

금인레이 와동의 폭경이 응력분포와 변위에 미치는 영향에 관한 3차원 유한요소법적 연구

원광대학교 치과대학 보존학 교실
황호길 · 임미경

I. 서 론

치아파절은 보통 구치부의 교두파절 양상으로 나타나며, 비록 완전한 파절은 일어나지 않았더라도 금이 간 치아는 진단 및 치료계획의 수립이 어려워 임상적인 문제로 대두되고 있다¹⁾. Stephan 등²⁾과 Gher 등³⁾은 치아파절에 관한 임상적 연구를 통해 각 치아별 파절빈도가 상하악간에 비슷하게 나타나고, 40세 이하의 연령층에서 전치부보다는 구치부에 많으며, 특히 아말감으로 수복된 치아는 2급와동에서 많이 나타났고, 하악에서는 설측교두의 파절빈도가 협측교두보다 빈번하며 상악에서는 협설측 교두가 비슷한 빈도를 보인다고 보고하였다.

치아파절의 원인은 마모, 부식, 우식, 치관내 수복물 등 다양하나 광범위한 우식증과 치관내 수복물이 가장 밀접하게 관련되고 이 중 우식증에 의한 교두파절은 우식의 범위에 따른 와동의 형태가 중요한 요인으로 작용한다고 할 수 있다.

치아에 와동형성시 확대요인은 치아우식증이나 파절의 범위, 수복재, 치아형태, 치아위치 및 인접치와의 위치관계 등이라고 할 수 있는데, 이들과 관련된 와동의 형태는 양측 교두정간 거리에서 우식을 포함해야 할 범위, 수복물의 유지에 필요한 와동의 깊이 및 와동내면에서의 선각의 형태 등에 따라서 다양하게 나타난다.

와동형성은 와연이 자정부위에 도달되도록 하여 이차우식을 예방해야 한다는 예방확대 이론이 있다.

그러나 이러한 이론은 불필요한 와동의 확대를 가져와 건전한 치질을 손상시키고 이로 인해 치아파절의 가능성을 증대시킨다. Almqvist 등⁴⁾과 Elderton⁵⁾은 생물학적, 보존적인 측면에서 교합면 외형선의 축소, 와동형성시 각 부위에서 자가 유지형태를 부여, 동근형태의 선각을 부여, 모든 와연우각을 90도로 형성, 최소의 치질삭제를 위한 좁은 isthmus의 형성으로 건강한 치질의 보존을 강조하였고, 최근에는 불소나 구강청결제 그리고 적절한 식이요법 등으로 인하여 이들의 이론을 뒷받침하게 되었다.

치아수복시 가장 큰 실패 원인은 와동형성의 잘못과 수복재의 부적절한 취급이라 할 수 있는데, Mondelli 등⁶⁾은 잘못 형성된 와동은 저작시 치아의 파절이나 약해진 교두의 변형으로 인하여 치아와 수복물 사이에 간극을 형성하고 이는 지속적인 미세 누출을 야기시켜, 술후 지각 파민을 발생시킬 뿐만 아니라 재발성 우식증을 초래하고 심한 경우 치아 파절을 야기시켜 치아 상실의 주원인이 된다고 보고하였다.

와동 형성시 교합면 isthmus의 적정 협설폭경은 Hartsook 등⁷⁾이 양측 교두정간 거리의 1/2 이라고 제안한 반면, Black은 이 거리를 1/3 이라고 주창하였다. 최근에는 수복 재료의 개선 및 장비의 발달로 인하여 치아의 강도를 줄이지 않는 와동 형성은 양측 교두정간 거리의 1/4 이라고 Vale⁸⁾은 보고하였으며, 또한 El-Sherif 등⁹⁾은 임상적으로 교합면 isthmus의 협설 폭경에 따른 파절 가능성을 비교한 바, 가능한

한 isthmus의 협설폭경은 작을수록 파절 가능성이 적다고 보고하였다¹⁰⁾.

구치부 수복재로는 아말감 이외에도 금인레이가 흔히 사용되는데 이는 치질 손상이 많은 경우 적절한 교합면 형태를 회복해 줄 수 있어 저작 기능의 회복이 가능하며 국소의치의 지대치로도 사용이 가능하다는 장점을 가지고 있다¹¹⁾.

와동을 금인레이로 수복할 경우 교두 파절을 방지하기 위한 교두 피개 기준에 관해 Christensen¹¹⁾은 isthmus의 협설 폭경이 양측 교두정간 거리의 1/3 이상이면 교두피개가 고려된다고 하였고, Sturdevant 등¹²⁾도 와동의 협설폭이 교합면 열구에서 교두정까지 거리의 1/2 이상이면 교두부위 피개를 고려하고 만약 2/3를 초과하는 반드시 교두를 피개해야 한다고 보고하였다.

또한 와동의 깊이는 수복재의 종류에 따라서 다르나 유지 형태 및 저항 형태를 고려할때 1.5 mm에서 2mm정도인데, 나¹³⁾, 김 등¹⁴⁾, Khera 등¹⁵⁾ 그리고 Zhou 등¹⁶⁾은 교합면 isthmus의 협설폭경이 넓고 와동의 깊이가 깊을수록 잔존 치질의 파절 가능성이 높고, 이 중 와동의 깊이가 더 중요한 요인으로 작용한다고 하였다.

치아파절에 대한 연구에서 발거한 자연치를 시편으로 이용할 경우 인종, 성별, 나이 등에 따른 치아조직의 생화학적 구성 및 형태학적 차이는 배제할 수 없는 변수로 작용하여 동일 치아에서의 와동형태 및 와동형성 전, 후의 파절성향의 비교는 불가능하므로¹⁵⁾ 여러형태의 와동에 수복물을 대입한 형태를 동일한 조건으로 컴퓨터에 입력하여 교합압 작용시 치아와 지지조직에 대한 응력분포와 변위정도를 조사함으로써 잔존 치질의 파절가능성을 예상할 수 있다. 이러한 역학적 문제 해결을 위해 사용되는 실험적 응력분석법은 Strain gauge법^{17, 18)}, Holography법, 광탄성 분석법^{19, 20, 21)} 등이 있으나, 이러한 방법들은 실험과 동일조건으로 모형을 설정하기가 어려우며 내부 응력의 측정이 불가능하고 실험 조작이 복잡할 뿐 만 아니라 치아 및 치주 조직의 내부 및 전체 변위상태를 연구할

때는 부적절하다는 등의 어려움이 지적되고 있다.

반면, 유한요소법은 컴퓨터를 이용한 공학적 수치해석법²²⁾이지만 생체와 가장 유사한 조건의 모형을 제작할 수 있고, 치아표면 뿐만 아니라 내부의 응력 상황을 3차원 입체모형으로 표현할 수 있으며 변수나 하중의 조건을 자유로이 변경하므로써 이들의 분석과 결과를 빨리 산출할 수 있기 때문에 생체 역학 뿐만 아니라 치과 영역에서도 치아 또는 충전물의 응력과 변위 등에 관한 연구에 응용되고 있다.

수복재로 아말감을 사용한 경우의 응력과 변위에 관한 유한요소법적 연구로는 나¹³⁾, 조 등²⁴⁾, Derand²⁵⁾, Vree 등²⁶⁾, William 등²⁷⁾에 의해 다수가 보고되었고, 근래에는 심미성이 강조된 복합 레진 인레이에 대한 관심이 고조되어 김 등¹⁴⁾, Craig²⁸⁾, Morin 등¹⁸⁾이 레진 인레이의 와동 형태에 따른 치아파절에 관한 응력과 변위를 유한 요소법적으로 분석하여 보고하였으며 금인레이 와동에 관한 연구로는 신 등²⁹⁾, Goel 등³⁰⁾에 의해 보고된 바, 다른 수복물에 비해 연구가 극히 미비한 실정이다.

따라서 저자는 현재까지 교두 보강시 가장 물리적 성질이 좋은 금인레이에 대한 와동에서 치아 파절의 가능성 및 교두 피개의 기준을 알아보고자 변수를 양측 교두정간 거리의 협설폭경으로 정하고 여기에 중심 교합시와 기능 교합시에 따른 응력과 변위 분포를 3차원 유한요소법을 이용하여 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

본 실험에서는 Wheeler³¹⁾의 치아 형태 모형과 계측치를 참고로 하여 비교적 해부학적 형태가 단순한 상악 제1소구치를 선택한 다음 범용 CAD/CAM/CAE 소프트웨어인 SDRC사의 I-DEAS를 이용하여 작업하였다.

와동의 형태는 Joynt 등³²⁾이 제시한 와동의 표준화에 따라 교합면 isthmus의 협설폭경은 양측 교두정간 거리에 대한 비율로 정하였다. 즉 교합면 isthmus의 협설폭경이 1/3인 경우

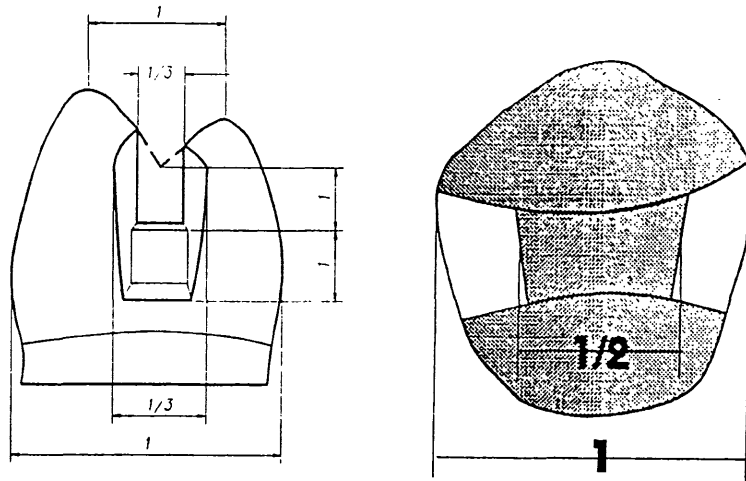


Fig. 1. Cavity dimensions of models ; occlusal isthmus width, proximal box width, occlusal mesiodistal width and cavity depth

인접면 와동의 협설폭경은 치아협설폭경의 1/3로 정하였으며 교합면 와동의 근원심 치수벽 폭경은 치아근원심폭경의 1/2이 되도록 하였으며 와동의 깊이는 중심와에서 치수벽까지의 깊이와 치수벽에서 치은벽까지 깊이를 각각 2 mm씩 동일한 비율로 설정하였다(Fig. 1).

1) 시편 제작

가급적 치아의 실제 모양에 가까운 3차원 유한요소모델을 만들기 위해서는 가능한 한 많은 수의 절점 및 요소를 갖는 모델을 만들어야 하는데 좌표 입력시의 편의를 위하여 3차원의 치아를 2차원의 연속된 단면으로 처리해야 한다. 따라서 본실험에서는 상악 좌측 제1소구치를 평면에 직각되게 치아 장축 방향으로 고정된 다음 교정용 자가중합 레진에 매몰하여 레진 주형을 만들고 각 단면의 위치설정 및 배율의 단일화를 위해 근원심 방향으로 carborundum disk를 이용하여 교합면측에 1줄, 협측에 2줄, 설측에 1줄 그리고 치경부 하방에 1줄의 평행한 홈을 형성하였다.

협설측 폭경을 변수로 하는 협설측 2차원의 연속된 단면을 얻기 위해 연속 연마 단층 사진 촬영법을 적용하여 치아의 근원심면에서부터 원심면 방향으로 치아 장축에 평행하게 0.5 mm

간격씩 연마하고 얻어진 각 단면을 확대하여 촬영한 다음 얻어진 사진에 나타나는 5홈을 겹쳐서 크기 및 위치를 규격화 했다(Fig. 2).

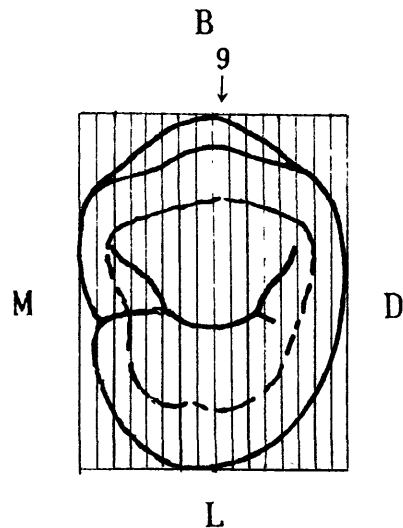


Fig. 2. Occlusal surface of Mx. 1st premolar and approximate locations of planes for serial sectioning. Section 9 is central part among serial section. (B, Buccal; D, Distal; L, Lingual; M, Mesial)

2) 3차원 입체모델 구현

2차원의 연속된 단면 확대사진을 참고로 5홈의 위치를 고정적으로 나타낼 수 있는 기초평면을 만든 후 각 단면사진의 홈을 일치시켜 치아재질에 따른 tracing을 한 다음, 3차원 모델을 위한 좌표계는 협측에서 설측으로 x축, 치경부에서 교합면측으로 y축으로 정하여 각 좌표값을 부여하였고 근심접촉점(절편 1) 부터 원심접촉점(절편 16)까지 위 과정을 반복하여 치아전체의 좌표값을 완성하였으며 근심에서 원심방향을 z축으로 설정하였다. 이렇게 얻어진 치아 중심부 단면형상의 좌표치를 I-DEAS의 GEOMETRY MODELING TASK에 입력하여 형상을 만든 다음, 치아의 재질구분을 고려하여 이 단면에 2차원 Mesh를 구성하였고 이를 다음 단면까지 연장하여 3차원 Mesh를 만들어 단면형상에 맞게 수정하는 작업을 거쳐 3차원 모델을 완성하였다(Photo. 1).

완성된 3차원 모델은 미리 Joynt 등³²⁾이 제시한 와동의 규격화 방법에 근거하여 협설폭경에 따른 와동이 있는 각각의 경우를 고려하였고 이 때 전체 모델에서 와동부분의 요소들을 제거하면 원하는 와동을 가진 모델이 될 수 있도록 제작하였다(Photo. 2).

본 실험에서는 와동이 없는 전체모형을 대조모형(Model 0)으로 정하고 근원심 금인레이 와동을 형성한 실험모형은 Sturdevant가 주창한 유지형태에 근거하여 와동의 중심와에서 치수벽까지의 깊이를 2mm, 치수벽에서 치은벽까지의 깊이를 2mm로 설정하고 변수를 isthmus의 폭으로 정하여 각각 협설교두정간 거리의 1/4인 와동을 Model I, 1/3인 와동을 Model II, 그리고 1/2인 와동을 Model III으로 분류하였고 각 Model에 따른 절점 및 요소수는 Table 1과 같다.

3) 구조 응력 해석

치아의 각 재질에 따라 법랑질, 상아질, 금에 대한 물성치를 Table 2와 같이 부여하였으며, 단 치수강은 빈 공간으로 처리하였다.

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

Table 1. The number of nodes and elements in each models

Model	Isthmus width	Node		Element
0	0	2515		2172
I	1/4	GOLD	2224	1810
		EMPTY	2515	2172
II	1/3	GOLD	2110	1690
		EMPTY	2515	2172
III	1/2	GOLD	1842	1424
		EMPTY	2515	2172

Table 2. Elastic modulus and Poissons's ratio of Enamel, Dentin and Gold

	Elastic Modulus (mN/mm ²)	Poissons's ratio
Enamel	84.1×10 ⁶	0.31
Dentin	18.3×10 ⁶	0.30
Gold	99.3×10 ⁶	0.49

Widmalm 등³³⁾은 소구치부위의 최대 교합압은 47.5kg이라고 보고하였으며, 이를 Newton으로 환산하면 466N이다(1kg=9.81 N). 따라서 본 실험에서는 응력분포 및 변위정도를 관찰하기 위하여 최대교합압에 가까운 500N을 건전한 자연치의 중심와에서 치아장축에 평행하게 점하중으로 가하여 이를 집중하중이라 정하고, 측방으로의 압력을 가정하여 대합치의 교두와 접촉되는 협설사면에 직각으로 500N의 하중을 동일하게 분배하여 가하고 이를 분배하중이라 정하였으며, 저작시 교두이동을 가정하여 기능교두의 교두정을 중심으로 9개의 절점에 500N의 하중을 분포시킨 경우 이를 분포하중이라 정하였다.

위와 같은 방법으로 금인레이로 수복한 치아에서도 수복물 중심에 집중하중(Fig.3: I-1), 대합치의 교두와 접촉되는 협설사면에 분배하중(Fig.3: I-2), 기능교두에 분포하중(Fig.3: I-4)을 부여하였다.

반면, 치아에 우식증이 있을 때 이를 수복하지 않은 경우를 가정하여 빈 와동의 상태에서

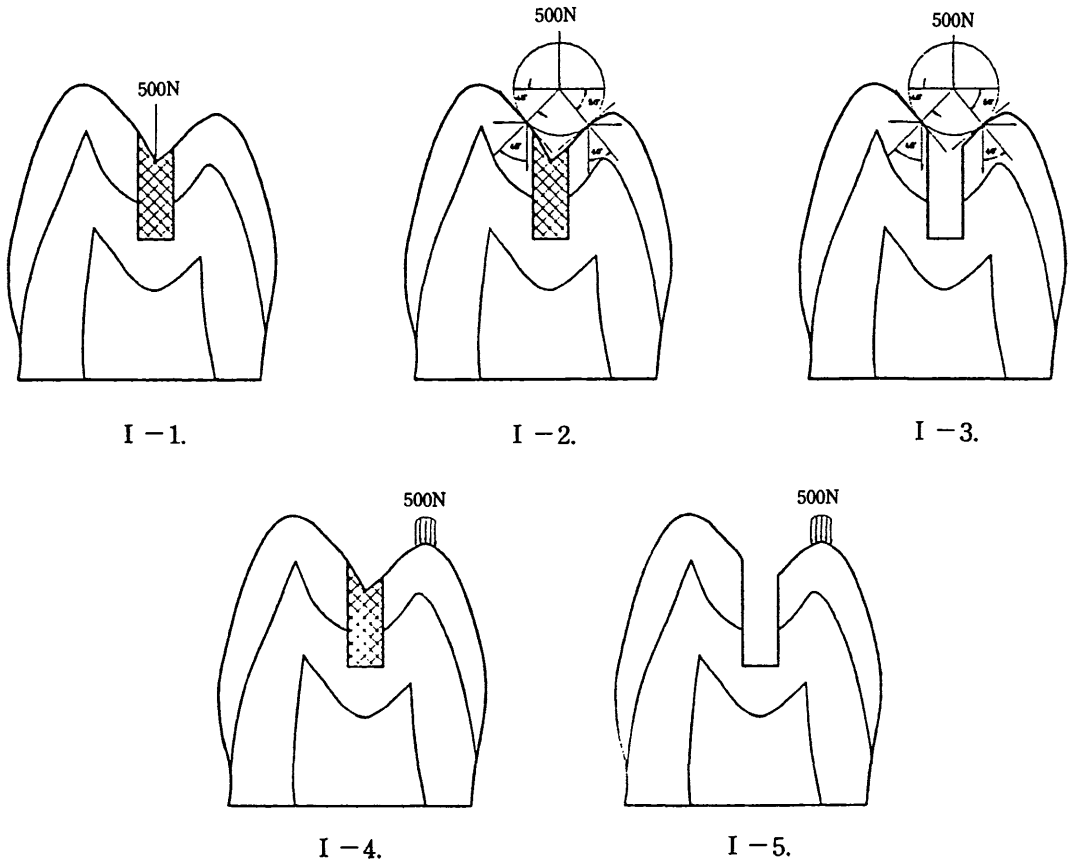


Fig. 3. Classification of occlusal load types (Occlusal isthmus width-1/4)
 I - 1. Concentrated load I - 2. Divided load I - 3. Divided load of empty cavity
 I - 4. Distributed load I - 5. Distributed load of empty cavity

이상의 하중조건중 분배하중(Fig. 3 : I - 3)과 분포하중(Fig. 3 : I - 5)을 동일하게 가하였다.

이러한 조건들을 부여한 다음 이들 모형의 유한요소해석을 위해 MSC사의 NASTRAN을 사용하여 응력 분포와 변위 정도를 분석하였고, 파절 조건을 예상하기 위해 최대 주응력을 관찰하여 contour plot으로 표현하였으며, 파절의 방향을 조사하기 위해 근원심축으로부터 중앙부위인 절편 9(Fig. 2)에 해당하는 단면에서의 x축 및 y축 방향의 인장응력을 관찰하고 변위량 및 변위 방향 등을 예상하기 위해 arrow plot으로 표현하여 변위 및 응력분포에 관한 다음과 같은 성적을 얻었다.

III. 실험성적

1. 집중하중시 각 모형의 변위 및 응력분포

A. 대조모형-자연치아 : Model 0

교합면 중심좌에 500 N의 집중하중을 가한 경우 하중이 작용하는 부위 주변의 협설 양측 사면을 따라 $2.8E5 \text{ mN/mm}^2$ 의 최대 인장응력이 발생하였고, 변위는 하중이 작용하는 부위를 중심으로 전반적으로 압축되어 0.0187 mm 의 변위를 나타냈다(Photo. 3, 3', Table 3).

B. 실험모형-Model I, II, III

와동형성 후 금인레이로 수복한 모든 실험 모형의 경우 수복물의 중심에 집중 하중시 응력의 분포는 대조 모형과 거의 비슷한 형태를

보이고, 최대 변위량은 Model I의 경우 0.0164 mm, Model II의 경우 0.0163 mm, Model III의 경우 0.0158 mm로 와동이 커질수록 약간 감소하는 경향을 보였다(Photo. 4', 5', 6', Table 3).

각 실험모형의 최대응력값은 Model I의 경우 2.60E5 mN/mm², Model II의 경우 2.69E5 mN/mm²로 Model 0와 비교시 거의 유사하였으나 Model III의 경우에서 3.84E5 mN/mm²로 상대적으로 높은 응력값을 나타냈고 특히 압축응력보다 인장응력이 다른 실험모형보다 훨씬 크게 나타났다(Photo. 4, 5, 6, Table 3).

각 실험모형에서 중심부 최대응력값이 법랑질의 허용 응력값(10.3 MPa)을 초과하였고, 반면에 하중점 주변의 작은 영역을 제외한 대부분의 부위에서는 허용응력값 이하로 나타났다.

2. 분배하중시 각 모형의 변위 및 응력분포

A. 대조모형-자연치아 : Model 0

양측 교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우 치아의 중심부위에서 3.01E5 mN/mm²의 최대 인장응력 집중을 보였으며, 변위양상은 집중하중시와 유사하였고 최대변위량은 0.0147 mm를 나타냈다(Photo. 7, 7', Table 3).

B. 실험모형-Model I, II, III

와동형성 후 금인레이로 수복한 모든 실험 모형의 경우 양측 교두의 협설 사면에 분배하중을 가한 경우 응력분포는 대조 모형과 거의 비슷한 형태를 보였고, 최대응력값은 Model I의 경우 3.57E5 mN/mm², Model II의 경우 4.4E5 mN/mm², Model III의 경우 3.32E5 mN/mm²로 나타났다(Photo. 8, 9, 10, Table 3).

특히 1/2 와동의 경우 분배하중시 협측교두의 실측사면에 인장응력이 다른 실험모형보다 크게 작용하고 있음이 관찰되었다(Photo. 10, 10').

이 때 각 실험모형에서의 최대 변위량은 Model I의 경우 0.0146 mm, Model II의 경우 0.0139 mm, Model III의 경우 0.0174 mm로 1/2와동의 경우 가장 큰 변위를 보였다(Photo. 8', 9', 10', Table 3).

반면, 금인레이 수복물이 없는 빈 와동에서는 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우 협설교두가 양측으로 벌어지는 경향을 보이며 이 때 최대 인장응력값은 Model I의 경우 1.28E5 mN/mm², Model II의 경우 1.28E5 mN/mm², Model III의 경우 2.16E5 mN/mm²로 1/4 와동과 1/3 와동에서는 차이가 거의 없으나 1/2 와동에서 Model I, II 보다 커짐을 관찰할 수 있었다(Photo. 11, 12, 13, Table 3).

Table 3. Maximum tensile stress(mN/mm²) and maximum displacement(mm) related to occlusal load types

		1	2	3	4	5
No cavity	D	0.0187	0.0147	-	0.0309	-
	S	2.8E5	3.01E5	-	0.71E5	-
¼ cavity	D	0.0164	0.0146	0.0266	0.0212	0.02239
	S	2.60E5	3.57E5	1.28E5	0.73E5	0.32E5
⅓ cavity	D	0.0163	0.0139	0.0309	0.0295	0.0222
	S	2.69E5	4.4E5	1.28E5	0.76E5	0.30E5
½ cavity	D	0.0158	0.0174	0.0537	0.0250	0.02213
	S	3.84E5	3.32E5	2.16E5	0.71E5	0.28E5

1. Concentrated load 2. Divided load 3. Divided load of empty cavity

4. Distributed load 5. Distributed load of empty cavity

D : Maximum displacement(mm)

S : Maximum tensile stress(mN/mm²)

특히 빈 와동의 경우 전 실험모형에서 치수벽의 협축 및 설측 선각부위에서 높은 인장응력 분포를 보였다.

또한 최대변위량은 Model I의 경우 0.0266 mm, Model II의 경우 0.0309 mm, Model III의 경우 0.0537 mm로 와동의 협설폭경이 커질수록 크게 나타났다(사진부도 11', 12', 13', Table 3).

3. 분포하중시 각 Model의 변위 및 응력분포

A. 대조모형-자연치아 : Model 0

기능 교두정에 분포 하중을 가한 경우 치아 중심부위 및 협축 치경부 부위에서 최대 응력값은 $0.71E5 \text{ mN/mm}^2$ 로 높은 인장 응력이 발생하였고, 하중이 가해진 지점과 설측 치경부 부위에서는 압축 응력이 나타났다(Photo. 14, Table 3).

변위의 양상은 전체적으로 하중이 가해지는 부위에서 압축되었으며, 전체적으로 설측변위가 관찰되었고 이 때 최대 변위량은 0.0309 mm로 나타났다(Photo. 14', Table 3).

B. 실험모형-Model I, II, III

와동이 금인레이로 수복된 경우 기능교두정에 분포하중 적용시 응력분포는 전 실험모형에서 대조모형과 유사한 양상을 보였고 최대응력값은 Model I의 경우 $0.73E5 \text{ mN/mm}^2$, Model II의 경우 $0.76E5 \text{ mN/mm}^2$, Model III의 경우 $0.20E5 \text{ mN/mm}^2$ 로 와동의 협설폭경이 커질수록 응력집중이 커지는 양상을 보였다(Photo. 15, 16, 17, Table 3).

변위의 양상은 대조모형과 유사하게 전 실험모형에서 하중이 가해지는 부위에서 압축되었으며, 전체적으로 설측변위가 관찰되었고 이 때 최대변위량은 Model I의 경우 0.0212 mm, Model II의 경우 0.0295 mm, Model III의 경우 0.0205 mm로 Model II에서 가장 큰 변위를 보였다(Photo. 15', 16', 17', Table 3).

반면 금인레이를 제거한 빈 와동에서는 금인레이로 채워진 모형에 비해 하중이 가해지는 지점과 설측 하단부위에서 압축응력이 나타났고, 인장응력은 하중지점 부근과 협축 치경부

부위에서 관찰되었으며, 특히 치수벽의 협설축 선각 부위와 치아내부의 협축 치수각 부위에서도 특징적인 인장응력의 양상을 보였다(Photo. 18', 19', 20').

최대응력값은 Model I의 경우 $0.32E5 \text{ mN/mm}^2$, Model II의 경우 $0.30E5 \text{ mN/mm}^2$, Model III의 경우 $0.28E5 \text{ mN/mm}^2$ 로 와동이 커질수록 적어지는 경향을 보였다(Photo. 18, 19, 20, Table 3).

빈 와동에서의 변위양상은 하중이 가해지는 설측 교두 부위에서 압축되었으며, 전체적으로 설측 변위를 나타내었고 최대 변위량은 Model I의 경우 0.0239 mm, Model II의 경우 0.0222 mm, Model III의 경우 0.0213 mm으로 와동의 협설폭경이 커질수록 약간 감소되는 경향을 보였다(Photo. 18', 19', 20', Table 3).

각 모델에서 하중의 형태에 따른 최대 응력값 및 최대 변위량의 비교는 Fig. 4, 5와 같다.

위 그래프에서 하중의 형태별 최대 응력값은 분포 하중시에 비해 하중이 일정한 질점에 가해지는 집중 하중시나 분배 하중시에 크게 나타났다으며, 최대 변위량은 집중 하중시나 분배 하중시에 비해 분포 하중이나 빈 와동시 더욱 크게 나타났다(Fig. 4).

각 실험모형에서 하중의 형태별 비교시 집중 하중시에 변위량이 와동의 협설 폭경이 커질수록 큰 차이는 보이지 않으나 감소하는 경향을 보였고, 집중 하중시에 최대 응력값은 자연치와 1/4, 1/3 와동의 경우 거의 유사하였으나 1/2 와동의 경우에는 상대적으로 높은 응력값을 나타냈으며 특히 압축응력보다는 인장응력이 자연치, 1/4 와동, 1/3 와동보다 훨씬 크게 작용함을 관찰할 수 있었다(Fig. 4).

또한 각 모형에서 집중 하중시 최대 인장 응력값이 법랑질의 허용 응력을 초과하였고 하중점 주변의 작은 영역을 제외한 대부분의 부위에서는 허용 응력값 이하로 나타났다.

금인레이를 제거한 빈 와동에서는 1/4, 1/3 와동의 경우 분배하중이 가해진 하중점 주변에서 최대 인장 응력값을 나타낸 반면, 1/2 와동의 경우 협축 교두정에서 나타났으며 와동의 협설 폭경에 관계없이 와동 기저부에 인장

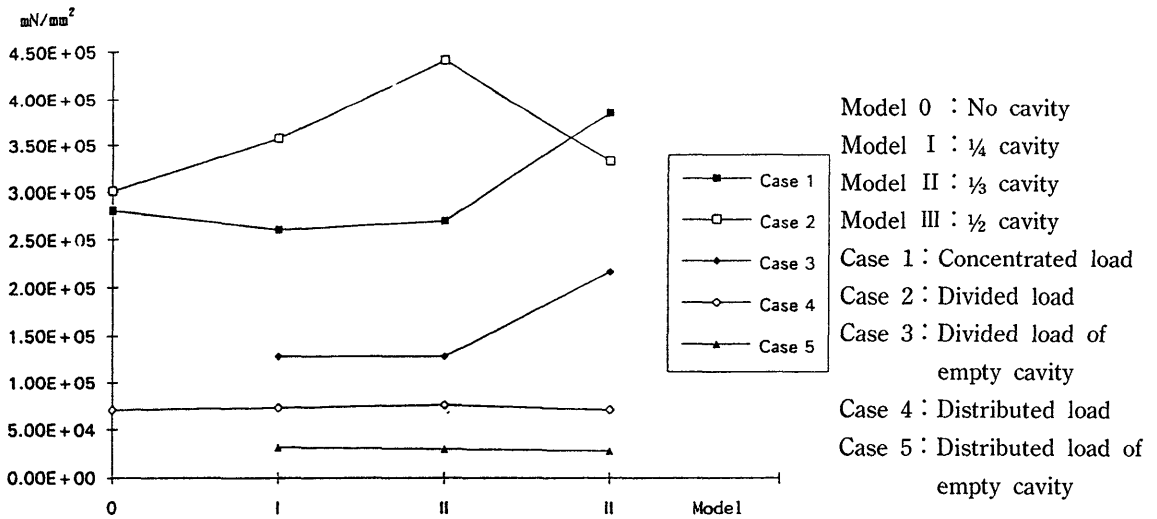


Fig. 4. Maximum tensile stress(mN/mm²) related to occlusal load types

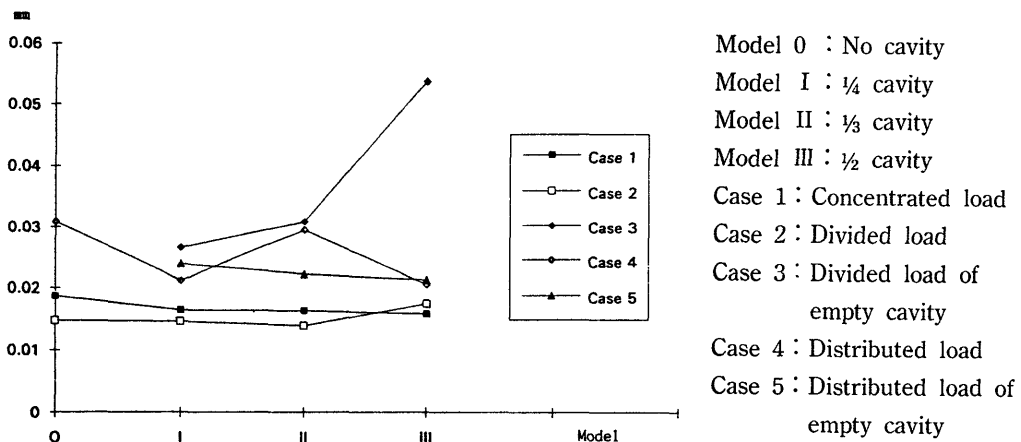


Fig. 5. Maximum displacement(mm) related to occlusal load types

응력의 띠를 형성했다(Photo. 13, 13').

또한 금인레이를 제거한 빈 와동의 양측 교두의 협설사면에 분배하중이 가해진 경우 변위양상은 와동의 넓이가 커질수록 양측으로 치아가 변위와 더불어 더욱 벌어지는 양상을 보였다(Fig. 5).

기능교두정에 분포하중을 부여시 대조모형과 금인레이를 수복한 실험 모형에서는 유사한 응력 분포 및 최대 응력값을 나타내었으며 대조 모형에서 오히려 가장 큰 변위를 나타내었다

(Fig. 5).

이상의 결과를 종합해 볼 때 변위는 빈 와동에서 분배 하중을 가했을 때 가장 크게 나타났으며 인장 응력은 금인레이를 수복한 실험모형에 분배 하중 적용시 가장 큰 응력값을 나타낸 반면, 변위량은 전반적으로 와동내 수복물이 채워져있는 경우에는 모든 하중조건에 따른 변위가 빈 와동의 경우에서보다 적게 나타났다(Fig. 4, 5).

특이하게 하중 조건이 빈 와동시 분배 하중인

경우 최대 응력값 및 변위량이 와동의 폭경이 증가할수록 커지는 경향을 나타냈다(Fig 4, 5).

위는 전체적인 최대응력값 및 최대 변위량을 조사한 것으로서 특정 부위별로 응력값을 비교하여 치아의 파절 가능성을 예측할 수 있는데 분배 하중 부여시 와동 기저부의 협설측 선각 부위에서의 최대 주응력을 조사하고 이를 유효 응력으로 변환한 응력값은 Table 4와 같다.

본 실험에서도 치아 파절의 가능성을 예측하기 위하여 와동 기저부의 협설측 선각 부위 응력값을 조사한 바 분배 하중 부여시 금인레이를 수복하지 않은 빈 와동에서는 협설측 모두 치수선각 부위에서 상아질의 인장 강도보다 더 큰 응력집중을 보여 협설측 교두의 파절이 예상된 반면, 금인레이를 수복한 모든 와동에서는 비교적 적은 응력집중을 보이며 파절에 대해서도 안전한 것으로 나타났다(Table 4, Fig. 6).

또한 금인레이와 치아외면과의 접합부 이개 정도를 평가하기 위하여 하중 조건에 따른 교합면에서의 금인레이와 치아 외면과 만나는 절점에서의 응력값을 비교하였는데 그 결과는

Table 5와 같다.

교두에 하중을 가할 때 교합면측 수복물과 법랑질의 경계면에서 시멘트의 접착강도보다 더 큰 인장 응력이 작용되면 교합면 접착 부위에 간극을 형성할 수 있는데 금인레이 접착시 최근에 흔히 사용되는 Superbond 접착제의 접착 강도⁵²⁾가 40,000 mN/mm²인 반면, 본 실험모형에서 교합면 접착 경계부위의 인장 응력이 분포 하중시를 제외한 나머지 하중조건에서 이 값보다는 대부분 크게 발생되었고 1/2와동에서 분배하중시 오히려 음의 값을 나타내었다.

분배하중시 자연치와 금인레이가 수복된 모형에서는 교합면 협설측 사면이 만나는 중심와 부위에 인장응력이 집중되는 경향을 보였고 1/2와동에서는 협측교두의 설측 사면에서 다른 와동의 경우보다 분배하중의 영향에 의한 인장응력이 다른 모형보다 크게 작용하고 있었다.

본 실험의 경우 교합면에서 금인레이와 치아의 외면이 만나는 절점에서의 응력값을 그 래프로 나타내면 Fig 7과 같다.

Table 4. Maximum tensile stress(mN/mm²) and Von-Moses stress at the facio-pulpal(F) and linguo-pulpal(L) line angle

		Max. tensile Stress		Von-Mises Stress	
		Empty	Gold	Empty	Gold
¼ Cavity	F	100273	5054	73208	13146
	L	80947	5031	72939	19889
⅓ Cavity	F	73769	11196	51545	8125
	L	71048	14074	52365	11102
½ Cavity	F	74357	6185	66808	9393
	L	74990	3670	61835	10466

Table 5. Maximum principle stress(mN/mm²) at the node point that gold inlay contact with occlusal surface

	Concentrated load		Divided load		Distributed load	
	F	L	F	L	F	L
¼ Cavity	111083	95089	42968	357065	13134	21439
⅓ Cavity	45989	42474	59064	133848	8672	35166
½ Cavity	3390	56251	74892	121856	784	24997

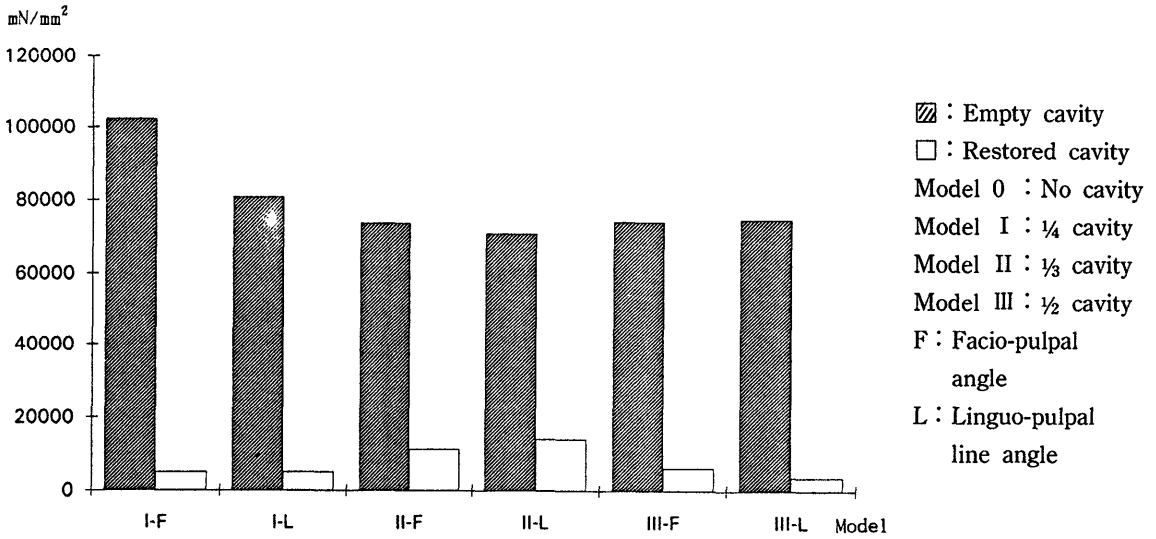


Fig. 6. Maximum tensile stress(mN/mm²) at the facio-pulpal and linguo-pulpal line angle

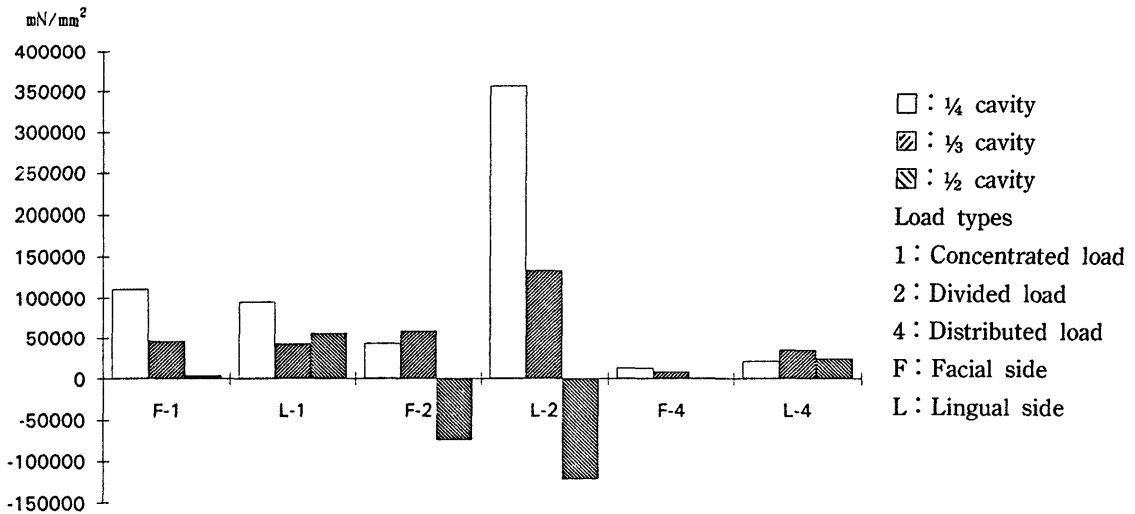


Fig. 7. Maximum principle stress(mN/mm²) at the node point that gold inlay contact with occlusal surface

IV. 총괄 및 고안

치아에 와동형성시 예방확대 이론을 G.V. Black이 발표한 이래 이러한 이론은 치과재료의 발달 및 예방적 개념의 인식으로 인하여 많은

변화를 가져왔으나 아직도 치아 우식의 범위가 넓어서 정상적인 보존적 와동 형성이 어렵고 교두 부위의 강도저하가 우려되면 교두 부위를 피복해야 하는 경우가 종종 발생된다^{34, 32, 35, 36, 12)}. 교두 부분을 피복하는 경우는 아말감 합금

보다는 재료학적으로 장점이 많은 금인레이 수복물을 사용¹¹⁾하는데 이러한 치관내 수복물에서 교두 부분을 피복해야 할 것인지에 대해 결정을 내리는데 있어서 여러가지 기준이 요구되고 이러한 기준 중에서도 치아에 와동 형성시 교합면 isthmus의 협설 폭경은 교두 강도에 큰 영향을 미친다고 많은 연구에서 보고되고 있다^{9,7,15)}.

교두 보강의 여부에 대한 기준도 학자에 따라 다양한데, Vale⁶⁾은 양측 교두정간 거리의 1/3 이상이면 교두 피복이 요구된다고 하였고 Sturdevant¹²⁾는 양측 교두정간 거리의 1/2 이상이면 교두 피개를 고려하고 2/3 이상이면 반드시 교두를 피개해야한다고 보고하였다.

그러나, 위의 모든 연구가 아말감 와동에서 이루어진 바, 본 연구에서는 치질의 손실이 많은 경우 적절한 교합 기능을 회복해줄 수 있고 소실된 치아의 회복 및 국소의치의 지대치로 사용이 가능하다는 장점을 지닌 금인레이 와동으로 변형시켜 소구치 근원심 교합면 와동을 설정한 다음 교합면 isthmus의 협설 폭경을 다르게 하여 여러 조건의 하중 부여시의 치질 및 수복물내에 변위 및 응력 분포를 이해하고 이를 통해 파절 가능성 및 교두 보강 기준을 알아보고자 본 실험을 고안하였다.

치아 파절에 관한 많은 다른 연구에서는 각종 수복물에 맞게 와동을 자연치에 형성한 다음 여러가지 수복물을 수복한 후 다양한 크기의 metal ball을 이용하여 치아에 직접하중을 가하여 파절이 일어난 부위와 파단면의 형태, 파절의 방향 등을 관찰하였으나 이는 실제 치아를 적용하기 때문에 시편으로 사용된 치아의 크기와 나이, 조직의 생화학적 구성과 형태학적 차이 등이 배제할 수 없는 변수로 작용한다^{30,37,9,38)}.

이러한 단점을 보완하기 위해 2차원 유한요소법이 개발되어 치과영역의 연구에서 교합력에 대한 치아 및 지지조직의 역학적 반응을 분석하는데 사용되고^{13,29,39,40,41,42)} 있으나, 최근 Fisher 등²²⁾, Rubin 등⁴³⁾이 3차원의 복잡한 입체 구조를 갖는 치아를 2차원의 평면으로 표현한다는 것은 해당평면 이외의 주변 구조물이 배제되므로 그

결과가 왜곡되어 나타날 수 있는 위험성을 내포한다고 하여 3차원 모델개발의 필요성을 강조한 이래 3차원 유한요소법을 이용한 연구가 국내에서는 김 등¹⁴⁾, 조 등²⁴⁾이 국외에서는 Goel 등^{30,44)}, Khera 등^{15,45)}, Rubin 등⁴³⁾에 의해 보고된 바 있다.

이상의 문제점들을 개선하여 고안된 3차원 유한요소분석법은 생체와 가장 유사한 조건의 모형을 재현할 수 있고 변수나 하중의 조건을 자유로이 변경할 수 있으며 이들의 분석 결과를 빨리 산출할 수 있고 치아 표면 뿐만 아니라 내부 응력 상황을 입체 모형으로 표현하여 구조물의 응력 분포 상태를 보다 객관적이고 시각적인 자료로 나타낼 수 있는 장점이 있어 응력의 분야 뿐만 아니라 열전도와 유체 역학, 생체 역학 등에 대한 적용과 효용성이 확대되고 있다.

그동안의 연구에서는 실제 치아에서 각종 수복물에 맞게 와동을 형성한 후 이를 레진에 포매시켜 일정한 두께로 연마해 가면서 얻어진 단면 사진을 이용하여 3차원 유한요소 모델을 만들었으나, 본 실험에서는 개개인의 실제 치아마다 크기와 형태가 다르고 술자마다 와동 형성시의 오차가 발생할 수 있다는 점을 감안하여 Wheeler³¹⁾의 치아 형태 모형과 계측치가 가장 유사한 한 치아를 선택한 다음, 와동을 형성하지 않고 Joynt³²⁾가 제시한 와동의 규격화 방법에 근거하여 와동이 있는 경우를 고려하여 제작하였고 이렇게 완성된 전체 모델에서 와동부분의 요소들을 제거하면 원하는 와동을 가진 Model이 될 수 있도록 고안하였다(Fig. 1).

또한 본 실험에서는 3차원 모델을 제작하기 위해 연속 연마 단층촬영법을 이용하였고 이때 각 단면은 수평면, 근원심면, 협설면의 3방향에서 얻어질 수 있는데 김 등¹⁴⁾, Khera 등^{15,45)}은 그들의 연구에서 치아 곡면이 잘 나타나 단면의 연결이 용이한 수평면에 일치되게 삭제하는 방법을 이용하였으나 본 실험에서는 각 와동에서의 변수가 협설 폭경이므로 Khera 등⁴⁵⁾이 주창한 교합면 근원심 수복물에서 전형적인 파절면은 와동저에서 협설면의 치은 변연을

향하여 40-50도 외하방으로 파절된다는 파절 기전에 근거하여 파절에 관여하는 응력의 방향이 xy평면내에 잘 나타나 관찰 비교가 용이하도록 협설면에 평행하게 삭제하는 방법을 이용하였다(Fig. 2).

각 모델의 교합면에 가해주는 하중은 학자에 따라 100N에서 1300N까지 다양한데 Widmalm 등³³⁾은 소구치 부위에서 평균 최대 교합력은 47.5 kg를 나타낸다고 보고하였고, Gibbs 등⁴⁶⁾은 저작이나 연하시 최대교합력의 40 %를 나타낸다고 하였으며 Goel 등⁴⁴⁾과 Khera 등¹⁵⁾은 저작력은 최대교합력의 1/3이라고하여 17 kg(170 N)을 교합면 전체에 균일하게 분포되게 부과하였다.

본 실험에서는 Jose dos Santos⁴⁷⁾와 Yettram 등⁴²⁾의 보고를 참고로 하여 하중의 조건을 최대 교합력에 가까운 500N으로 정하고 예를 들어 교합면 isthmus의 협설폭경이 1/4이고 금인레이로 수복된 경우 하중의 조건은 교두정과 중심와의 중심교합 상태를 고려하여 중심와에서 치아장축에 평행하게 접하중으로 가하여 이를 집중하중(Fig. 3 : I-1)이라 표현하였으며, 또한 중심교합시 상대측 교두사면과의 접촉에서 발생하는 측방 압력을 가정하여 이 500N의 하중을 양측 교두의 협설 사면에 분배하여 가하고 이를 분배 하중(Fig. 3 : I-2)이라 명명하였고, 치아 파절은 중심교합과 같은 정지 상태 보다는 기능시 교두의 접촉에 의해 일어난다는 Burke⁴⁸⁾의 연구에 따라 정지상태와는 달리 저작시 기능교두의 중심 주위로 대합치와의 접촉을 고려하여 기능 교두의 교두정을 중심으로 4개의 사각 요소에 해당되는 9개의 절점에 500N의 하중을 가하고 이를 분포 하중(Fig. 3 : I-4)이라 명명하였다(Fig. 3).

이상의 여러가지 하중 조건을 수복되지 않은 우식 치아를 가정하여 빈 와동의 상태에도 동일하게 분배 하중(Fig. 3 : I-3) 및 분포 하중(Fig. 3 : I-5)을 부여하여 자연 치아 모델과 비교하여 응력 분포 및 변위 양상을 위에 제시한 여러가지 하중 조건에 따라 조사하였으며 단, 빈 와동시에는 중심와가 없어진 관계로 중앙 집중 하중은 제외하였다(Fig. 3).

응력과 변위 해석은 MSC사의 NASTRAN을 이용하여 실행하였으며, 해석에 필요한 각 재료의 탄성 계수 및 포아송비는 Craig⁴⁹⁾와 Morin 등⁵⁰⁾에 의해 정리된 값을 인용하였고 치아파절의 조건과 방향을 관찰하기 위해 최대 주응력을 조사하였으며 이 값을 I-DEAS에서 읽어 치아전체의 응력분포를 contour plot으로 관찰하였고, 비교가 가능하도록 arrow plot로 나타내었다.

Fig. 4, 5에서 하중의 형태별 최대 응력값은 분포하중시에 비해 하중이 일정한 절점에 가해지는 집중 하중시나 분배 하중시에 크게 나타났는데 이 결과는 500N의 하중이 분포 하중시에는 9개의 절점에 분산되어 가해져서 상대적으로 치질에는 적게 작용한 것으로 사료되며, 최대 변위량은 집중 하중시나 분배 하중시에 비해 분포 하중이나 빈와동시 더욱 크게 나타났는데 이는 분포하중시 하중이 치아 장축 방향 보다는 기능 교두정으로 치우쳐 작용하여 상대적인 실측 변위가 크게 나타난 것으로 생각된다.

각 실험 모형에서 하중의 형태별 비교시 집중하중시에 변위량이 와동의 협설 폭경이 커질수록 큰 차이는 보이지 않으나 감소하는 경향을 나타내는데 이는 상대적으로 금 인레이가 커지면서 남은 치질을 지지하는 역할을 하여 변위가 줄어든 것으로 생각되고 반면, 집중 하중시에 최대 응력값은 자연치와 1/4, 1/3 와동의 경우 거의 유사하였으나 1/2 와동의 경우에는 상대적으로 높은 응력값을 나타내고 특히 압축 응력 보다는 인장 응력이 자연치, 1/4와동, 1/3와동 보다 훨씬 크게 작용함을 관찰할 수 있는데 이러한 경향은 1/2 와동의 경우 상대적으로 치질의 손실이 커서 내부에 위치한 금 인레이의 영향을 크게 받은 것으로 사료된다.

또한 각 모형에서 집중 하중시 최대 인장응력 값이 법랑질의 허용 응력을 초과하는데 이는 본 해석에서의 하중 조건이 실제 교합 상황과는 달리 교합면 중심와에 집중하여 가해졌기 때문으로 판단되고 금인레이로 수복시 하중점이 금 위에 위치하기 때문에 실제 파절은 없을

것으로 생각되며 하중점 주변의 작은 영역을 제외한 대부분의 부위에서는 허용 응력값 이하로 나타났다.

금인레이를 제거한 빈 와동에서 1/4, 1/3 와동의 경우 분배하중이 가해지는 주변에서 최대 인장응력값이 나타나나 1/2 와동의 경우 협측 교두정에서 나타나는데 이러한 경향은 1/2 와동인 경우 와동의 협측 모서리가 협측으로 넓어져 상대적으로 협측 치질의 두께가 작아졌기 때문으로 생각되며 이러한 결과는 실제 상악 구치부위에서 설측 교두보다 협측 교두가 더 빈번하게 파절된다는 Cavel 등³⁴⁾, Khera 등⁵¹⁾의 연구결과와 일치된다.

또한 금인레이를 제거한 빈 와동의 양측 교두의 협설 사면에 분배 하중이 가해진 경우 변위 양상은 와동의 넓이가 커질수록 양측으로 치아가 변위와 더불어 더욱 벌어짐을 볼수 있는데 이는 실제로는 파절이 일어날수 있으나 치아를 탄성체로 생각하여 탄성 한계치를 대입시켰기 때문에 기인한 것으로 사료된다.

기능 교두정에 분포 하중을 부여시 대조 모형과 금인레이를 수복한 실험모형에서는 유사한 응력 분포 및 최대 응력값을 나타내었으며 대조 모형에서 오히려 가장 큰 변위를 나타내었는데 이러한 경향도 위에서 언급한 것처럼 치아내부에 금인레이가 존재시 와동의 협설폭경이 커질수록 상대적으로 금인레이가 넓게 차지하여 남은 치질을 지지하기 때문으로 판단된다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 전체적인 모형에서의 변위는 빈 와동에서 분배 하중을 가했을 때 가장 크게 나타났으며 인장 응력은 금인레이를 수복한 실험 모형에 분배 하중 적용시 가장 큰 응력값을 나타낸 반면 변위량은 전반적으로 와동내 수복물이 채워져있는 경우에는 모든 하중조건에 따른 변위가 빈 와동의 경우에서 보다 적게 나타나는데 이는 하중부여시 와동벽과 충전물의 경계 부위에서 압축 방향이 서로 상쇄되어 나타난 것으로 사료되며 수복물을 와동내에 수복한 경우가 비어있는 와동보다 굽힘 모멘트를 지지하는데 유리하고 파절에 대한 안전도도 높다고 판단된다(Table 3, Fig. 4, 5).

특이하게 하중 조건이 빈 와동시 분배 하중인 경우 최대응력값 및 변위량이 와동의 폭경이 증가할수록 커지는 경향을 나타냈는데 이는 치질에 응력 집중 및 변위량 증가로 인하여 치아파절이 예상된다고 할 수 있다(Fig. 6).

탄성 재료는 일정 한계 이상의 응력에서 파괴되는데 응력이 파괴 응력보다 커지면 재료의 파절이 생긴다고 하며 물체에 힘이 작용하여 복합 응력이 생길 때 어느 응력 성분에 의해 파절이 일어나는지는 알 수 없으므로 이 때는 주응력을 구하여 해당 재료의 파괴 응력과 비교하여 파절의 양태를 예측해야 한다.

다시 말해서 주응력이 해당 재료의 파괴 응력보다 크게 나타나는 부위에서 재료의 파절이 일어나게 되는데 범랑질의 인장 강도는 10.3 MPa이고 상아질의 인장 강도는 51.7 MPa이므로 주응력이 이 이상인 부위에서는 파절의 가능성이 높다고 볼 수 있으므로 본 실험에서는 최대 주응력을 관찰하여 파절의 가능성을 예측하였는데, 파절되는 방향에 대해서는 취약한 재료에 가해지는 인장 응력에 수직으로 균열이 생긴다고 하는 Griffith 이론²³⁾에 근거하여 유효응력이 같은 두 재료일지라도 파절의 방향은 다를 수 있고 이는 거의 수직 응력에 의해 결정되기 때문에 x축 및 y축 방향의 인장 응력을 보는것이 타당할 것으로 생각되어 이를 주로 조사하였다.

한편, Derand 등²⁵⁾은 교두에 하중을 가할 때 교합면측 수복물과 범랑질의 경계면에서 시멘트의 접착강도보다 더 큰 인장 응력이 작용되면 교합면 접착 부위에 간극을 형성할 수 있다고 하였고 금인레이 접착시 최근에 흔히 사용되는 Superbond 접착제의 접착강도⁵²⁾가 40,000 mN/mm²인 반면, 본 실험모델에서 교합면 접착 경계부위의 인장응력이 분포하중시를 제외한 나머지 하중조건에서 대부분 이보다는 크게 발생되었기 때문에 간극을 형성할 것으로 생각할 수 있으나 본 실험에 사용된 유한요소모델은 변위방지를 위해 치경부의 가장 하방에 위치하는 절점들을 모든 방향에 대해 고정시켰기 때문에 실제 응력값보다 훨씬 크게 나타난 것으로 사료되어 배제시켰으며 이러한 현상은

모든 하중 조건 하에서도 전반적인 경향을 보이기 때문에 수치보다는 응력 분포 양상이나 변위 형태를 주로 고려하였고 여기에 나타난 응력의 값은 1/2와동에서 협설축 isthmus의 폭경의 변위가 분배하중시 하중이 부여된 절점과 일치하기 때문에 상대적으로 압축응력으로 표시되어 나타난 것으로 생각된다.

분배하중시 대조 모형과 금인레이가 수복된 실험모형에서는 교합면 협설축 사면이 만나는 중심과 부위에 인장 응력이 집중되는 경향을 보였으나 이는 금인레이와 치아가 접착면에 의해 분리되어 있는 것이 아니라 완전히 결합되어 있는 것으로 간주하였기 때문으로 생각되며 본 실험에서도 금인레이를 와동에 접착시 사용할 시멘트에 대해 유한요소모델 상에 두께를 부여하려 했으나 실제 시멘트층의 두께가 실제 20-30 μ m 정도로 얇아 표현이 불가능하여 이 조건을 모델내에 부여하지 못하여 비롯된 것으로 사료된다. 그러나 1/2와동에서는 협축 교두의 설측사면에서 다른와동의 경우보다 분배하중의 영향에 의한 인장 응력이 다른 모델보다 크게 작용하고 있음이 관찰되었고 실제 치아와 금인레이의 접착면을 고려한 모델의 개발이 가능하다면 이러한 경향은 접착부위 이개를 일으킬 수 있다고 생각된다(Table 5, Fig. 7).

결론적으로 치아내 수복물을 위치한 경우에는 하중의 조건에 따라 집중 하중이나 분배 하중 그리고 분포 하중시 변위량 및 변위방향이 대조 모형인 자연치와 유사하게 나타나 협설축 변위가 적은 반면, 치아내 수복물을 제거한 후 분배하중을 가한 경우에는 와동의 협설 폭경이 작을수록 변위가 적게 나타나 와동 형성을 하지않은 자연치와 유사한 형태를 보이고 와동의 협설 폭경이 증가할수록 변위는 협설축으로 증가되고 특히 협축변위가 크게 나타났다.

또한 응력의 분포도 치아내 수복물을 위치한 경우 교합면 isthmus의 협설 폭경에 상관없이 하중을 가한 치질 주변의 협설 교두사면에 인장 응력이 분포된 반면, 치아내 수복물을 제거하고 분배 하중을 가한 경우에는 와동 기저부의 협설축 선각 부위에 응력이 집중되어 나타났다(사진 11', 12', 13', Fig. 6).

따라서 치아파절에 가장 직접적인 영향을 미치는 하중 조건은 분배 하중시로 생각되며 실제 치아 파절이 가장 잘 일어나는 부위인 협설축 치수 선각 부위에서의 금인레이의 수복 여부에 따라 비교시 빈 와동의 경우에는 모든 모형에서 상아질의 인장 강도를 훨씬 넘어 파절이 예상된 반면, 금인레이로 수복된 경우에는 비교적 파절에 대해 안전한 것으로 나타나 실제 임상에서도 치아우식증이 존재하는 경우 수복물로 대처하지 않고 방치하면 치아파절을 더욱 많이 일으킬 것으로 사료된다(Fig. 6).

본 연구에서 치아내 수복물로 금인레이를 사용시 와동의 형태도 아말감과 마찬가지로 교합면 isthmus의 협설 폭경의 넓이가 좁을수록 견전한 치질을 보존하는 측면에서 변위 및 응력분포가 다른 경우보다 우수하게 나타났으며 이는 El-Sherif 등⁹⁾, Goel 등³⁰⁾, Khera 등¹⁵⁾의 결과와 일치했다.

이상의 결과를 종합해 보면, 모든 시편에서 수복물로 와동을 채운 경우에는 굽힘 모멘트나 인장응력에 매우 안전한 것으로 나타난 반면, 빈 와동의 경우에는 와동의 폭과 거의 무관하게 치아 파절이 예상된 바 치아에 우식증이 있을 때 반드시 이를 제거하고 수복물로 수복하는 것이 응력 집중 및 변위를 줄여서 치아파절을 방지할 수 있고, 이 중에서도 수복물의 응력 집중에 따른 치질의 안정성면에서는 1/4 와동이 가장 좋은것으로 보인다.

이상의 연구가 RE 등⁵³⁾, De Vree 등⁵⁴⁾이 언급한 것처럼 와동형성방법, 수복물의 크기, 하중의 방향 및 수복물과 치아와의 접착면의 조건에 따라 제약이 많은 바, 앞으로 이에 대한 종합적인 연구가 계속 되어져야할 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 금인레이 와동의 협설폭경이 치아파절에 미치는 영향을 비교 평가하기 위해 상악 제 1소구치의 3차원 유한요소 모델을 만들고 근원심 금인레이 와동의 협설 폭경을 1/4, 1/3, 1/2로 정하여 3가지 하중조건을 가한 다음, 응력

및 변위등의 역학적 특성을 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 와동을 형성한 후 금인레이로 수복한 모든 실험 모형의 경우 각각의 하중의 조건에 따라 자연치와 유사한 변위를 나타냈고 빈 와동과 비교시 적은 변위량을 나타냈다.
2. 응력 분포 양상은 치아내 금인레이를 수복한 경우 와동의 폭경에 관계없이 하중점 주변 및 금인레이와 치질과의 경계면에 인장응력이 분포된 반면, 빈와동의 경우 와동의 폭경이 커질수록 와동 기저부 협설측 선각 부위에 응력이 집중되었다.
3. 빈와동의 경우 분배 하중 부여시 와동의 협설 폭경에 관계없이 와동 기저부 협설측 선각부위에서 치아 파절이 예상된 반면, 금인레이로 수복된 경우에는 비교적 파절에 대해 안전한 것으로 나타났다.
2. 변위 양상은 집중 하중시 하중점을 중심으로 압축되는 경향을 보였으며, 분배 하중시 금인레이로 수복된 모델에서는 집중 하중시와 유사한 양상을 보인 반면, 빈 와동시는 교두가 양측으로 벌어지는 양상을 나타냈고 분포 하중시는 모든 모델에서 전반적인 설측 변위를 나타내었다.

참고문헌

1. Cameron, C. : The cracked tooth syndrome : additional findings, J Am Dent Assoc. 93 : 971, 1976.
2. Stephan, E. W., Maxwell, E.H., and Braly, B.V. : Fractures of posterior teeth in adults, J Am Dent Assoc. 112 : 215, 1986.
3. Gher, Jr. M., Dunlap, R., Anderson, E., and Kuhl, L. : Clinical survey of fractured teeth, J Am Dent Assoc. 114 : 174, 1987.
4. Almquist, T. C., Cowan, R. D., and Lambert, R. L. : Conservative amalgam restorations, J Prosthet Dent. 29 : 524, 1973.
5. Elderton, R. J. : New Approaches to Cavity Design, Br Dent J. 157 : 421, 1984.
6. Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriama, A., Navarri, M.F., and Soares, F.B. : Fracture Strength of Human Teeth with Cavity Preparations, J Prosthet Dent. 43 : 419, 1980.
7. Hartsook, J. T., and Ann Arbor, Mich. : Principles involved in preparing proximoocclusal cavities in deciduous teeth, J Am Dent Assoc. 51 : 649, 1955.
8. Vale, W. A. : Cavity preparation and further thoughts on high speed, Br Dent J. 107 : 333, 1959.
9. 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.
10. Elderton, R. J. : Cavo-surface Angles, Amalgam Margin Angles and Occlusal Cavity Preparations, Br Dent J. 156 : 319, 1984.
11. Christensen, G. J. : Clinical and Research Advancements in Cast-Gold Restorations, J Prosthet Dent. 25 : 62, 1971.
12. Sturdevant, C. M. : The Art and Science of Operative Dentistry, 2nd ed., St. Louis, Missouri. : C. V. Mosby Co., 1985, pp.431-446.
13. 나 성식 : 하악 제1대구치 수복시 치아 및 충전재의 응력과 변위에 관한 유한요소법적 연구, 대한소아치과학회지, 16 : 26, 1989.
14. 김 철순, 민 병순 : 복합레진 인레이 수복시 와동형태에 따른 치아파절에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 19 : 231, 1994.
15. Khera, S. C., Goel, V. K. and Chen, R. C. S., and Gurusami, S. A. : A Three-dimensional Finite Element Model, Operative Dentistry., 13 : 128, 1988.
16. Zhou, Shu-Min., Hu, Hai-Ping., and Wang, You-Fu. : Analysis of Stresses

- and breaking Loads for Class I Cavity Preparations in Mandibular First Molars, *Quintessence Int.* 20 : 205, 1989.
17. Lopes, L. M. P., Leitao, J. G. M., and Douglas, W.H. : Effect of a new resin inlay onlay restorative material on cuspal reinforcement, *Quintessence Int.* 22 : 641, 1991.
 18. Morin, D., DeLong, R., and Douglas, W. H. : Cusp reinforcement by the acid-etch technique, *J Dent Res.* 63 : 1075, 1984.
 19. 김 준연 : 구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성 분석, 대한 치과의사협회지, 19 : 593, 1981.
 20. 류 선열, 양 흥서, 조 규종 : Post 형태에 따른 치근 내부와 지지 조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구, 대한치과보존학회지, 26 : 737, 1988.
 21. 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 Prosthet Dent.* 17 : 277—291, 1967.
 22. Fisher, D. W., Caputo, A. A., Shillingburg, H. T., and Duncanson, M. G. : Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations, *J Prosthet Dent.* 33 : 47—53, 1975.
 23. 임 상전, 곽 병만, 이 주성 : 유한요소법입문, 서울 : 동명사, 1987, pp.1—21
 24. 조 병훈, 엄 정문 : 치아파절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 18 : 291, 1993.
 25. Derand, T. : Marginal Failure of Amalgam Class II Restoration, *J Dent Res.* 56 : 481, 1977.
 26. De Vree, J. H. P., Peters, M. C. R., and Plasschaert, A. J. M. : A Comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures, *J Oral Rehabilitation.* 10 : 505, 1983.
 27. Williams, K.R., Edmundson, J. T., and Rees, J. S. : Finite element stress analysis of restored teeth, *Dent Mater.* 3 : 200, 1987.
 28. Craig, R. G. : Selected properties of dental composites, *J Dent Res.* 58 : 1544, 1979.
 29. 신 강석, 조 영곤, 황 호길 : 금인레이 와 동의 폭경에 따른 응력분포와 변위에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과보존학회지, 18 : 395, 1993.
 30. Goel, V. K., Khera, 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.
 31. Wheeler, R. C. : Dental anatomy, physiology and occlusion, Philadelphia, PA. : W. B. Saunders Co., 1974, pp. 196—208.
 32. Joynt, R. B., Davis, E. L., and Weiczkowski, G., et al. : Fracture resistance of posterior teeth restored with glass ionomer composite resin systems, *J Prosthet Dent.* 62 : 28, 1989.
 33. Widmalm, S. E., and Ericsson, S. G. : Maximal bite force with centric and eccentric load, *J Oral Rehab.* 9 : 445, 1982.
 34. Cavel, W. T., Kelsey, W. P., and Blankenau, R. J. : An in vivo study of cuspal fracture, *J Prosthet Dent.* 53 : 38, 1985.
 35. Gilmore, H. W., Lund, M. R., Bales, C. D., and Verneti, J. P. : Operative dentistry, 4th ed., St. Louis, Missouri, C. V. Mosby Co., 1982, pp.122—145
 36. Gilmore, H. W. : Restorative materials and cavity preparation design, *Dental Clinics of North America.* 15 : 99, 1971.
 37. Eakle, W. S., and Braly, B. V. : Fracture resistance of human teeth with mesial-occlusal-distal cavities prepared with sharp and round internal line forms, *J Prosthet Dent.* 53 : 646, 1985.
 38. RE, G. J., Noring, B. K., and Draheim, R.

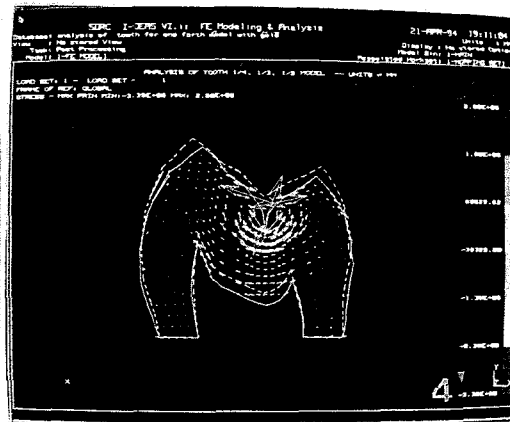
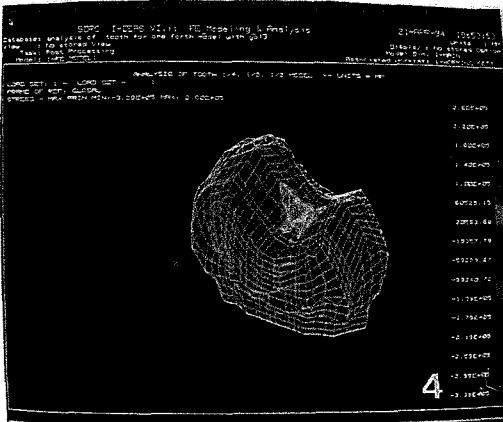
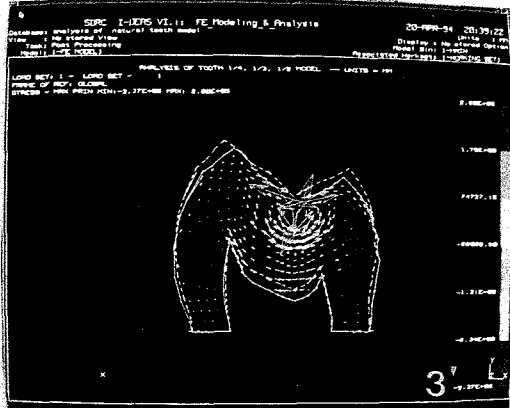
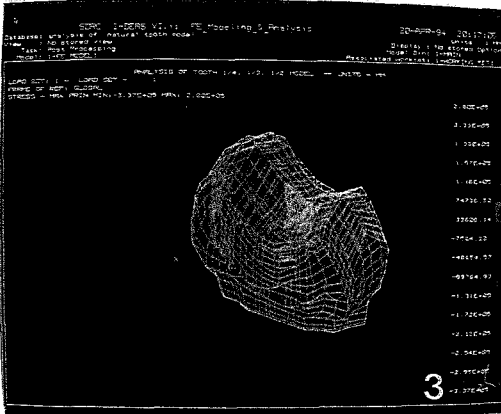
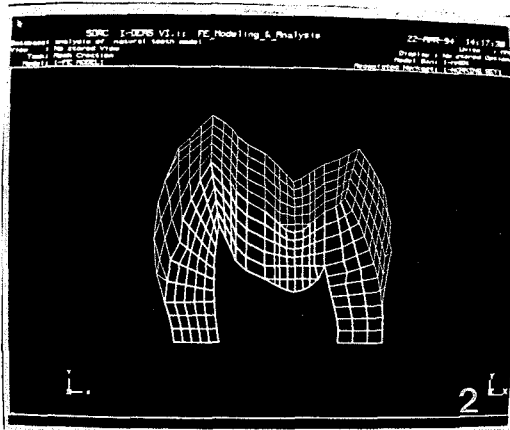
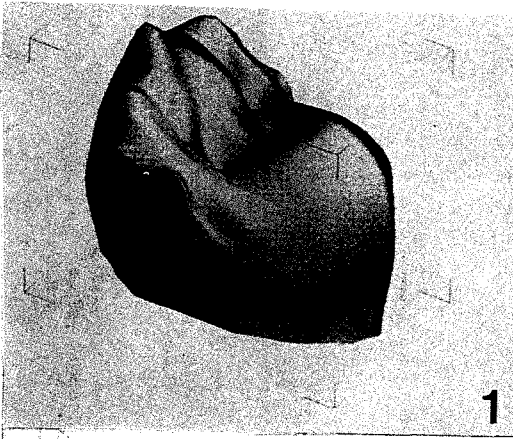
- N. : Fracture strength of molars containing three surface amalgam restorations, *J Prosthet Dent.* 47 : 185, 1982.
39. 양 홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구, *대한치과의사협회지*, 24 : 617, 1986.
 40. Atmaram, G. H., and Mohammed, H. : Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure, *J Dent Res.* 60 : 873, 1981.
 41. Noriaki Takahashi, Tetsuya Kitagami, Tomio Komori. : Annotation evaluation of thermal change in pulp chamber, *J Dent Res.* 56 : 1480, 1977.
 42. Yettram, A. L., Wright, K. W. J., and Piccard, H. M. : Finite element stress analysis of the crown of normal and restored teeth, *J Dent Res.* 55 : 1004, 1976.
 43. Rubin, C., Krishnamoorthy, 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.
 44. 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 Prosthet Dent.* 66 : 451, 1991.
 45. Khera, S. C., Goel, V. K., Chen, R. C. S., and Gurusami, S. A. : Parameters of MOD cavity preparation : A 3-D FEM Study, Part II, *Operative Dentistry.* 16 : 42, 1991.
 46. 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 Prosthet Dent.* 46 : 443, 1981.
 47. Jose dos Santos, Jr. : Occlusion (Principles and Concepts), Ishiyak Euro—America : Inc. Publishers., pp. 145—147,
 48. Burke, F. J. T., Watts, D. C., and Wilson, N. H. F. : Fracture resistance with MOD-composite inlays : the effect of cavity wall taper, *J Dent Res.* 69 : 986, 1990.
 49. Craig, R. G. : Restorative Dental Materials, 8th ed., St. Louis, Missouri : C. V. Mosby Co. 1989, pp.76—80.
 50. Morin, D. L., Cross, M. R., Douglas, W. H., and DeLong, R. : Biophysical stress analysis of restored teeth : modeling and analysis, *Dent Mater.* 4 : 77, 1988.
 51. Khera, S. C., Carpenter, C. W., and Staley, R. N. : Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential, *J Prosthet Dent.* 64 : 139, 1990.
 52. Technical Data of Superbond C & B from SUN MEDICAL Co., Japan, p.3, 1994.
 53. RE, G. J., and Norling, B. K. : Fracturing molars with axial forces, *J Dent Res.* 60 : 805, 1981.
 54. De Vree, J. H. P., Spierings, Th, A. M., and Plasschaert, A. J. M. : A Stimulation model for transient thermal analysis of restored teeth, *J Dent Res.* 62 : 756, 1983.

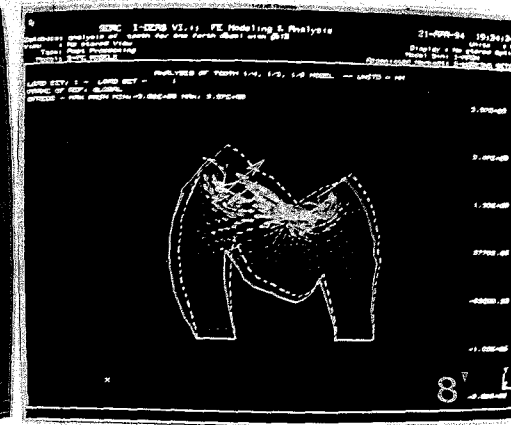
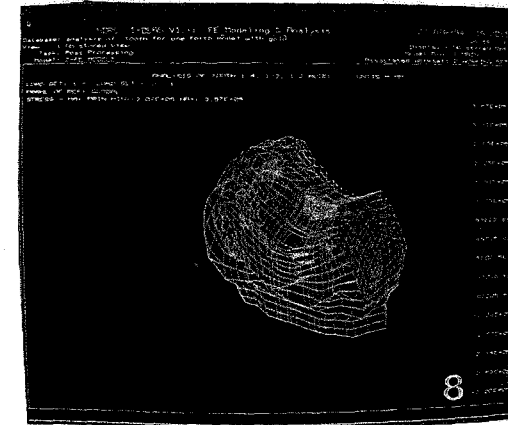
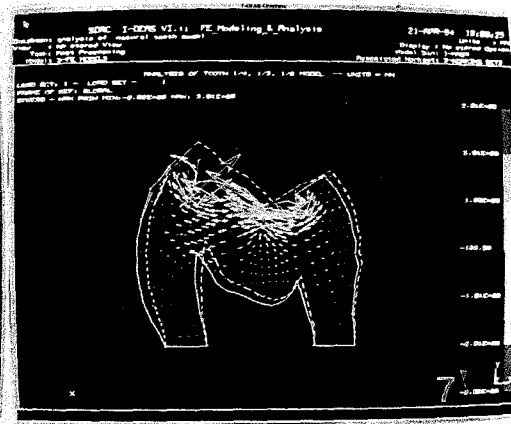
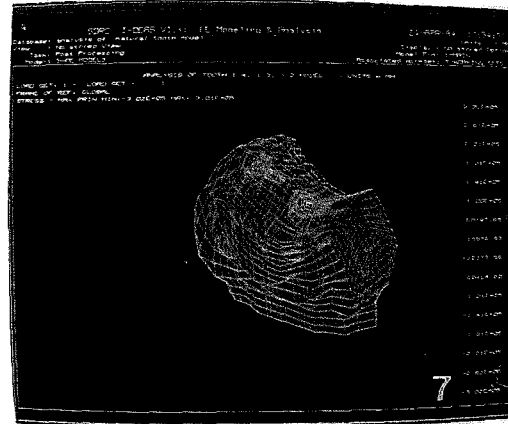
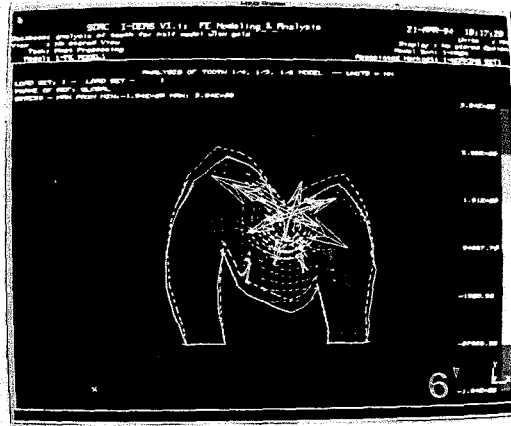
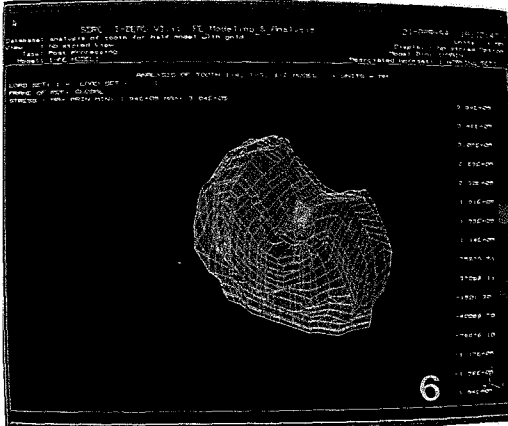
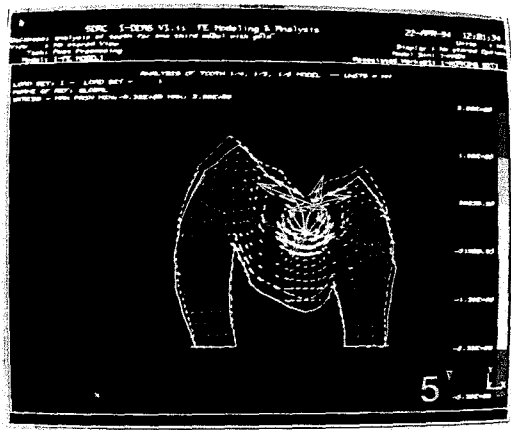
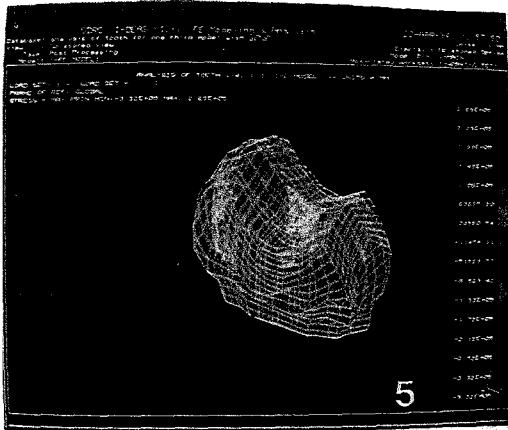
EXPLANATION OF PHOTOGRAPHS

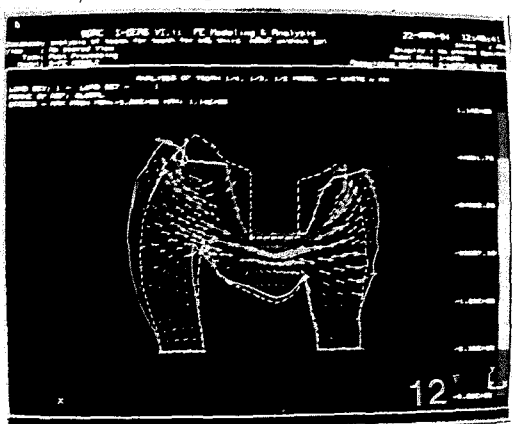
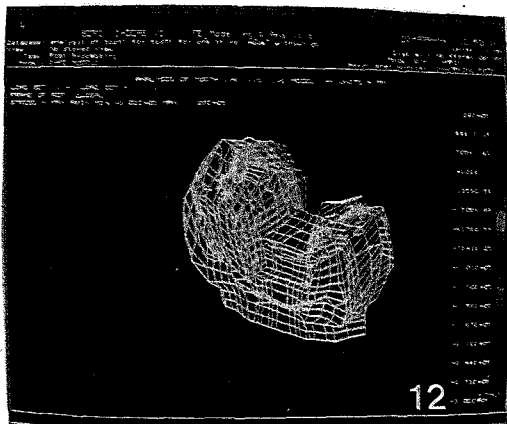
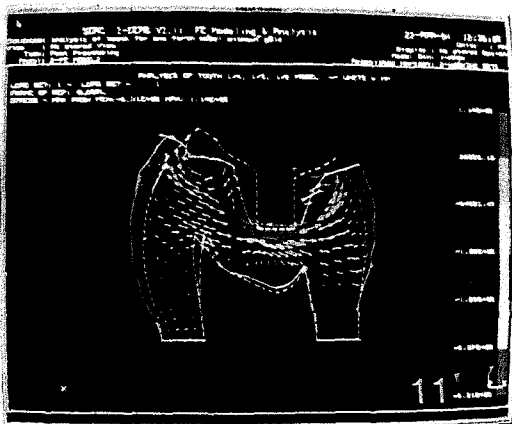
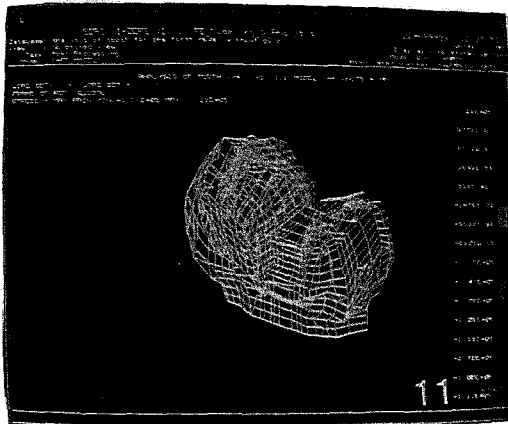
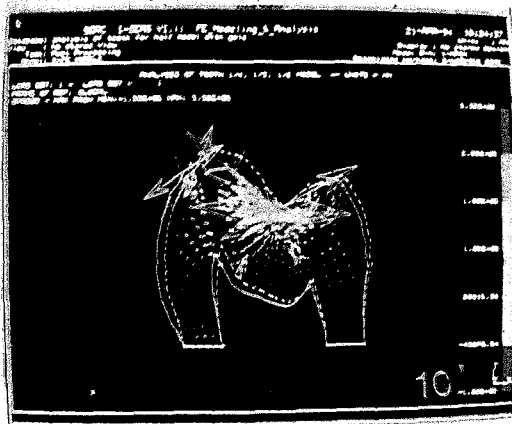
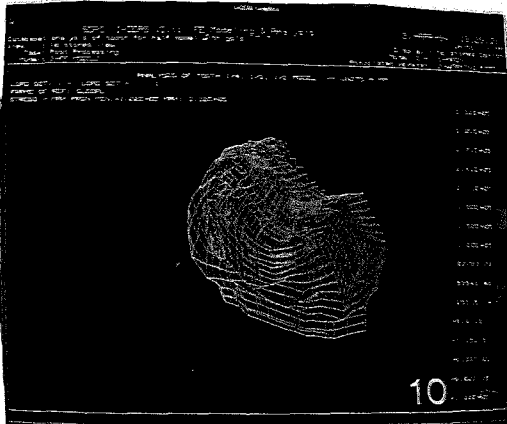
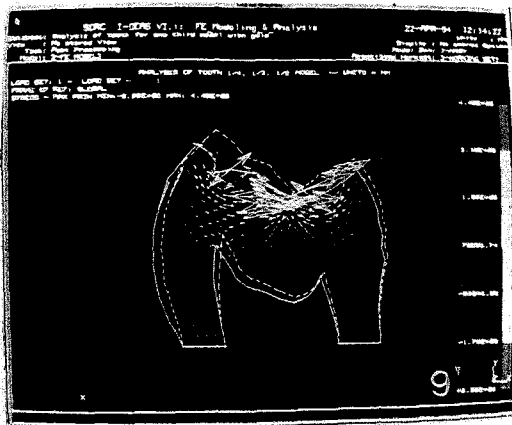
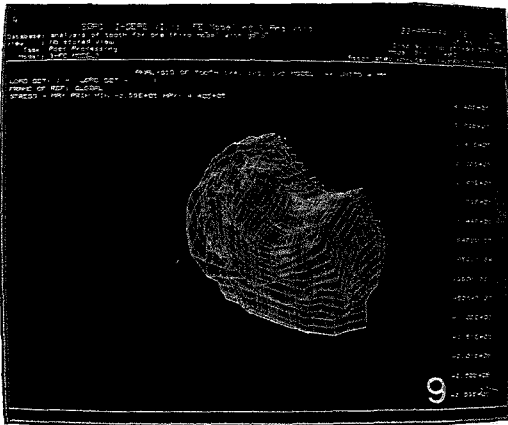
1. A Three—dimensional Finite Element Model
2. Mesh formation of section 9
3. Stress distribution and displacement of Model 0 under concentrated load (Contour plot)
- 3'. Stress distribution and displacement of Model 0 under concentrated load (Arrow plot)
4. Stress distribution and displacement of Model I under concentrated load (Contour plot)
- 4'. Stress distribution and displacement of Model I under concentrated load (Arrow plot)
5. Stress distribution and displacement of Model II under concentrated load (Contour plot)
- 5'. Stress distribution and displacement of Model II under concentrated load (Arrow plot)
6. Stress distribution and displacement of Model III under concentrated load (Contour plot)
- 6'. Stress distribution and displacement of Model III under concentrated load (Arrow plot)
7. Stress distribution and displacement of Model 0 under divided load (Contour plot)
- 7'. Stress distribution and displacement of Model 0 under divided load (Arrow plot)
8. Stress distribution and displacement of Model I under divided load (Contour plot)
- 8'. Stress distribution and displacement of Model I under divided load (Arrow plot)
9. Stress distribution and displacement of Model II under divided load (Contour plot)
- 9'. Stress distribution and displacement of Model II under divided load (Arrow plot)
10. Stress distribution and displacement of Model $\frac{1}{2}$ under divided load (Contour plot)
- 10'. Stress distribution and displacement of Model III under divided load (Arrow plot)
11. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model I under divided load (Contour plot)
- 11'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model I under divided load (Arrow plot)

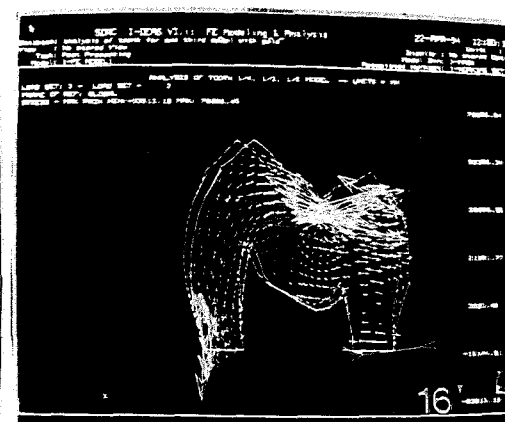
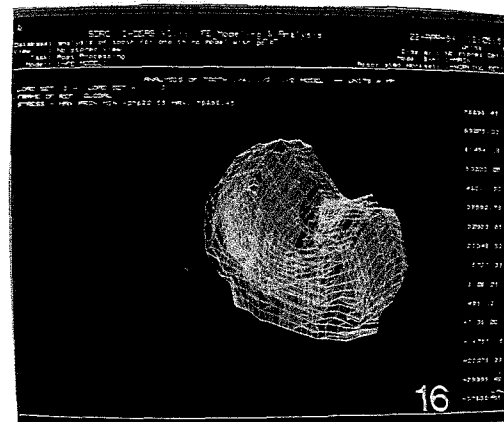
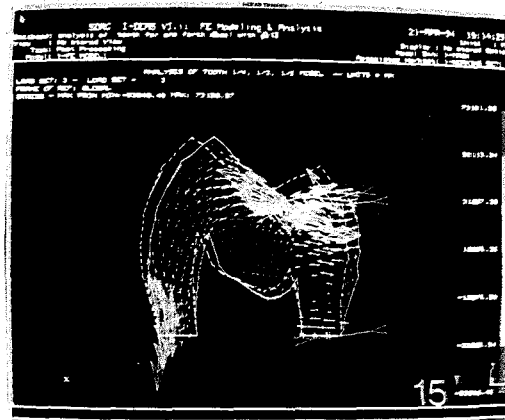
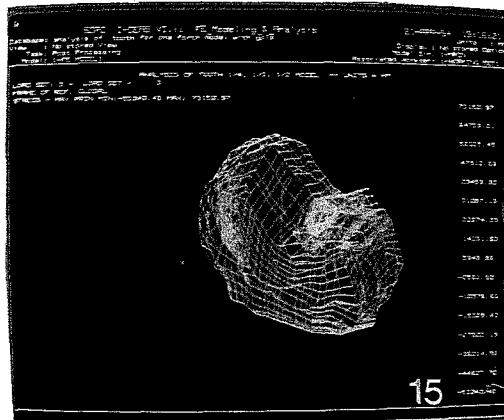
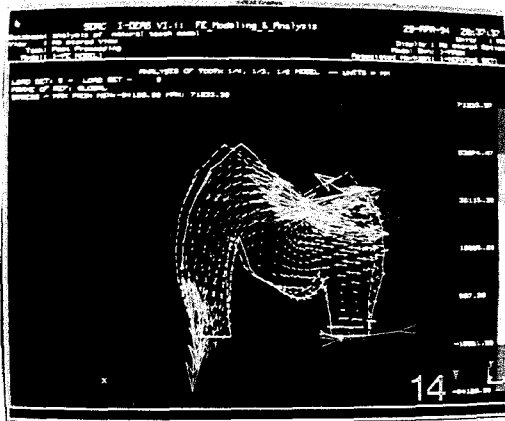
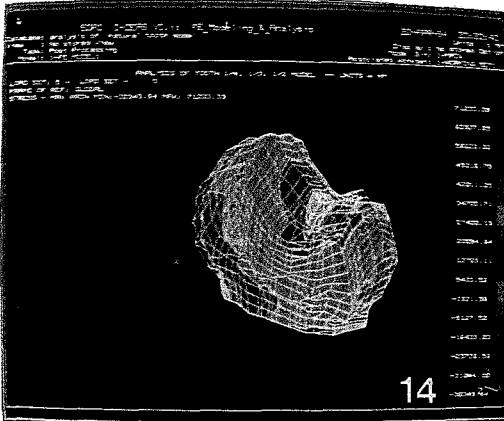
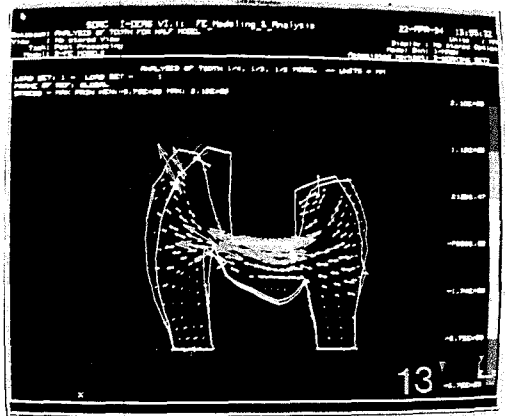
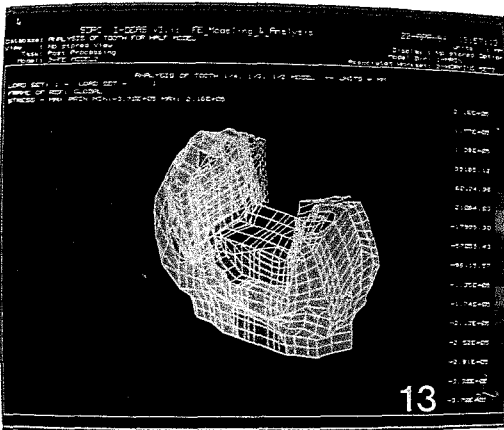
12. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model II under divided load(Contour plot)
- 12'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model II under divided load(Arrow plot)
13. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model III under divided load(Contour plot)
- 13'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model III under divided load(Arrow plot)
14. Stress distribution and displacement of Model 0 under distributed load (Contour plot)
- 14'. Stress distribution and displacement of Model 0 under distributed load (Arrow plot)
15. Stress distribution and displacement of Model I under distributed load (Contour plot)
- 15'. Stress distribution and displacement of Model I under distributed load (Arrow plot)
16. Stress distribution and displacement of Model II under distributed load (Contour plot)
- 16'. Stress distribution and displacement of Model II under distributed load (Arrow plot)
17. Stress distribution and displacement of Mode III under distributed load (Contour plot)
- 17'. Stress distribution and displacement of Model III under distributed load (Arrow plot)
18. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model I under distributed load (Contour plot)
- 18'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model I under distributed load(Arrow plot)
19. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model II under distributed load(Contour plot)
- 19'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model II under distributed load(Arrow plot)
20. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model III under distributed load(Contour plot)
- 20'. Stress distribution and displacement of empty cavity of Model III under distributed load(Arrow plot)

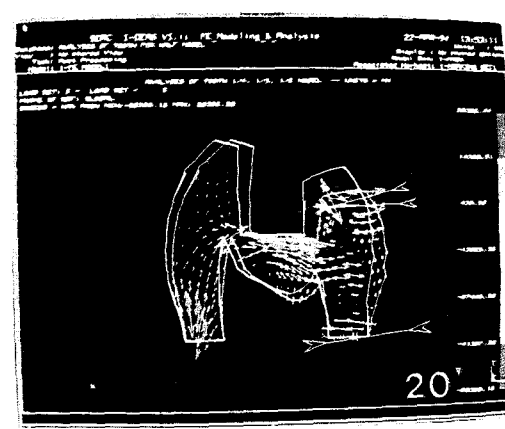
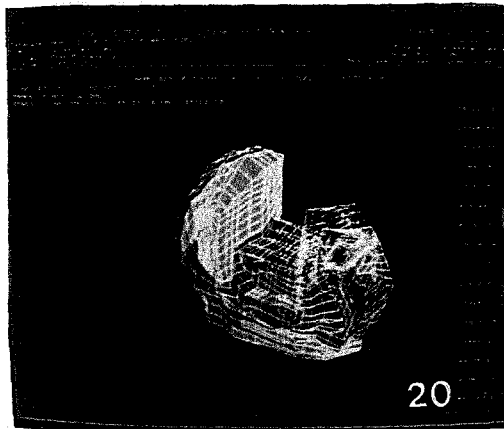
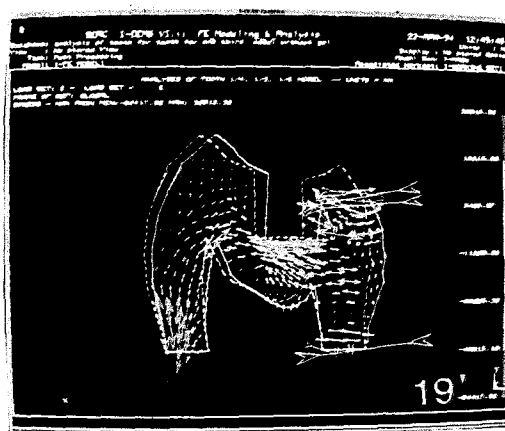
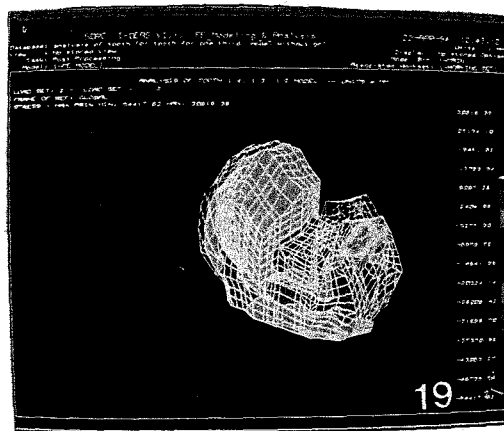
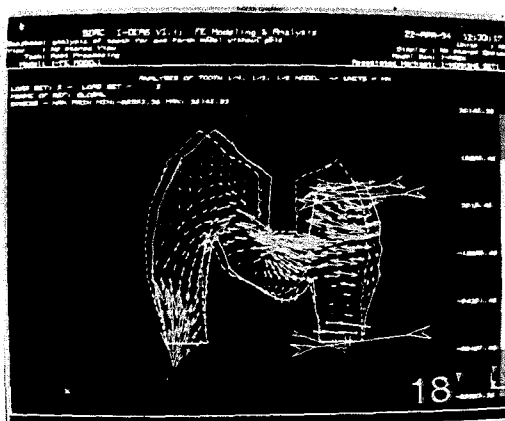
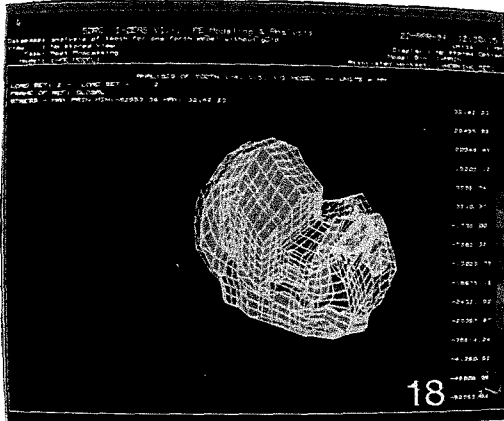
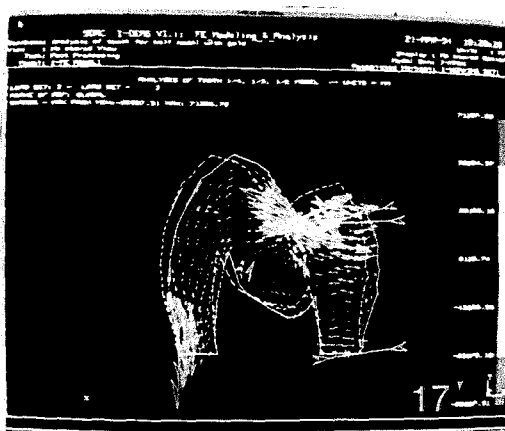
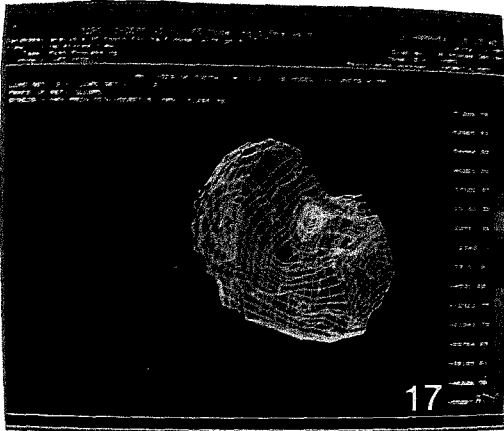
논문사진부도 ①











A THREE—DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON STRESS AND DISPLACEMENT RELATED TO ISTHMUS WIDTH OF GOLD INLAY CAVITY

Ho-Keel Hwang, D. D. S., M. S. D., Mi-Kyung Im, D.D.S., M.S.D., Ph. D.)

Department of Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University.

The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of tooth restored with gold inlay. A profound understanding of the isthmus width factor, which is one of the several parameters of cavity designs, would facilitate the appropriate cavity preparation in a specific clinical situation.

In this study, the cavities for gold inlay were prepared in maxillary left first premolar. A three—dimensional model was designed using I—DEAS program. The model was composed of 2515—nodes and 2172 isoparametric brick elements. In the model isthmus width was varied into 1/4, 1/3 and 1/2 of intercuspal width respectively, and numeric values of the material properties of enamel, dentin and gold was set. Three types of load : concentrated load, divided load and distributed load was 500N. The empty cavities in the model were also examined using divided load and distributed load.

The three—dimensional Finite Element Method was used to analysis the displacement and stress distribution.

The results were as follows :

1. All of the experimental models which were filled with gold inlay revealed similar direction of displacement to that of the natural tooth model under the same load type. But in the models with empty cavities, as the isthmus width increased, the degree of displacement increased in the case of divided load type.
2. All experimental models which were filled with gold inlay showed stress concentration at load points, but in the models with empty cavities at divided load type, as isthmus width increased, stress was concentrated at the corner of the pulpal floor.
3. In the models with empty cavities at divided load type, tooth fracture was expected regardless of isthmus width, but all experimental models which were filled with gold inlay after cavity preparation were not susceptible to fracture.
4. In all experimental models which were filled with gold inlay after cavity preparation, displacement patterns were similar under both concentrated and divided load types. In the models with empty cavities, a divided load resulted in a bucco—lingual cuspal displacement in both sides, but a distributed load resulted in a lingual displacement of the tooth.