

금인레이 와동의 폭경에 따른 응력분포와 변위에 관한 유한요소법적 연구

조선대학교 치과대학 보존학교실

신강석 · 조영곤 · 황호길

Abstract

A FINITE ELEMENT ANALYSIS ON STRESS AND DISPLACEMENT ACCORDING TO ISTHMUS WIDTH OF GOLD INLAY CAVITY

Gang - Suk Shin, D. D. S., Young - Gon Cho, D. D. S., M. S. D., Ph. D.,
Ho - Keel Hwang, D. D. S., M. S. D.

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to examine the clear concept of the designs for cavity preparations. Among the several parameters in cavity designs, profound understanding of isthmus width factor would facilitate selection of the appropriate cavity preparation for a specific clinical situation.

In this study, the cavities were prepared on maxillary first premolar and filled with gold inlay. A two - dimensional model was composed of 1037 - node triangle elements. In this model, isthmus was varied in width at 1/4, 1/3 and 1/2 of intercuspal width and material properties were given for four element groups, i.e., enamel, dentin, pulp and gold.

The 500N occlusal load varied in direction and it was examined using three types of load : concentrated load, divided load and distributed load. The models were also examined with empty cavities using the divided load and distributed load.

These models were analyzed the displacement and stress distribution by the two - dimensional Finite Element Method.

The results were as follows :

1. All experimental models which filled with gold inlay after cavity preparation were similar direction of displacement with control model under same load type. But in the models with empty cavities, as isthmus width was wider, the degree of displacement was increased at same load type.
2. Among the experimental models which were filled with gold inlay after cavity preparation, the model II showed the least stress concentration under concentrated load and divided load. But in the models with empty cavities, the model III showed the largest stress concentration and tooth fracture is expected regardless isthmus width.
3. All experimental models showed similar displacement pattern beneath restorative material under a concentrated load. In the models with empty cavities, a divided load resulted in a lingual displace-

ment of the lingual cusp, but a distributed load resulted in a buccal displacement of the lingual cusp.

In regard to the above results, the restored models were stronger than empty models in respect to the bending moment and tensile stress. The empty models are expected to fracture regardless isthmus width.

The safest isthmus width was 1/3 of intercuspal distance, which showed the least stress concentration in respect to the effect of stress distribution.

I. 서 론

치아에 와동형성시 확대요인은 치아우식증이나 파절의 범위, 수복재, 치아형태, 치아위치 및 인접치와의 위치관계 등이라고 할 수 있다.

와동형성은 와연이 자정부위에 도달되도록 하여 이치우식을 예방해야한다는 예방확대 이론을 Black이 발표한 이래 이러한 이론은 보다 생물학적, 보존적인 측면에서 많은 변화를 가져왔는데 Rodda³⁾와 Almquist⁴⁾ 그리고 Elderton¹⁴⁾은 교합면 외형선의 축소, 와동형성시 각 부위에서 자가 유지형태를 부여, 와동의 형태를 청정지역까지로만 한정, 둥근형태의 선각을 부여, 모든 와연우각을 90도에 가깝게 형성해줌으로써 건강한 치질의 보존을 강조하였고, 최근에는 불소나 구강청결제 그리고 적절한 식이요법등으로 인하여 이들의 이론을 뒷받침하게 되었다.

치아수복시 가장 큰 실패 원인은 와동형성의 잘못과 수복재의 부적절한 취급이라 할 수 있는데, Mondelli 등²⁸⁾은 잘못형성된 와동은 저작시 치아의 파절이나 약해진 교두의 변형으로 인하여 치아와 수복물 사이에 간극을 형성되어 지속적인 미세누출을 야기시킨다고 보고하였다. 따라서 치아에 와동형성시 교합면 isthmus의 협설폭경은 교두강도에 큰 영향을 미친다고 할 수 있다.

와동형성시 교합면 isthmus의 적정 협설폭경은 양측 교두정간 거리의 1/2이라고 Hartsook 등²²⁾이 제안한 반면, 와동형성의 원칙을 세운 Black은 이 거리를 1/3이라고 주창하였고, 최근에는 수복재료의 개선 및 장비의 발달로 인하여 치아의 강도를 줄이지않는 와동형성은 양측 교두정간 거리의 1/4정도가 적당하다고 Vale³⁷⁾은 보고하였다.

또한 El-Sherif 등¹⁵⁾은 임상적으로 교합면 isthmus의 협설폭경에 따른 파절 가능성을 비교한 바, 가능한 한 isthmus의 협설폭경은 작을수록 파절 가능성이 적다고 보고하였다.

구치부 수복재로는 아말감 이외에도 금인레이가 흔히 사용되는데 이는 치질의 손실이 많은 경우 적절한 교합기능을 회복해줄 수 있고, 결손된 치아의 회복이 가능하며 국소의치의 지대치로 사용이 가능하다는 장점을 가지고 있다.

와동을 금인레이로 수복할 경우 교합면 isthmus의 협설폭경에 관해 Christensen⁸⁾은 isthmus의 협설폭경이 양측 교두정간 거리의 1/3 이상이면 교두파절을 방지하기 위해 onlay가 고려된다고 하였고, Sturdevant 등³⁶⁾도 와동의 협설폭이 교합면 열구에서 교두정까지 거리의 1/2 이상이면 교두부위 피개를 고려하고 만약 2/3를 초과시는 반드시 이를 피개해야 한다고 보고하였다.

또한 와동의 깊이는 수복재의 종류에 따라서 다르나 유지형태 및 저항형태를 고려할때 1.5mm에서 2mm정도인데, Goal²⁰⁾, Blaser⁵⁾ 그리고 Khera 등²⁵⁾은 교합면 isthmus의 협설폭경이 넓고 와동의 깊이가 깊을수록 잔존치질의 파절 가능성을 높이고, 이 중 와동의 깊이가 더 중요한 요인으로 작용한다고 하였다.

잔존 치질을 보존적인 측면에서 고려할 경우, 여러형태의 와동에 수복물을 대입한 형태를 동일한 조건으로 컴퓨터에 입력하여 교합압 작용시 치아와 지지조직에 대한 응력분포와 변위정도를 조사하므로써 잔존치질의 파절가능성을 예상할 수 있는데, 이러한 역학적 문제해결을 위해 사용된 실험적 응력분석법은 Strain gauge법, Holography법, 광탄성 분석법 등이 있으나, 이러한 방법들은 실험과 동일조건으로 모형을 설정하기가 어

려우며 내부응력의 측정이 불가능하고 실험조작이 복잡할 뿐만 아니라 치아 및 치주조직의 내부 및 전체 변위상태를 연구할 때는 부적절하다는 등의 어려움이 지적되고 있다.

반면, 유한요소법은 컴퓨터를 이용한 공학적 수치해석법³⁾이지만 생체와 가장 유사한 조건의 모형을 제작할 수 있고, 변수나 하중의 조건을 자유로이 변경할 수 있으며 이들의 분석과 결과를 빨리 산출할 수 있기 때문에 생체역학 뿐만 아니라 치과영역에서도 치아 또는 충전물의 응력과 변위 등에 관한 연구에 응용되고 있다¹²⁾.

와동수복재로 아말감을 사용한 경우의 응력과 변위에 관한 연구로는 나²⁾, El-Sherif 등¹⁵⁾, Goel 등^{20,21)}, Morin 등²⁰⁾ 그리고 William 등⁴⁰⁾에 의해 다수가 보고된 반면, 인레이와동에 대한 응력과 변위에 관한 연구로는 나²⁾, Khera 등²⁰⁾이 이를 유한요소법적으로 분석하여 보고하였다.

위와같이 와동형성시 교합면 isthmus의 협설폭경에 따라 잔존 치질에 미치는 영향이 서로 다르기 때문에 치질의 보존을 위한 다양한 연구가 아말감의 와동에서는 활발한 반면, 여러가지 장점을 가진 금인레이 수복물에서는 미비한 바, 저자는 치관내 수복물로 금인레이를 사용한 경우 변수를 교합면 isthmus의 협설폭경으로 정하고 이에 따른 응력과 변위분포를 2차원 유한요소법을 이용하여 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

본 실험에서는 Wheeler³⁰⁾의 치아형태 모형과 제측치를 참고로 하여 비교적 해부학적 형태가 단순한 상악 제1소구치를 컴퓨터에 입력하여 건전한 자연치를 대조모형(모형 0)으로 정한 다음 금인레이 와동을 형성한 실험모형은 Sturdevant³⁶⁾가 주창한 유지형태에 근거하여 와동의 깊이를 2mm로 설정하고 변수를 isthmus의 폭으로 정하여 각각 협설교두정간 거리의 1/4인 와동을 모형 I, 1/3인 와동을 모형 II, 그리고 1/2인 와동을 모형 III으로 분류하였다(표 1 참조).

본 실험에 이용된 모형은 상악 제1소구치의 협설축 제측치와 유사한 10mm의 두께를 가진 2차

원 유한요소모델로 490개의 삼각요소와 1037개의 절점으로 구성하였으며 하중의 적용시 현저한 응력이 예상되는 부위는 상세하게 분할하였다.

표 1. 교합면 isthmus의 협설폭경에 따른 모형의 분류

모형	와동의 깊이(mm)	isthmus의 폭경
0	0	0
I	2	1/4
II	2	1/3
III	2	1/2

교합면 isthmus의 협설폭경에 따른 위의 모형에 Craig¹⁰⁾의 보고를 참고하여 표 2와 같이 물성치를 부여하였다(표 2 참조)

표 2. 본 연구에 사용된 재료정수

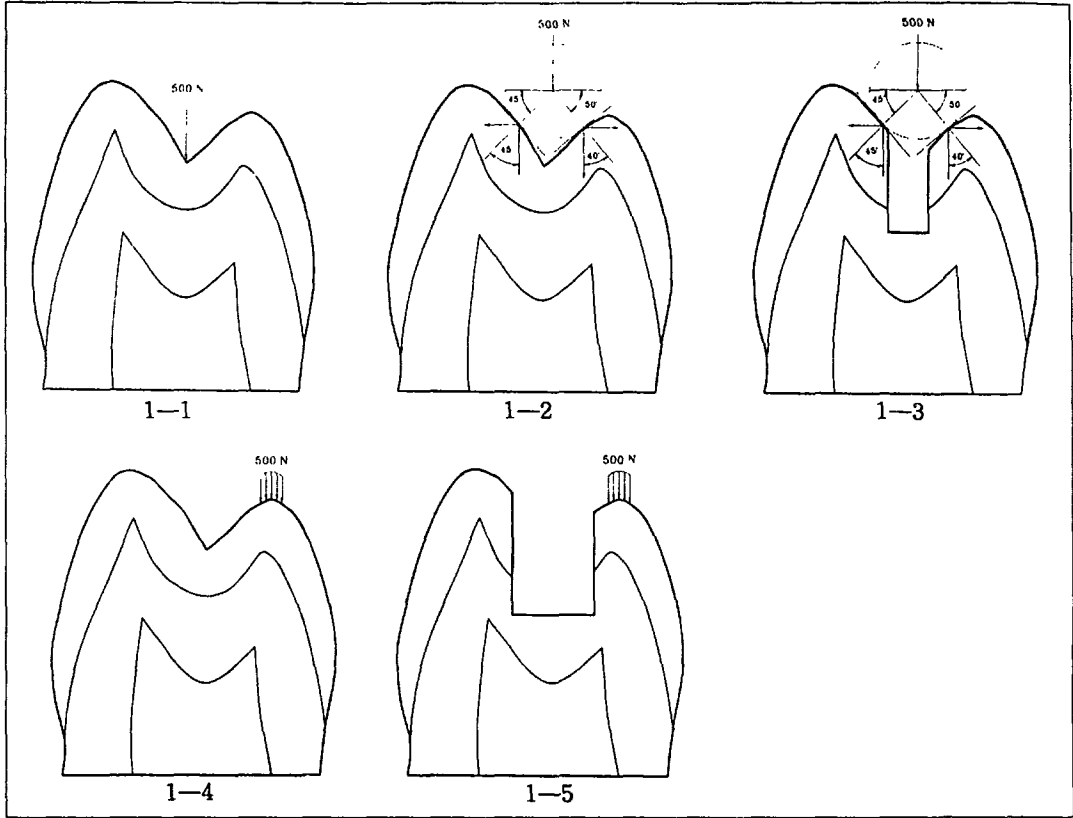
재료	Young's Modulus (GN/m ²)	Poisson's Ratio
법랑질	84.1	0.30
상아질	18.3	0.31
치수	0.1	0.49
Gold-1	99.3	0.33

* 1 GN/m² = 10³ MN/m²

Widmalm 등³⁹⁾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(그림 1-1), 축방으로의 압력을 가정하여 대합치의 교두와 접촉되는 협설사면에 직각으로 500N의 하중을 동일하게 분배하여 가하고 이를 분배하중이라 정하였으며(그림 1-2), 저작시 교두의 이동을 가정하여 기능교두의 교두정을 중심으로 500N의 하중을 분포시킨 경우 이를 분포하중이라 정하였다(그림 1-4).

위와 똑같은 방법으로 금인레이로 수복한 치아

그림 1. 하중의 조건에 따른 분류



1-1. 집중하중 1-2. 분배하중 1-3. 빈 와동시 분배하중
1-4. 분포하중 1-5. 빈와동시 분포하중

에서도 수복물 중심에 집중하중, 대합치의 교두와 접촉되는 협설사면에 분배하중, 기능교두에 분포하중을 부여하였다.

반면, 치아에 우식증이 있을 때 이를 수복하지 않은 경우를 가정하여 빈 와동의 상태에서 이상의 하중조건중 분배하중과 분포하중을 동일하게 가하였다(그림 1-3, 1-5).

이러한 조건들을 부여한 다음 이들 모형의 유한요소해석을 위해 Swanson Analysis System사의 ANSYS 4.4A라는 프로그램을 사용하여 응력분포와 변위정도를 분석하였다.

III. 실험성적

상기 실험방법에 의해 상악 제1소구치에서의 변위 및 응력분포를 분석하여 다음과 같은 성적

을 얻었다.

1. 변위 (Displacement)

A. 대조모형 - 자연치아 (모형 0)

교합면 중심위에 500N의 집중하중을 가한 경우 중심부가 직하방으로 0.012mm 변위되면서 협설측 교두가 하중이 가해진 중심부로 오므라드는 형상으로 변형되었다(사진 1).

양측 교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 협설교두가 양측으로 벌어지는 경향을 보이며 설측교두의 협측사면이 0.009mm 설측으로 변위되었다(사진 5).

기능 교두정에 분포하중을 가한 경우에는 설측 방향으로 0.013mm의 전체적인 변위가 일어났다(사진 12).

B. 실험모형 - (모형 I, II, III)

와동형성후 금인레이로 수복한 경우

(모형 I)

수복물의 중심에 500N의 집중하중을 가한 경우 수복물의 직하방으로 변위가 일어나고, 이 때 중심부의 최대 변위량은 0.011mm로 대조모형(모형 0)보다는 약간 적게 발생하였다(사진 2).

양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에도 거의 대조모형(모형 0)과 유사한 양상을 보이며, 이 때 최대 변위량은 0.009mm를 나타냈다(사진 6).

그리고 기능 교두정에 분포하중을 가한 경우에도 대조모형(모형 0)과 거의 유사한 변위형태를 보였으며, 이 때의 최대변위량도 동일하게 0.013mm를 나타내었다(사진 13).

그러나 모형 I에서 금인레이 수복물을 제거한 빈 와동을 형성하고 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 설측교두가 설측으로 변형되며, 이 때 최대변위량은 0.043mm를 나타내었다(사진 9 참조).

반면에 빈와동에서 기능교두에 분포하중을 가한 경우에는 오히려 설측교두가 협측으로 변형되며, 이 때 최대변위량은 0.020mm를 나타냈다(사진 16).

(모형 II)

금인레이 수복물이 수복된 형태에서는 각각의 하중에 따른 변위형태가 모형 I과 유사하게 나타났고 각각의 최대 변위량은 수복물의 중심에 집중하중을 가한 경우에 0.010mm, 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에 0.009mm 그리고 기능교두의 교두정에 분포하중을 가한 경우에 0.013mm를 나타내었다(사진 3, 7, 14).

그러나 모형 II에서 금인레이 수복물을 제거한 빈 와동을 형성하고 이의 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 모형 I보다는 설측교두가 설측으로 크게 변형되어 벌어지는 형태를 보이고, 이 때 최대 변위량은 0.047mm를 나타내었다(사진 10).

또한 빈 와동에서 기능교두에 분포하중을 가한 경우에는 오히려 설측교두가 협측으로 더 크게 변형되었고, 이 때 최대변위량은 0.024mm를 나타냈다(사진 17).

(모형 III)

수복물이 와동내에 채워져있는 경우에는 모형 I, II의 경우와 유사한 변위형태를 나타내었고 이들 각각의 최대변위량은 수복물의 중심에 집중하중을 가한 경우에 0.010mm, 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에 0.009mm 그리고 기능교두의 교두정에 분포하중을 가한 경우에는 0.013mm를 나타내었다(사진 4, 8, 15).

그러나 모형 III에서 금인레이 수복물을 제거한 빈 와동을 형성하고 이의 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 설측교두가 설측으로 위의 다른 경우보다는 훨씬 크게 벌어지는 형태를 보여 가장 큰 변형을 나타내었고, 이 때 최대 변위량은 0.055mm를 보였다(사진 11).

또한 빈 와동에서 기능교두에 분포하중을 가한 경우에는 오히려 설측교두가 협측으로 더 크게 변형되었고, 이 때 최대변위량은 0.041mm로 모형 I, II보다는 더욱 크게 나타났다(사진 18). 이상의 결과들을 종합해보면 표 3과 같다.

표 3. 하중조건에 따른 최대변위량 (단위 : mm)

하중조건 모형	1	2	3	4	5
0	0.012	0.009	—	0.013	—
I	0.011	0.009	0.043	0.013	0.020
II	0.010	0.009	0.047	0.013	0.024
III	0.010	0.009	0.055	0.013	0.041

- 1. 집중하중 2. 분배하중 3. 빈와동시 분배하중
- 4. 분포하중 5. 빈와동시 분포하중

2. 응력분포 (Stress)

범랑질이나 상아질은 압축응력에는 매우 강하나 인장응력에는 매우 취약한 물리적 성질을 가지고 있다.

따라서 본 실험에서는 파절조건 및 파절방향 등을 관찰하기 위해서 각 모형에 적용되는 하중조건에 따른 인장응력을 관찰하여 다음과 같은 성적을 얻었다.

A. 대조모형 - 자연치아 (모형 0)

교합면 중심외에 500N의 집중하중을 가한 경

우 이 하중이 가해지는 중심부위 직하부에서 압축응력이 발생되나 상아질층으로 내려가면서 상아법랑질 경계부위에 인장응력의 띠가 형성되어 최대 1.96kg/mm²의 응력이 발생되고, 상아질 부위에서는 협축 치수각 부위에 약 2.0kg/mm²의 인장응력이 발생되었다(사진 19).

또한 양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 협설사면이 맞닿는 중심과 부위에 3.42kg/mm²의 인장응력이 발생되었다(사진 23).

기능교두정에 분포하중을 가한 경우에는 상아질과 치수의 경계부위와 양측 치수각 부위에 0.81kg/mm²의 인장응력을 나타냈다(사진 30).

B. 실험모형 - (모형 I, II, III) 와동형성 후 금인레이로 수복한 경우

(모형 I)

수복물의 중심에 500N의 집중하중을 가한 경우에 상아법랑질 경계부위에 발생하는 인장응력은 모델 0의 경우와 유사한 양상을 보이나 이 경계를 따라 약간 길게 나타났다(사진 20).

양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우, 응력의 분포양상은 대조모형(모형0)과 유사하나 최대응력의 크기가 5.23kg/mm²으로 조금 증가하였다(사진 24).

기능교두정에 분포하중이 가해진 경우에도 대조모형(모델 0)와 유사한 양상으로 수복물과 치아와의 경계면을 따라 인장응력이 분포되고, 이때 최대 인장응력은 0.86 kg/mm²을 나타냈다(사진 31).

그러나 모형 I에서 금인레이 수복물을 제거한 빈 와동을 형성하고 여기에 분배하중을 가한 경우에는 와동기저부의 협설측 모서리 부위에 8.98kg/mm²의 인장응력이 집중되어 파절의 위험성이 크며 와동의 하부 및 협축 치수각 부위에도 5kg/mm² 이상의 인장응력이 분포되어 전반적으로 치아 파절 가능성이 높게 나타났다(사진 27).

반면에 빈 와동에서 기능 교두정에 분포하중을 가한 경우에는 설측 치수각 부위에 응력 집중을 보였고 이 때 최대응력의 크기는 1.96kg/mm²으로 나타났다(사진 34).

(모형 II)

금인레이 수복물이 수복된 상태에서 각각의 하중조건에 따른 인장응력의 분포양상은 집중하중시 인장응력이 수복물의 하단부위까지 연속적으로 분포하는 특이한 Y자 형태를 보였고 최대응력의 크기는 3.06kg/mm²으로 오히려 모형 I보다 감소하였으며, 분배하중시 최대응력의 크기는 4.57kg/mm², 분포하중시 0.94kg/mm², 빈 와동에서 분배하중시 8.65kg/mm²으로 모형 I과 거의 유사하였다(사진 21, 25, 32, 28).

또한 빈 와동에서 기능교두정에 분포하중을 가한 경우에는 모형 I과 같은 부위인 설측 치수각에 응력집중을 보이고, 이때 최대응력의 크기는 2.70kg/mm²으로 모형 I보다 증가하였다(사진 35).

(모형 III)

수복물에 집중하중이 가해진 경우 상아법랑 경계부 및 수복물과 치아와의 경계부위에 인장응력이 분포됨을 볼 수 있다(사진 22).

양측교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우도 응력분포가 모형 I, II와 거의 유사하나 최대 인장응력이 5.68kg/mm²으로 위의 경우보다 더 증가하고 있음을 보여주고 있고, 기능교두정에 분포하중을 가한 경우도 응력분포 양상이나 최대응력값이 모형 I, II와 거의 유사하였으며 협설측 치수각부위에서 0.92kg/mm²를 나타냈다(사진 26, 33).

또한 모형 III에서 금인레이 수복물을 제거한 빈 와동에 분배하중을 가한 경우 위의 경우와는 달리 와동기저부에서 협설측 모서리 부위에 최대 인장응력이 10.91kg/mm²을 나타냈고 와동의 하부 및 협축 치수각 부위에도 5kg/mm²보다 더 큰 인장응력이 분포되어 가장 큰 치아파절 가능성을 보였다(사진 29).

그리고 빈 와동에서 기능교두정에 분포하중을 가한 경우 모형 I, II와 동일한 부위인 설측 치수각 부위에 응력집중을 보이고 최대응력의 크기는 3.94kg/mm²으로 같은 조건에서 모형 I, II보다 더 크게 나타났다(사진 36). 이상의 결과들을 종합해보면 표 4와 같다.

표 4. 하중조건에 따른 최대응력 (단위:kg/mm²)

하중조건 모형	1	2	3	4	5
0	1.96	3.42	—	0.81	—
I	4.38	5.23	8.98	0.86	1.96
II	3.06	4.57	8.65	0.94	2.70
III	3.19	5.68	10.91	0.92	3.94

1. 집중하중 2. 분배하중 3. 빈와동시 분배하중
4. 분포하중 5. 빈와동시 분포하중

IV. 총괄 및 고찰

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

그러나 아직도 치아우식의 범위가 넓어서 정상적인 보존적 와동형성이 어렵고 교두부위의 강도 저하가 우려되면 교두부위를 피복해야하는 경우가 종종 발생된다^{6,23)}.

교두부분을 피복하는 경우는 아말감 합금보다는 재료학적으로 장점이 많은 금인레이 수복물을 사용⁸⁾하는데 이러한 치과관 수복물에서 교두부분을 피복해야할 것인지에 대해 결정을 내리는데 있어서 여러가지 기준이 요구되고 이러한 기준 중에서도 치아에 와동형성시 교합면 isthmus의 협설폭경은 교두강도에 큰 영향을 미친다고 많은 연구에서 보고되고 있다^{15,20,22,25,37)}

교두보강의 여부에 대한 기준도 학자에 따라 다양한데, Vale³⁷⁾은 양측 교두정간 거리의 1/3 이상이면 교두피복이 요구된다고 하였고 Sturdevant³⁶⁾는 양측 교두정간 거리의 1/2 이상이면 교두피개를 고려하고 2/3 이상이면 반드시 교두를 피개해야한다고 보고하였다.

그러나, 위의 모든 연구가 아말감 와동에서 이루어진 바, 본 연구에서는 치질의 손실이 많은 경우 적절한 교합기능을 회복해줄 수 있고 결손된 치아의 회복 및 국소치의 지대치로 사용이 가능하다는 장점을 지닌 금인레이 와동으로 변형

시켜 소구치 근원심교합면 와동을 설정한 다음 교합면 isthmus의 협설폭경을 다르게하여 여러조건 하중부여시의 치질 및 수복물 내에서 변위 및 응력분포를 이해하고, 이를 통해 파절 가능성 및 교두보강 기준을 알아보고자 본 실험을 고안하였다.

본 연구결과, 치아내 수복물을 위치한 경우에는 하중의 조건에 따라 집중하중이나 분배하중 그리고 분포하중시 변위의 크기 및 방향이 대조모형인 자연치와 유사하게 나타나 협설축 변위가 적은 반면, 치아내 수복물을 제거한 후 양측 교두의 협설사면에 분배하중을 가한 경우에는 교합면 isthmus의 협설폭경이 작을수록 변위가 적게 나타나 와동형성을 하지않은 자연치와 유사한 형태를 보이고 이들의 협설폭경이 증가할수록 변위는 협설축으로 증가되고 특히 설축변위가 심하게 나타났다(표 3).

또한 응력의 분포도 치아내 수복물을 위치한 경우 교합면 isthmus의 협설폭경에 상관없이 하중을 가한 치질 및 수복재와 치질과의 경계부위에만 인장응력이 분포된 반면, 치아내 수복물을 제거하고 분배하중을 가한 경우에는 교합면 isthmus의 협설폭경이 커질수록 와동기저부의 협설축 모서리부위에 응력이 집중되어 나타났다(표 4).

이상과 같이 치아내 수복물로 금인레이를 사용시 와동의 형태도 아말감과 마찬가지로 교합면 isthmus의 협설폭경의 넓이가 좁을수록 건전한 치질을 보존하는 측면에서 변위 및 응력분포가 다른 경우보다 우수하게 나타났으며 이는 El-Sherif 등¹⁵⁾, Goel 등²⁰⁾, Khera 등²⁵⁾의 결과와 일치했다.

여기에 사용된 재료의 탄성계수 및 포아송비는 Craig¹⁰⁾와 Morin 등²⁹⁾에 의해 정리된 값을 사용하였고 파절에 관여하는 응력의 방향이 xy평면에 나타나도록 협설면축으로의 단면인 모형을 이용하였으며, 이는 Khera 등²⁵⁾이 제시한 바와 같이 MOD 수복물에서의 균열은 파괴를 일으키게되고 그 전형적인 파절방향은 협설면의 치은변연을 향해 40-50도의 각을 가지고 외하방으로 파절된

다는 파절기전에 근거하였다.

모형의 교합면에 가해주는 하중은 학자에 따라 100N에서 1300N까지 다양한데 Widmalm등²⁰⁾은 소구치 부위에서 평균 최대 교합력은 47.5kg을 나타낸다고 보고하였고, Gibbs 등¹⁷⁾은 저작이나 연하시 최대교합력의 40%를 나타낸다고 하였으며 Goel 등²¹⁾과 Khera 등²⁵⁾은 저작력은 최대교합력의 1/3이라고 하여 17kg(170N)을 교합면 전체에 균일하게 분포되게 부과하였다.

본 실험에서는 Jose dos Santos²⁰⁾와 Yettram 등⁴¹⁾의 보고를 참고로 하여 하중의 조건을 최대교합력에 가까운 500N으로 정하고 하중의 조건은 중심교합 상태를 고려하여 건전한 자연치의 중심외에서 치아장축에 평행하게 점하중으로 가하여 이를 집중하중이라 표현하였으며(그림 1-1), 또한 중심교합시 상대측 교두와의 접촉에서 발생하는 측방압력을 가정하여 이 500N의 하중을 양측 교두의 협설사면에 분배하여 가하고 이를 분배하중이라 표현하였으며(그림 1-2), 정지상태와는 달리 저작시 기능교두의 중심주위로 대합치와의 접촉을 고려하여 기능교두의 교두정을 중심으로 500N의 하중을 가하고 이를 분포하중이라 표현하였다(그림 1-4).

또한 금인레이로 수복한 경우에도 위의 하중조건 중 집중하중과 분배하중, 그리고 분포하중을 부여하였다.

반면, 수복되지 않은 우식치아를 가정하여 빈 와동의 상태에서 이상의 하중조건 중 분배하중과 분포하중을 가하였다(그림 1-3, 1-5).

본 실험성적과 같이 와동이 수복물로 채워져있는 경우에는 모든 하중조건에 따른 변위가 빈 와동의 경우에서보다 적게 나타나는데 이는 하중부여시 와동벽과 충전물의 경계부위에서 압축방향이 서로 상쇄되어 나타난 것으로 사료된다(표 3).

한편, 응력분포는 수복된 와동에 집중하중을 가할 경우 협설폭경이 가장 좁은 모형 I이 큰 모형 II, III보다 더 큰 응력의 집중을 보였는데, 이는 나무를 쪼갤 때의 쪼개효과와 비슷한 경우로 사료된다(표 4).

탄성재료는 일정한계 이상의 응력에서 파절되

는데 어떤 물체에 힘이 작용하여 복합응력이 생길때 어느 응력성분에 의해 파절이 일어나는지 알 수 없으므로 실제로 최대 주응력을 찾아서 주응력의 크기를 파단응력과 비교하여 파절의 가능성을 예측해야 한다. 예를들어 상아질의 인장강도가 41.4 MPa이므로 최대주응력(인장응력)이 그 이상이면 파절될 가능성이 높다고 본다.

따라서 본 실험에서는 최대주응력을 관찰하여 파절의 가능성을 예측하였는데, 다음으로 파절되는 방향에 대해서는 취약한 재료에 가해지는 인장응력에 수직으로 균열이 생긴다고 하는 Griffith 이론에 근거하여 x축 및 y축 방향의 인장응력을 관찰하였다³⁾.

유효응력이 같은 두 재료 일지라도 파절의 방향은 다를 수 있고 이는 거의 수직응력에 의해 결정되므로 x축 및 y축 방향의 인장응력은 보는 것이 타당하다.

하중의 조건에 따라 자연치와 수복물이 채워진 시편들에 발생하는 변위와 응력분포들을 고찰해보면 상악 제1소구치 중심외에 500N의 집중하중이 가해진 경우에 모든 모형에서 중심와 하방 상아법랑질 경계부위에 굽힘효과에 의한 인장응력이 발생되었으며, 수복물이 채워진 경우에는 수복물 하방부위까지 인장응력이 분포되었다. 이러한 경향은 법랑질이나 수복물의 강도가 상아질의 강도보다 크기 때문에 양쪽 교두정을 지지점으로 법랑질에 굽힘 모멘트가 발생되어 중심와 하방의 상아법랑질 경계부위에 인장응력이 발생되기 때문인 것으로 사료된다. 대조모형과 비교시 이러한 굽힘현상에 의한 인장응력은 수복물의 폭경이 작은 모형 I의 경우에는 자연치와 유사한 응력분포를 보였으나 수복물의 폭경이 커진 모형 II, III의 경우에는 수복물 하방부위까지 인장응력이 분포되는 것을 볼 수 있는데 이는 수복물의 폭경이 클수록 법랑질의 두께가 수복물에 의해서 증대된 효과가 발생되기 때문인 것으로 사료되며 이는 김¹⁾, Craig 등⁹⁾, Goel 등²⁰⁾, Khera 등²⁵⁾이 보고했던 결과와 유사하게 나타났다.

수복물로 채워진 모든 모형에서 양측교두의 협설사면에 법선되는 방향으로 분배하중이 가해진 경우 중심외에 인장응력이 집중되어 나타나는데

대조모형의 경우 최대 인장응력이 3.42kg/mm²로 인장강도가 4.0kg/mm²인 자연치와 비교시 중심와를 중심으로 파절 가능성이 없는 것으로 판단되나, 실험모형 I, II, III에서 우식부위를 수복하지 않은 경우로 생각할 수 있는 빈 와동의 경우에는 와동기저부의 협설측 모서리부위에서 각각 최대인장응력이 이 보다 훨씬 큰 8.98kg/mm², 8.65kg/mm², 10.91kg/mm²을 나타내어 이 부위에서 파절이 일어날 것으로 판단된다.

반면에 우식부위를 제거하고 금인레이 수복물로 수복한 실험모형의 경우에는 금의 인장강도가 10kg/mm²이상으로 크고 인성과 강도가 우수하기 때문에 파절에 대해 더욱 안전할 것으로 판단된다. 결과에 의하면 금인레이로 수복된 모든 모형에서 분배하중을 가했을 때 최대 인장응력의 크기가 실험모형 II의 경우 5.23kg/mm², 실험모형 II의 경우 4.57kg/mm² 그리고 실험모형 III의 경우 5.68kg/mm²으로 수복물의 폭이 1/3일 때가 가장 낮은 인장응력을 보였고, 1/2일 때가 가장 큰 인장응력이 발생되었으나 이는 최대 인장응력이 금의 인장강도의 1/2정도이므로 파절의 위험성은 없을 것으로 판단되고 금으로 피복되지 않은 교합면의 치질부위는 파절이 예상되므로 와동의 폭이 넓어질수록 교두부위의 피복이 요구되어야 할 것으로 사료된다.

위의 결과에서 1/4의 와동보다 오히려 1/3와동이 가장 낮은 인장응력을 보였고 본 실험에서 치아장축 방향으로 중심와에 집중하중을 부여할 때도 1/4와동이 1/3와동보다 응력집중이 크게 나타나 집중하중시 수복물이 클수록 치아를 장축 방향으로 파절시키는데 더 큰 힘이 요구된다는 Re 등³³⁾, Zhou 등⁴³⁾의 결과와 일치하였다.

한편, Derand 등¹¹⁾은 교두에 하중을 가할 때 교합면측 수복물과 법랑질의 경계면에서 시멘트의 접착강도보다 더 큰 인장응력이 작용하는 경우에 교합면 접착부위에 간극을 형성할수 있다고 하였으나 본 실험에 사용된 polycarboxylate 접착제의 접착강도가 0.65kg/mm²인 반면, 교합면측 접착 경계부위의 인장응력이 대부분 0.5kg/mm²이하로 발생되기 때문에 간극형성은 없을것으로 사료되며 Chikaaki Saito 등⁷⁾도 Polycarboxylate 시멘

트가 인산아연 시멘트보다 4배에서 12배의 접착강도를 갖는다고 보고하였다.

한편, 기능교두인 설측 교두정에 분포하중이 가해진 경우에는 대조모형에서 협설측 치수각 부위에 인장응력이 발생되는데 수복물로 채워진 실험모형에서는 수복물의 하방으로 인장응력이 집중되는 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 앞서 언급한 바와 같이 수복물의 폭경이 클수록 법랑질의 두께가 두꺼워진 효과로 인해 더 강한 법랑질에서 편축하중에 의한 굽힘 모멘트를 지지하게 되기 때문으로 판단된다. 이는 김¹⁾, Craig 등⁹⁾의 보고와 일치하였다.

따라서 수복물을 와동내에 수복한 경우가 비어 있는 와동보다 굽힘 모멘트를 지지하는데 더 유리하다고 생각되며 파절에 대한 안전도도 높다고 판단된다.

반면, 위에서 언급된 바와 같이 수복물이 수복되지 않은 빈 와동의 경우에는 모든 실험모형에서 와동 기저부의 협설측 모서리에 인장응력이 집중되어 파절이 일어날 것으로 판단되며, 이들의 최대응력의 크기는 교합면 isthmus 협설폭경이 양측 교두정의 1/2, 1/4, 1/3인 순으로 나타났고, 이들 각각의 값은 10.9kg/mm², 8.98kg/mm², 8.65kg/mm²으로 1/3와동일 때 응력의 크기가 1/4와동의 경우보다 더 낮게 나타남을 볼 수 있었고, 심지어 1/2와동인 경우에는 최대 인장응력의 분포가 와동 기저부의 협측 모서리에서 협측 치수각과 연결되어 협측 치관부 파절도 예상되었다(사진 27, 28, 29).

그리고 사진 27, 28, 29에서와 같이 빈 와동에서 양측 교두의 협설사면에 분배하중이 가해진 경우 와동의 넓이가 커질수록 양측으로 치아가 변위와 더불어 더욱 벌어짐을 볼 수 있는데 이는 실제로는 파절이 일어날 수 있으나 치아를 탄성체로 생각하여 탄성한계치를 대입시켰기 때문에 기인한 것으로 사료된다.

또한, 빈 와동에서 기능교두에 분포하중을 가한 경우에는 사진 16, 17, 18에서 볼 수 있는 바와 같이 와동의 폭이 커질수록 오히려 기능교두의 협측변위가 크게 나타났는데, 이는 협측교두정은 대합치와 접촉되지 않고 기능교두정인 설측

교두정만이 대합치의 와내에서 접촉되는 경우로 생각되어진다. 이 때 응력의 집중도 와동의 폭이 넓어질 수록 증가되었다(표 4).

이상의 결과를 종합해 보면, 모든 시편에서 수복물로 와동을 채운 경우에는 굽힘 모멘트나 집중 인장응력에 매우 안전한 것으로 나타났으며 반면에, 빈와동의 경우에는 와동의 폭과 거의 무관하게 치아파절이 예상되었다.

한편, 수복물로 수복된 와동에서 집중하중과 분배하중시 교합면 isthmus의 협설폭경에 따른 응력 분산 효과를 고찰해보면 양측 교두정간 거리의 1/3인 실험모형 II에서 가장 응력집중의 크기가 적었으며 다른 실험모형보다 치질의 안정성 면에서도 우수하게 나타났다.

따라서 치아에 우식증이 있을 때 반드시 이를 제거하고 수복물로 수복하는 것이 응력집중 및 변위를 줄여서 치아파절을 방지할 수 있고, 이 중에서도 수복물의 응력 집중에 따른 치질의 안정성 면에서는 1/3 와동이 가장 안전한 것으로 보이며, 교합면측 수복물과 법랑질의 접착 경계면에서 간극형성 가능성도 1/3 와동이 가장 적은 것으로 판단된다.

이상의 연구가 RE 등³⁰⁾, De Vree 등¹³⁾이 언급한 것 처럼 와동형성방법, 수복물의 크기, 하중의 방향 및 조건에 따라 제약이 많은 바, 앞으로 이에 대한 종합적인 연구가 계속 되어져야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

최근 수복재의 개선 및 장비의 발달로 인하여 치아의 강도를 보존할 수 있는 와동형성방법에 대해 논란이 많은 바, 저자는 교합면 isthmus의 협설폭경이 치아파절에 미치는 영향을 비교하기 위하여 상악 제1소구치의 교합면 isthmus폭경을 변수로 정해 3가지 교합면근원심인레이 와동의 2차원적 유한요소 모델을 만들고 여기에 하중의 조건을 달리한 다음 응력 및 변위등의 역학적 특성을 2차원유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 와동을 형성한 후 금인레이로 수복한 모든 실험모형의 경우 하중의 조건에 관계없이 자연치와 유사한 변위를 나타냈다. 반면에, 수복하지 않은 빈 와동의 경우 교합면 isthmus의 협설폭경이 커질수록 동일한 하중조건에서 변위는 증가되었다.

2. 와동을 형성한 후 금인레이 수복물로 수복한 실험모형 중 1/3의 협설폭경이 집중하중과 분배하중시 가장 응력집중이 적었다. 반면에, 수복하지 않은 빈 와동의 경우 1/2의 협설폭경이 가장 큰 응력집중을 보였으며 와동의 폭에 관계없이 치아파절이 예상되었다.
3. 변위의 형태는 하중의 조건에 따라 집중하중시 모든 실험모형에서 수복물의 직하방으로 유사하게 나타나고, 빈 와동에서 분배하중시는 양측 협설방향으로 특히 설측교두의 설측변위가 크게 나타난 반면, 빈 와동에서 기능교두에 분포하중시 오히려 설측교두의 협측변위가 더 크게 나타났다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 모든 실험모형에서 와동을 수복한 경우가 굽힘 모멘트나 집중 인장응력에 매우 안전한 것으로 나타난 반면, 빈 와동의 경우에는 와동의 폭과 거의 무관하게 치아파절이 예상되었다.

와동의 협설폭경에 따른 응력분산 효과를 보면 집중하중과 분배하중시 양측 교두정간 거리의 1/3일 때가 가장 응력집중의 크기가 적었으며 응력 집중에 따른 치질의 안정성 면에서도 가장 유리하게 나타났다.

REFERENCES

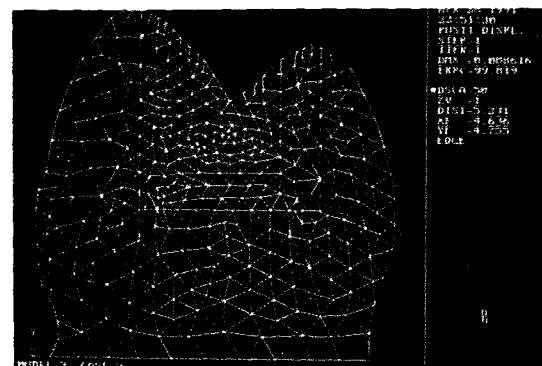
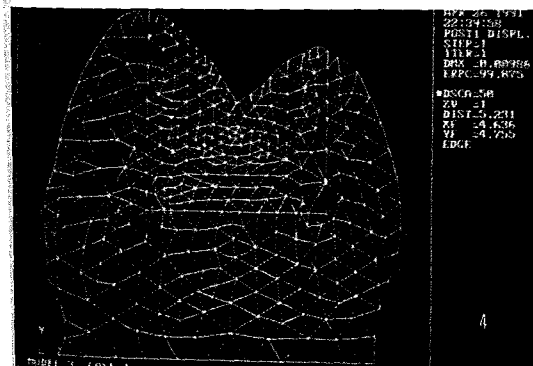
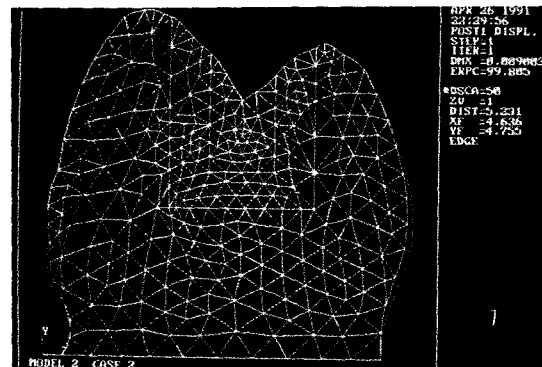
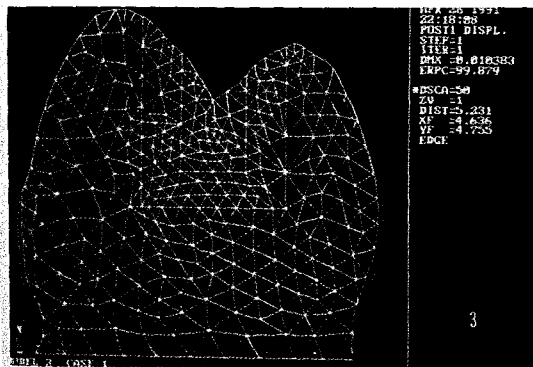
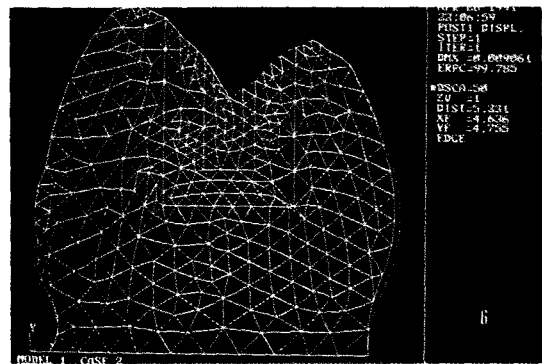
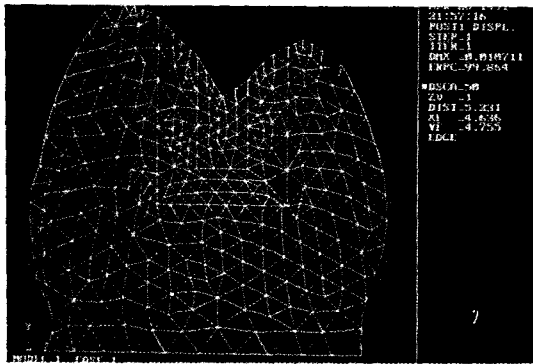
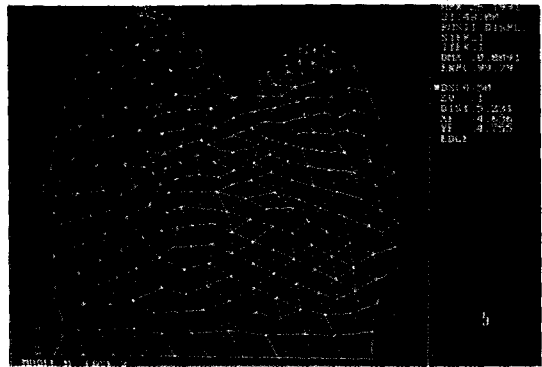
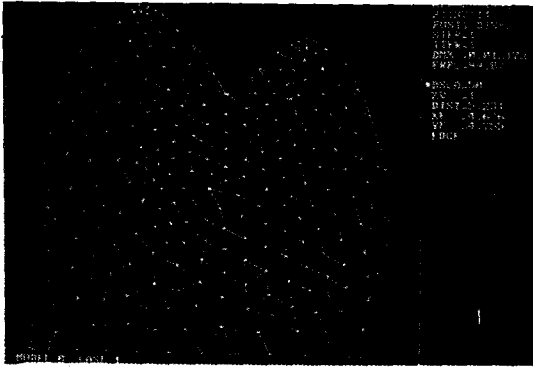
1. 김준연 : "구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성 분석", 「대한치과의사 협회지」, 제19권, 593-608, 1981.
2. 나성식 : "하악 제1대구치 수복시 치아 및 충전재의 응력과 변위에 관한 유한요소 법적 연구", 「대한소아치과학회지」, 제16권, 제2호, 26-40, 1989.
3. 임상전, 광병만, 이주성 : 「유한요소법입문」, 서울: 동명사, 1987, pp.1-21

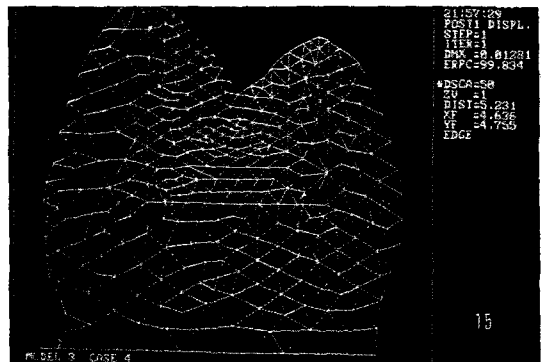
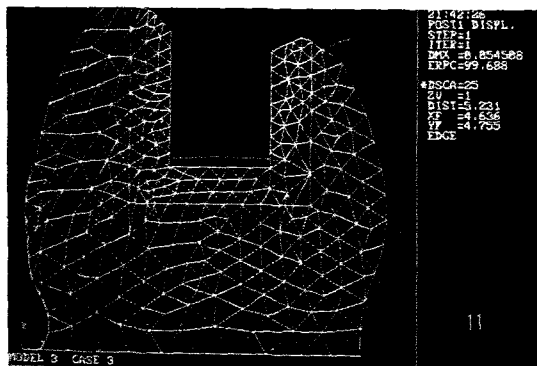
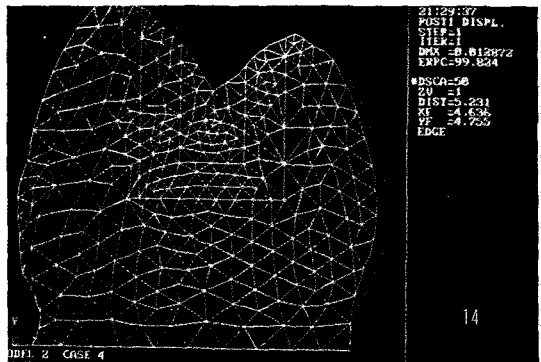
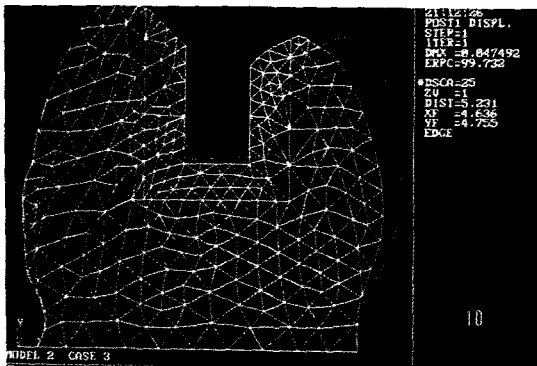
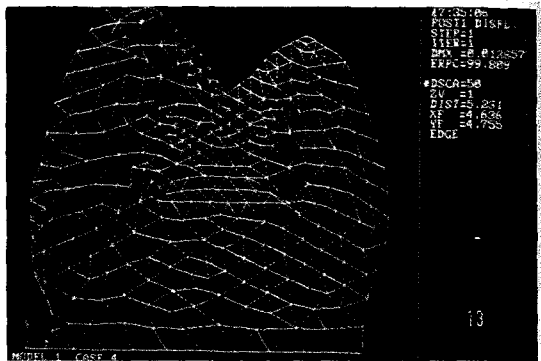
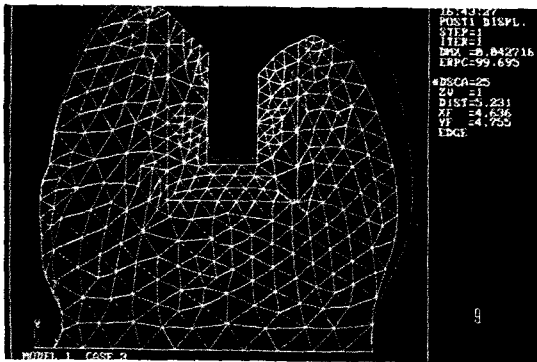
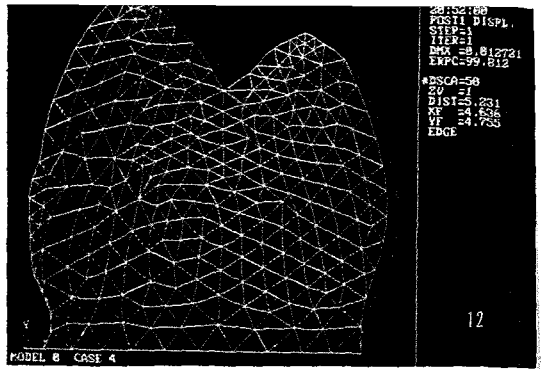
4. Almquist, T.C., Cowan, R.D. and Lambert, R. L.: "Conservative amalgam restorations", J. P.D., 29(5): 524-528, 1973.
5. Blasler, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A. and Potter, R.H.: "Effects of Designs of Class II Preparation on Resistance of Teeth to Fracture", Operative Dentistry., 8:6, 1983.
6. Cavel, W.T., Kelsey, W.P. and Blankenau, R. J.: "An in vivo study of cuspal fracture", J. P.D., 53:38-42, 1985.
7. Chikaaki Saito, Yoshihiro Sakai, Hisafumi Node and Takao Fusayama.: "Adhesion of polycarboxylate cements to dental casting alloys", J.P.D., 35:543-548, 1976.
8. Christensen, G.J.: "Clinical and Research Advancements in Cast- Gold Restorations", J.P.D., 25:62-68, 1971.
9. Craig, R.G., El-Ebrashi, M.K., LePeak, P.J. and Peyton, F.A.: "Experimental stress analysis of dental restorations - Part I. Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays", J.P.D., 17:277-291, 1967.
10. Craig, R.G.: Restorative Dental Materials, 8th ed., St. Louis, Missouri, C.V. Mosby Co. 1989, pp.76-80
11. Derand, T. : "Marginal Failure of Amalgam Class II Restoration", J.Dent. Res., 56:481-485, 1977.
12. 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: 505-517, 1983.
13. 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(6):756-759, 1983.
14. Elderton, R.J. : "New Approaches to Cavity Design", Br. Dent. J., 157:421-427, 1984.
15. 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., 13:50-53. 1988.
16. Fisher, D.W., Caputo, A.A., Shillingburg, H.T. and Duncanson, M.G. : "Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations", J.P.D., 33:47-53, 1975.
17. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Lundeen, H.C., Brehnan, K.B., Wash, E.K. and Holbrook, W. B. : "Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission", J.P.D., 46:443-449, 1981.
18. 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
19. Gilmore, H.W. : "Restorative Materials and Cavity Preparation Design ", Dental Clinics of North America., 15:99-114, 1971.
20. Goel, V.K., Khera, S.C., Gurusami, S. and Chen, R.C.S.: "Effect of Cavity Depth on Stresses in a Restored Tooth", J.P.D., 67:174-183, 1992.
21. Goel, V. K., Khera, S. C., Ralston, J. L. and Chang, K.H. : "Stresses at the Dentino-Enamel Junction of Human Teeth-A Finite Element Investigation", J.P.D., 66:451-459, 1991.
22. Hartsook, J.T. and Ann Arbor, Mich.: "Principles involved in preparing proximoocclusal cavities in deciduous teeth", J.A.D.A., 51(6): 649-654, 1955
23. Holland, C.S. : "Cast Gold Restoration for Teeth with Large Carious Lesions", Brit. Dent. J., 131:16-21, 1971.
24. Jose dos Santos, Jr.: Occlusion (Principles and Concepts), Ishiyak Euro- America, Inc. Publishers., pp. 145-147,
25. Khera, S.C., Goel, V.K. and Chen, R.C.S. and Gurusami, S.A. : "A Three-dimensional Finite Element Model", Operative Dentistry., 13:128-137, 1988.

26. 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, 16:42-54, 1991.
27. Kishimoto, M., Shillingburg, H.T. and Duncanson, M.G. : "Influence of preparation features on retention and resistance. Part I. : MOD onlays", J.P.D., 49:35-39, 1983.
28. Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriyama, A., Navarri, M.F. and Soares, F.B. : "Fracture Strength of Human Teeth with Cavity Preparations", J.P.D., 43:419-421, 1980.
29. Morin, D.L., Cross, M.R., Douglas, W.H. and DeLong, R. : "Biophysical stress Analysis of Restored teeth: Modeling and Analysis", Dent. Mater., 4:77-84, 1988.
30. Mount, G.J. : "The Three Stages of the Amalgam Cavity", Aust. Dent. J., 23:75, 1978.
31. RE, G. J and Norling, B. K. : "Forces required to crack unfilled and filled molar teeth", J. of Dental Research, 59 program and abstracts of papers pp. 351 Abstract 334, 1980.
32. RE, G.J., Noring, B.K. and Draheim, R.N. : "Fracture strength of molars containing three surface amalgam restorations", J.P.D., 47: 185-187, 1982.
33. RE, G.J. and Norling, B.K. : "Fracturing Molars with Axial Forces", J. Dent. Res., 60:805-808, 1981.
34. Rodda, J.C. : "Modern Class II Amalgam Cavity Preparations", N. Z. Dent. J., 68:312, 1972.
35. 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., 62:82-86, 1983.
36. Sturdevant, C.M.: The Art and Science of Operative Dentistry, 2nd ed. St. Louis, Missouri.: C.V. Mosby Co., 1985, pp.431-446.
37. Vale, W.A. : "Cavity preparation and further thoughts on high speed", Br. Dent. J., 107: 333, 1959.
38. Wheeler, R.C.: Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, Philadelphia, PA. : W.B. Saunders Co., 1974, pp. 196-208.
39. Widmalm, S. E. and Ericsson, S. G. : "Maximal Bite Force with Centric and Eccentric Load", J. Oral Rehab., 9:445-450, 1982.
40. Williams, K.R., Edmundson, J.T. and Rees, J. S. : "Finite Element Stress Analysis of Restored teeth", Dent. Mater., 3:200-206, 1987.
41. Yettram, A.L., Wright, K.W.J. and Pickard, H.M. : "Finite Element Stress Analysis of the Crown of Normal and Restored Teeth", J. of Dent. Res., 55 :1004-1011, 1976.
42. 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., 20:205-210, 1989.

논문사진부도

(각 모델에서 하중조건에 따른 변위량:1~18)





(각 모델에서 하중조건에 따른 응력분포:19~36)

