
TEN.	0.34	0.33(97%)	0.33(97%)	0.38(112%)	0.32(94%)
COM.	0.14	0.14(100%)	0.17(121%)	0.14(100%)	0.14(100%)
Max-Min	0.48	0.47(98%)	0.5 (104%)	0.52(108%)	0.46(96%)
VON MISES					
	0.59	0.59(100%)	0.65(110%)	1.07(181%)	0.58(98%)

상아질에서 나타났다. von Mises 응력은 최대 인장응력이 collarless 도재전장관(1.83kg/mm²)과 porcelain jacket관(1.70kg/mm²)의 순면 치경부 도재와 상아질에서 나타났다.

3) 상·하 치아의 접촉점에 26도의 경사력(Load P₃)을 가한 경우(Table 5) :

S 11 응력에서는 porcelain laminate veneer(0.27 kg/mm²)와 도재전장관(0.32kg/mm²)이 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인장응력은 collarless 도재전장관(0.74kg/mm²)의 순면 치경부 도재와 porcelain jacket관(0.29kg/mm²)의 절단면 1/3 부위의 도재에 나타났다. S 22 응력에서는 porcelain laminate veneer(1.03kg/mm²)가 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인장응력은 도재전장관(0.32kg/mm²)의 순면 중앙 1/3 부위의 도재에 나타났다. 주응력에서는 porcelain laminate veneer(0.46kg/mm²)와 도재전장관(0.47kg/mm²)이 응력의 고른 분포를 나타냈고 최대 인장응력은 porcelain jacket관(0.38kg/mm²)의 순면 중앙 1/3 부위의 도재에 나타났다. von Mises 응력에서는 최대 인장응력이 porcelain jacket관(1.07 kg/mm²)와 collarless 도재전장관(0.65kg/mm²)의 순면 치경부 도재와 상아질에 나타났다.

2. 변 위

변위의 측정은 이동이 가장 많이 나타나는 최상방의 절점을 선택하여 측정하였으며 그 결과는 Table 6과 같다.

1) 절단면에 45도 경사력을 가한 경우 :

모든 수복물(94~97%)에서 자연치보다 작은 변

위가 나타났다.

2) 순면에 수평력을 가한 경우 :

collarless 도재전장관(107%)과 porcelain jacket관(101%)에서 자연치보다 큰 변위가 나타났다.

3) 상·하 치아의 접촉점에 26도의 경사력을 가한 경우 :

porcelain jacket관(108%)에서 자연치보다 큰 변위가 나타났다.

IV. 총괄 및 고안

치과 수복물은 이를 지지하는 지대치, 치근막, 치조골에 생리적 한계를 넘는 과다한 저작력이나 외력이 전달되지 않고 균등하게 응력이 분산되도록 설계하여야 한다. 현재 치과 임상에서는 많은 심미수복물이 사용되고 있으나 이들이 지대치와 수복물에 이상적으로 응력을 분산시키는가의 여부에 대한 연구는 아직 미비한 실정이다.

종래 치의학 분야에서 응력 및 변위에 관한 실험적 분석법으로 strain gauge법, 2차원 광탄성법, 3차원 광탄성법, holography법 및 응력 도료법 등을 이용한 역학적 연구가 활발히 수행되어 왔으나, 구강내와 유사한 모형을 제작하기가 어려울 뿐만 아니라 모형의 탄성 계수를 인체의 조직과 일치 시키기가 어렵다^{17,18}. 그러나 유한요소법은 모형의 형태와 크기, 구성 물질의 물리적 성질인 탄성율과 Poisson율을 실험과 일치시켜 이러한 문제를 해결할 수 있었다¹⁹⁻²².

유한요소법은 어떤 모델을 물리적 성질이 비슷한

Table 6. Displacement of the restorations(mm)

	NAT	PFG	COLLARLESS	PJC	PLV
Load P ₁	-1.279	-1.232(96%)	-1.229(96%)	-1.207(94%)	-1.246(97%)
Load P ₂	+1.126	+1.023(91%)	+1.201(107%)	+1.132(101%)	+1.122(97%)
Load P ₃	-2.510	-2.302(92%)	-2.443(97%)	-2.717(108%)	-2.453(98%)

(- ; labial displacement)

(+ ; lingual displacement)

여러 개의 작은 분할 요소로 나누어 구조물을 해석하는 공학적 수치해석법이다. 실제로 이 유한요소법의 이용은 Tuner 등이 항공기 구조에 관한 해석을 처음 시도한 이래, 구조물 분석법을 일반화하여 컴퓨터에 이용할 수 있는 수치해석법으로 개발되었으며 이를 토대로 하여 1960년 Clough가 유한요소법이라 정의하였다²³⁻²⁵⁾.

본 연구에서는 모형의 설계에 비교적 사용 빈도가 높고 모형화가 용이한 상악중절치를 이용하였으며, 여기와 다양한 심미수복물을 장착한 2차원 유한요소 모형을 제작하였다^{11,30)}. 연구에 적용된 모형은 법랑질, 상아질, 포세린, 그리고 주조용 금합금으로 구성하였으며, 세멘트층은 두께가 얇아 모형의 분할시 부적당한 aspect ratio에 의해 결과에 바람직하지 못한 영향을 미칠 수 있으므로 제외시켰다. 각 구성 재료의 탄성 계수와 Poisson율에 관해서는 Table 1에 표시된 수치를 입력시켰다. 치아와 지지조직을 탄성체로 가정하여 점성 요소에 관여하는 하중의 지속시간과 빈도를 무시하고 하중의 크기와 방향 및 하중의 위치를 하중조건으로 하여 모형을 설계하였다. 치아장축에 45°의 경사력 (P_1)은 교합력을 가산하여 절단면부에, 외상성 충격을 가산한 수평력 (P_2)은 순면에, 그리고 정상인의 중심교합시 접촉하는 상·하 치아의 접촉점에 26°의 경사력 (P_3)을 설정하여 1kgf의 하중을 가하였다. 본 연구의 하중 조건은 1kgf이었으나 실제 전치부에서 발생하는 저작압은 약 16kgf이다.¹²⁾ 이러한 하중하에서는 지지 조직이 선형 탄성체와 유사한 반응을 보이기 때문에 실제적인 변위와 응력의 양은 산출된 수치에 16을 곱하면 된다²⁹⁾.

자연치에 하중을 가하면 법랑질과 백악-법랑경계부에 인장응력이 집중되어 나타났다. 수복물의 절단면에 45도 경사력을 가한 경우 porcelain jacket관의 설면 치경부의 도재와 상아질에 자연치에서 보다 더 큰 S 22 인장응력, 최대주인장응력, 그리고 von Mises 응력이 나타났다. 순면에 수평력을 가한 경우 collarless 도재전장관, porcelain jacket관, 그리고 porcelain laminate veneer의 순면 치경부 도재와 상아질에 최대 주인장응력이 나타났다. 중심교합시 상·하 치아의 접촉점에 26도 경사력을 가한 경우에 porcelain jacket관의 절단면 1/3 부위에 도재에는 S 11 인장응력이, 도재전장관의 순면 중앙

1/3 부위에 도재에는 최대 주인장응력이 나타났고 porcelain jacket관, collarless 도재전장관, 그리고 도재전장관의 순면 치경부 도재와 상아질에는 von Mises 응력이 집중되었다. 치과용 도재는 유리와 같은 결정체 구조로 되어 있으며 인장강도가 약해서 표면에 발생된 미세한 균열에 의해서 쉽게 파절될 수가 있다^{2,30)}. 그러므로 porcelain jacket관에서는 모든 도재 부위, collarless 도재전장관과 porcelain laminate veneer에서는 순면 치경부 부위에서 특히 주의깊게 수복해야 할 것으로 생각된다. 또한 도재전장관과 collarless 도재전장관에서는 metal coping이 포세린이나 상아질에 비해 많은 응력을 받아 이들사이의 마찰응력이 크게 발생한다. 그러므로 포세린과 metal, metal과 상아질의 접착이 완벽해야 할 것으로 생각된다. 따라서 합착시 세멘트의 선택에 이러한 점을 고려해야 할 것으로 생각된다. Yettram 등²⁶⁾은 자연치와 수복치의 응력 분포를 비교한 결과 자연치는 백악-법랑 경계부에서 많은 응력을 받게되며 수복치에서도 치아의 치경부에 큰 응력이 나타난다고 하여 본 연구 결과와 일치된 결과를 나타낸 것으로 사료된다.

한편 Anusavice 등²⁷⁾과 Hojjatie²⁸⁾는 도재전장관의 치경부 변위, metal 두께에 관한 연구에서 수직축에 45도 경사로 하중을 가한 경우 도재에 전달된 최대 인장응력은 절단면에서 3.2mm 떨어진 순측부에서 발생하였고, 절치단 1mm 하방에 20kgf의 하중을 가했을 때 순측 치경부 도재에 인장응력이 나타났다고 하였다.

변위는 중심 교합시 상·하 치아의 접촉점과 26도 경사력을 가한 경우에 가장 크게 나타났다. 순면에 수평력을 가한 경우 collarless 도재전장관과 porcelain jacket관의 변위가 크게 나타났고 중심교합시 상·하 치아의 접촉점에 26도 경사력을 가한 경우에는 porcelain jacket관의 변위가 크게 나타났다. 변위가 작으면 수복물의 강성이 크다는 것을 의미하므로 양호한 보철물이라 할 수 있다. 따라서 본 연구 결과 변위의 관점에서 보면 도재전장관과 porcelain laminate veneer가 양호한 보철물로 평가되었다.

본 연구에서는 4가지 심미수복물과 3종의 하중 조건에 대해 지대치와 수복물에 어떤 역학적 반응이 나타나는가를 평가하기 위하여 2차원 유한요소법

으로 분석을 시행한 결과 수복물의 형태에 의해서도 역학적 거동의 차이가 나타나지만 변위와 응력에 가장 큰 영향을 주는 것은 하중의 방향과 하중점의 위치라는 사실을 구명할 수 있었다. 따라서 만족스런 임상 결과를 얻기 위해서는 적절한 수복물의 설계 이외에도 교합 관계와 교합력에 대한 세심한 평가 그리고 완벽한 치료 술식이 더욱 중시되며 지대치에 가해지는 비기능적인 힘을 방지하는 것이 중요한 요건이라 생각된다. 또 전치부 심미수복물에 대하여 향후로는 계속치에 대해서 그리고 3차원 유한요소법 등을 통하여 보다 많은 연구가 계속 되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

전치부 수복물과 지대치에 발생되는 역학적 반응을 구명하기 위하여 상악중절치에 4종의 심미수복물(도재전장관, collarless 도재전장관, porcelain jacket관, porcelain laminate veneer)을 설계하고 2차원 유한요소 모형을 제작하였다. 모형의 절단면에 45° 경사되게(P_1), 순면에 수평(P_2)으로, 그리고 설면에 26° 경사(P_3)되게 1 kgf의 하중을 가하였다. 4종의 수복물과 3종의 하중조건에 따라 수복물 및 지대치에 발생한 변위와 응력의 양상을 자연치와 비교 분석하기 위하여 유한요소법으로 해석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 도재전장관과 porcelain laminate veneer가 주위 조직에 비교적 양호한 응력 분산 양상을 나타냈다.
2. 도재전장관이나 collarless 도재전장관에서 metal coping에 거의 모든 응력이 집중되었다.
3. 수평력에 의해 현저히 큰 인장응력 및 압축응력이 수복물의 치경부와 지대치의 상아질에서 나타났다.
4. 중심교합시 상·하 치아의 접촉점에 경사력이 가해진 경우 변위가 가장 크게 나타났다.
5. 수복물의 형태보다 하중의 방향이 응력분포나 변위에 대해 큰 영향을 나타냈다.
6. porcelain jacket관의 파절 가능성이 가장 크게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Mongini, F. : The Stomatognathic System. Quintessence Publishing Co., Chicago, pp. 55~85, 1984.
2. Brecker, S. C. : Porcelain baked to gold—A new medium in prosthetics. J.Prost. Dent, 6 : 801, 1956.
3. McLean, J. W. : The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Publishing Co., Chicago, pp. 28~43, 1980.
4. Shillingburg, H. T., Hobo, S., and Whitsett, L. D. : Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 2nd ed., Quintessence Publishing Co., Chicago, 1981.
5. Choung, C. J., Garlapo, D. A. Brown, M. H., and Sorensen, S. E. : Procedure for simplified collarless metal—ceramic restoration using gold powder. J.Prost. Dent, 47 : 449, 1982.
6. Cooney, J. P., Richter, W. A., and MacEntee, M. I. : Evaluation of ceramic margins for metal—ceramic restorations. J.Prost. Dent., 54 : 1, 1985.
7. Goodacre, C. J., Roedel, N. B., Dykema, R. W., and Vllman, R. B. : The collarless metal—ceramic crown, J.Prost. Dent, 38 : 615, 1977.
8. Johnston, J. F., Phillips, R. W., and Dykema, R. W. : Modern practice in crown and bridge prosthodontics. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1971.
9. Garber, D. A., Goldstein, R. E., and Feinman, R. A. : Porcelain Laminate Veneers. Quintessence Publishing Co., Chicago, pp. 14~30, 1988.
10. Calamia, J. R et al. : Clinical evaluation of etched porcelain laminate veneers. J. Dent. Res. 66 : 245, 1987.
11. Wheeler, R. C : Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion., W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1974.
12. Craig, R. G. : Restorative Dental Materials. St. Louis, C. V. Mosby Co., pp. 28~39, 1989.
13. Philips, R. W. : Science of Dental Materials. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1982.
14. Standlee, J. P., Caputo, A. A., Collard, E. W., and Pollack, M. H. : Anaysis of stress distribution by

- endodontic post. *Oral Surg.* 33 : 952, 1972.
15. Mattison, G.D., and Fraunhofer, J.A. : Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts : A photoelastic stress analysis. *J. Pros. Dent.* 49 : 636, 1983.
 16. Reinhardt, R.A., Kreici, R.F., and Stannard, J.G., : Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J. Dent. Res.* 62 : 1002, 1983.
 17. Johnston, E.W., Castald, C.R., Gau, D.J., and Wysocki, G.P. : Stress pattern variation in operatively prepared human teeth studied by three dimensional photo-elasticity. *J. Dent. Res.* 47 : 549, 1968.
 18. Tillitson, E.W., Craig, R.G., and Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of fixed partial dentures by use of a dynamic method. *J. Dent. Res.* 50 : 423, 1971.
 19. Farah, J.W., and Craig, R.G. : Distribution of stresses in porcelain fused to metal and porcelain jacket crowns. *J. Dent. Res.* 54 : 225, 1975.
 20. Farah, J.W., Craig, R.G., and Sikarskie, D.L. : Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Biomech.*, 6 : 511, 1973.
 21. Farah, J.W., and Craig, R.G. : Finite element stress analysis of restored axisymmetric first molar. *J. Dent. Res.* 53 : 859, 1974.
 22. Yang, H.S. : A finite element analysis on the mechanical behaviors of abutment tooth and supporting tissues of anterior dowel crown. *J. Kor. Dent. Assoc.* 24 : 617, 1986.
 23. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법 입문, 서울, 동명사, 1985.
 24. Bockey, K.C., Evans, H.R., Griffiths, D.W., and Nethercot, D.A. : The finite element method ; A basic introduction. London, 1975.
 25. Zienkiewicz, O.C. : The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill book Co., 1977.
 26. Yettram, A.L., Wright, W.J., and Pickard, H.M. : Finite element stress analysis of crowns of normal and restored teeth. *J. Dent. Res.* 55 : 1004, 1976.
 27. Anusavice, K.J., Hojjatie, B., and Dehoff, P.H. : Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J. Dent. Res.* 65 : 1173, 1986.
 28. Anusavice, K.J., and Hojjatie, B. : Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J. Dent. Res.* 66 : 1493, 1987.
 29. Behiri, J.C., and Bonfield, W. : Fracture mechanism of bone-the effects of dentistry, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture. *J. Biomech.* 17 : 25, 1984.
 30. Makoto Y. : Metal Ceramics. Quintessence Publishing Co. pp. 15~22, 1985.

EXPLANATION OF FIGURES

STRESS

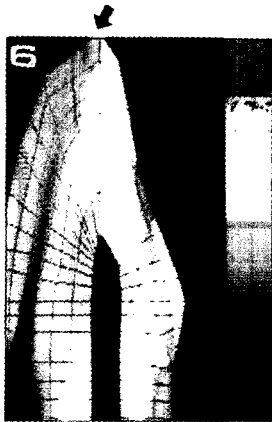
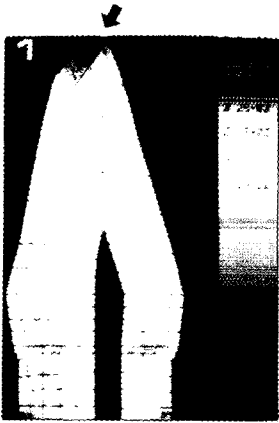
1. NATURAL TOOTH ; S 11 STRESS (LOAD P₁)
2. NATURAL TOOTH ; S 22 STRESS (LOAD P₁)
3. NATURAL TOOTH ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₁)
4. NATURAL TOOTH ; von Mises STRESS (LOAD P₁)
5. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₁)
6. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₁)
7. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₁)
8. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₁)
9. COLLARLESS PFG ; S 11 STRESS (LOAD P₁)
10. COLLARLESS PFG ; S 22 STRESS (LOAD P₁)
11. COLLARLESS PFG ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₁)
12. COLLARLESS PFG ; von Mises STRESS (LOAD P₁)
13. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₁)
14. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₁)
15. PORCELAIN JACKET CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₁)
16. PORCELAIN JACKET CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₁)
17. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 11 STRESS (LOAD P₁)
18. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 22 STRESS (LOAD P₁)
19. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₁)
20. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; von Mises STRESS (LOAD P₁)
21. NATURAL TOOTH ; S 11 STRESS (LOAD P₂)
22. NATURAL TOOTH ; S 22 STRESS (LOAD P₂)
23. NATURAL TOOTH ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₂)
24. NATURAL TOOTH ; von Mises STRESS (LOAD P₂)
25. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₂)
26. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₂)
27. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₂)
28. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₂)
29. COLLARLESS PFG ; S 11 STRESS (LOAD P₂)
30. COLLARLESS PFG ; S 22 STRESS (LOAD P₂)
31. COLLARLESS PFG ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₂)
32. COLLARLESS PFG ; von Mises STRESS (LOAD P₂)
33. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₂)
34. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₂)
35. PORCELAIN JACKET CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₂)
36. PORCELAIN JACKET CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₂)
37. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 11 STRESS (LOAD P₂)
38. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 22 STRESS (LOAD P₂)

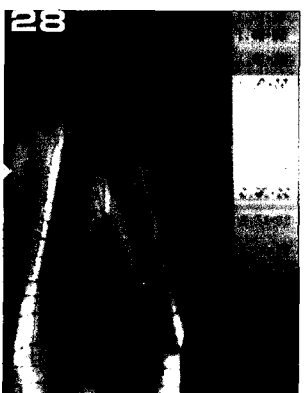
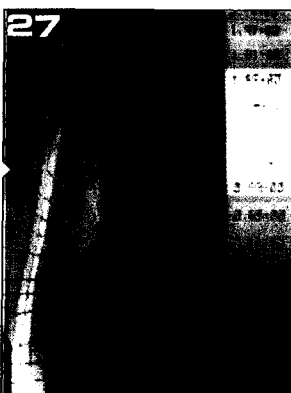
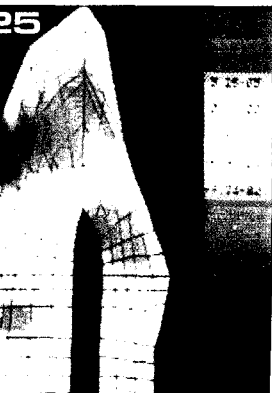
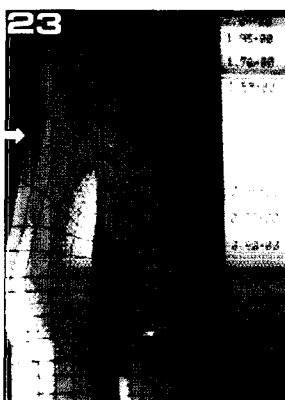
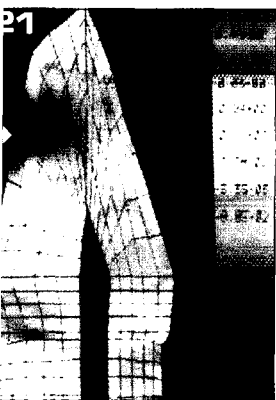
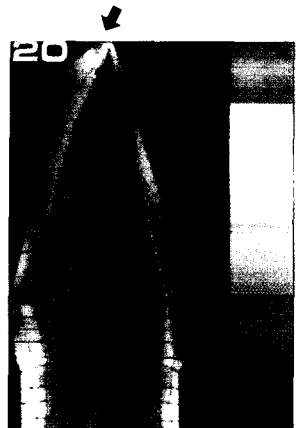
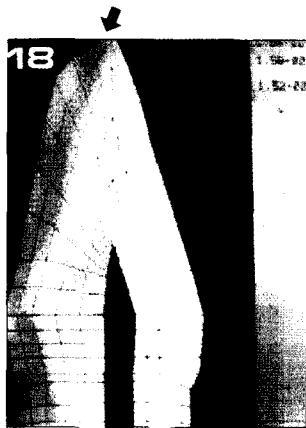
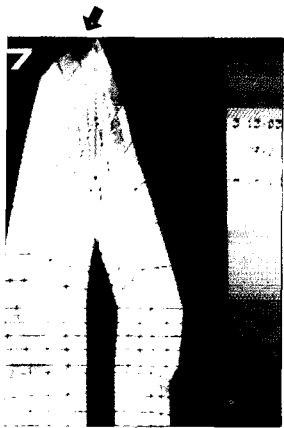
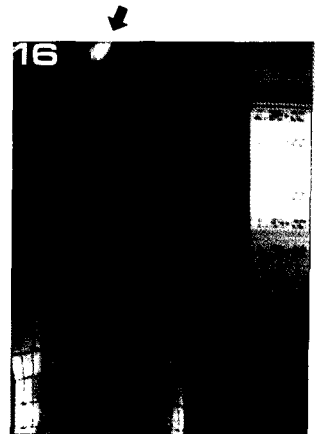
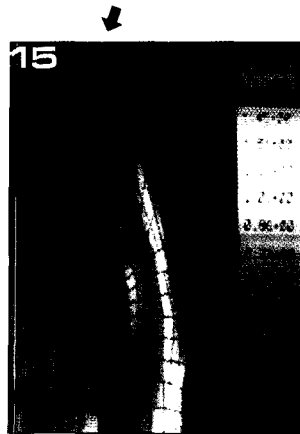
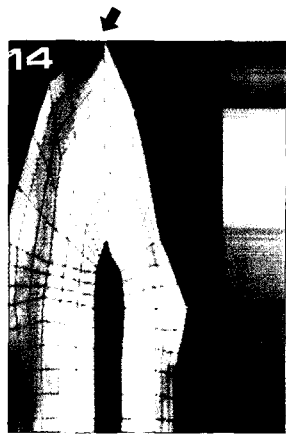
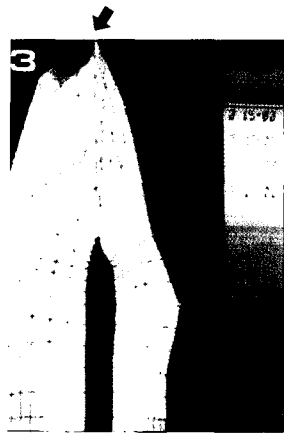
39. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₂)
40. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; von Mises STRESS (LOAD P₂)
41. NATURAL TOOTH ; S 11 STRESS (LOAD P₃)
42. NATURAL TOOTH ; S 22 STRESS (LOAD P₃)
43. NATURAL TOOTH ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₃)
44. NATURAL TOOTH ; von Mises STRESS (LOAD P₃)
45. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₃)
46. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₃)
47. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₃)
48. PORCELAIN FUSED TO GOLD CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₃)
49. COLLARLESS PFG ; S 11 STRESS (LOAD P₃)
50. COLLARLESS PFG ; S 22 STRESS (LOAD P₃)
51. COLLARLESS PFG ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₃)
52. COLLARLESS PFG ; von Mises STRESS (LOAD P₃)
53. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 11 STRESS (LOAD P₃)
54. PORCELAIN JACKET CROWN ; S 22 STRESS (LOAD P₃)
55. PORCELAIN JACKET CROWN ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₃)
56. PORCELAIN JACKET CROWN ; von Mises STRESS (LOAD P₃)
57. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 11 STRESS (LOAD P₃)
58. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; S 22 STRESS (LOAD P₃)
59. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; MAXIMUM PRINCIPAL STRESS (LOAD P₃)
60. PORCELAIN LAMINATE VENEER ; von Mises STRESS (LOAD P₃)

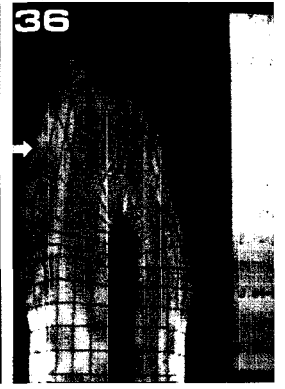
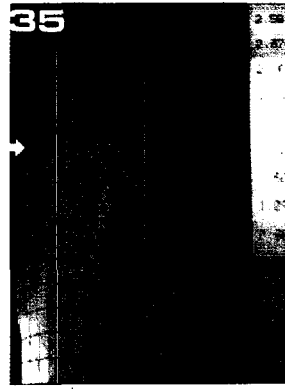
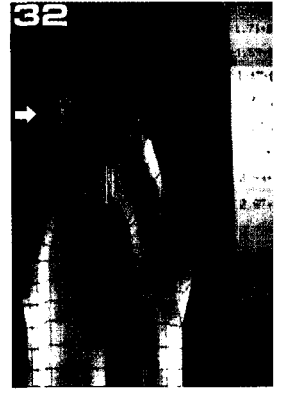
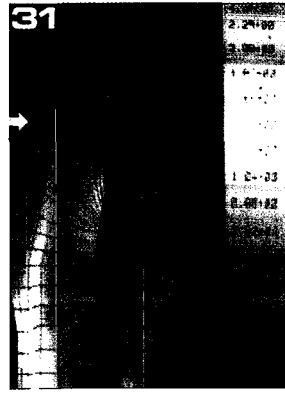
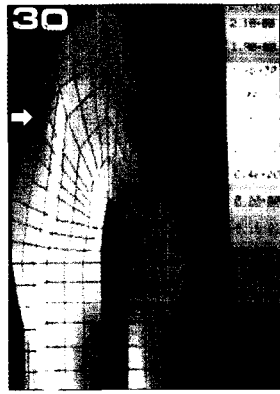
DISPLACEMENT

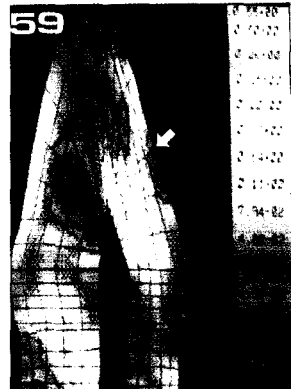
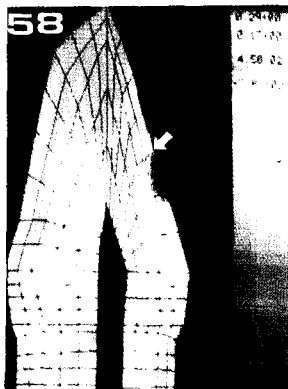
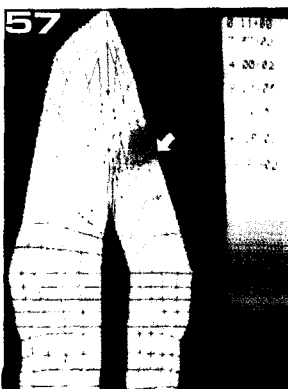
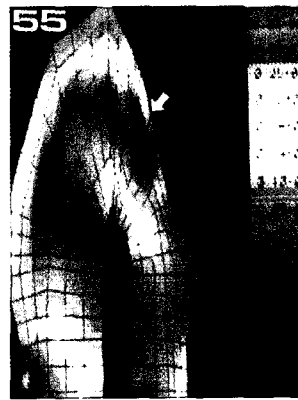
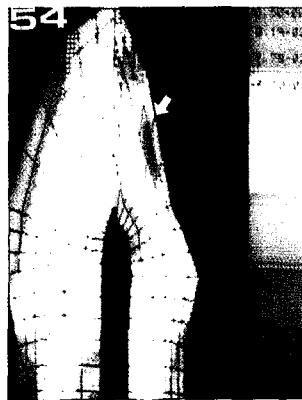
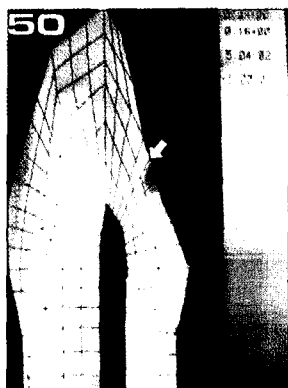
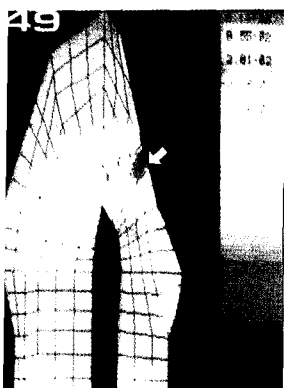
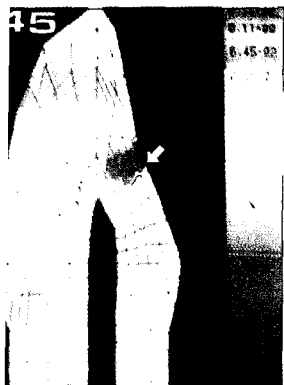
61. NATURAL TOOTH (LOAD P₁)
62. PORCELAIN FUSED GOLD CROWN (LOAD P₁)
63. COLLARLESS PFG (LOAD P₁)
64. PORCELAIN JACKET CROWN (LOAD P₁)
65. PORCELAIN LAMINATE VENEER (LOAD P₁)
66. NATURAL TOOTH (LOAD P₂)
67. PORCELAIN FUSED GOLD CROWN (LOAD P₂)
68. COLLARLESS PFG (LOAD P₂)
69. PORCELAIN JACKET CROWN (LOAD P₂)
70. PORCELAIN LAMINATE VENEER (LOAD P₂)
71. NATURAL TOOTH (LOAD P₃)
72. PORCELAIN FUSED GOLD CROWN (LOAD P₃)
73. COLLARLESS PFG (LOAD P₃)
74. PORCELAIN JACKET CROWN (LOAD P₃)
75. PORCELAIN LAMINATE VENEER (LOAD P₃)

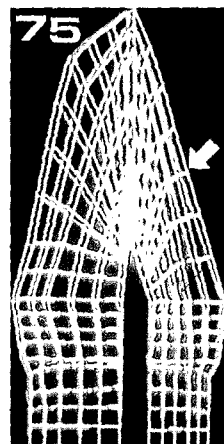
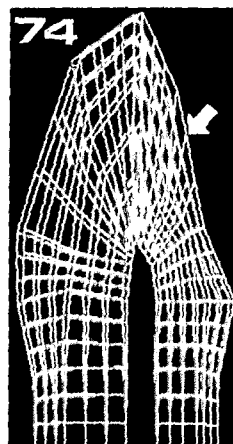
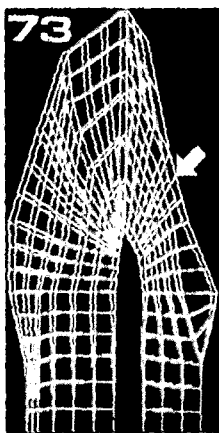
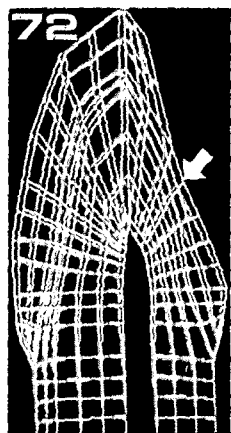
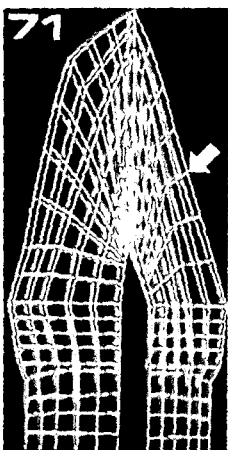
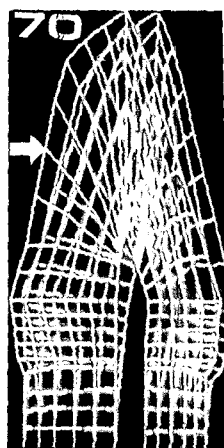
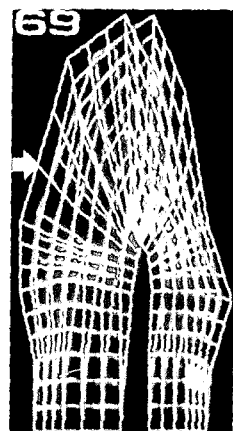
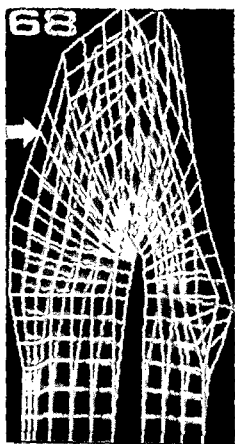
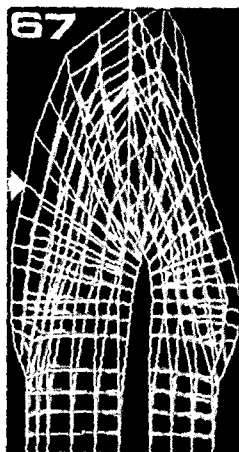
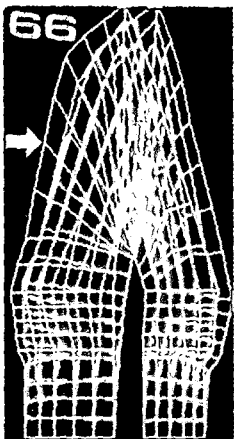
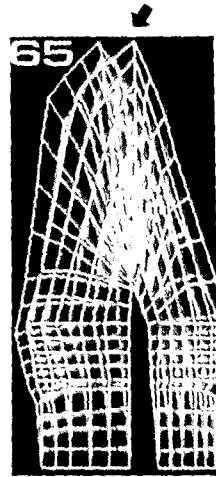
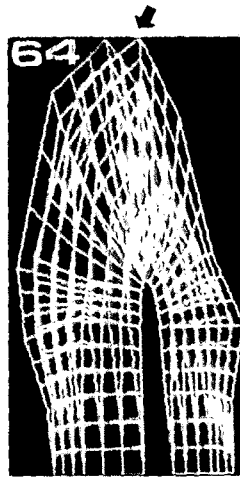
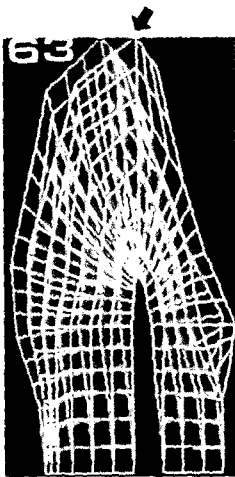
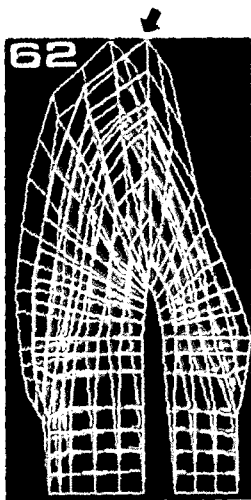
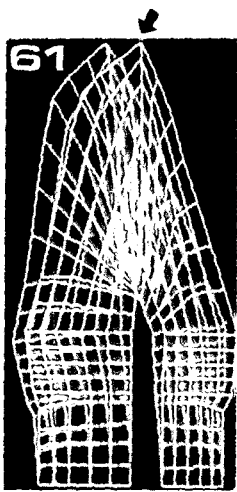
논문사진부도











- Abstract -

STRESS ANALYSIS OF VARIOUS ESTHETIC RESTORATIONS BY FINITE ELEMENT METHOD

Jin-Hee Jo, D.D.S., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

The purpose of this study was to analyze the stresses and displacements of various esthetic restorations and abutment teeth.

The finite element models of central incisor were divided into four groups according to the types of restoration.

Three load cases were applied ; 1) 45 degrees on the incisal edge, 2) horizontal force on the labial surface, and 3) 26 degrees diagonally on the lingual surface.

Material property, geometry, and load conditions of each model were inputed to the two dimensional finite element program and stresses and displacements were analyzed.

Results were as follows ;

1. In the cases of porcelain fused gold crown and porcelain laminate veneer, stresses were equally distributed in supporting abutment tooth.
2. The metal coping of porcelain fused gold crown and collarless porcelain fused gold crown functioned as a good stress distributor.
3. When the horizontal load applied, the highest tensile and compressive stresses were seen in the cervical margin of restoration and the dentin of the abutment tooth.
4. The highest displacement of restoration was seen when load was applied at an angle of 26 degrees diagonally in lingual surface of tooth in centric occlusion.
5. The influence of loading direction on the stresses and displacements in the restoration was greater than that of various design.
6. The possibility of fracture was highest in porcelain jacket crown.