

아말감 와동의 파절에 관한 2차원 유한요소법적 연구 I : 와동 폭의 변화

서울대학교 치과대학 치과보존학교실
김한욱 · 이정식

Abstract

A STUDY ON AMALGAM CAVITY FRACTURE WITH TWO DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD I : VARIATION OF THE WIDTH OF CAVITY

Han-Wook Kim, D. D. S., Ph. D., Chung-Sik Lee D. D. S., Ph. D.
Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Seoul National University

Restorative procedures can lead to weakening tooth due to reduction and alteration of tooth structure. It is essential to prevent fractures to conserve tooth.

Among the several parameters in cavity designs, cavity isthmus is very important.

In this study, amalgam O cavity was prepared on maxillary first premolar. Two dimensional finite element models were made by serial photographic method and isthmus(1/4, 1/3, 1/2, 2/3 of intercuspal distance) were varied.

Three or four-nodal mesh were used for the two dimensional finite element models. The periodontal ligament and alveolar bone surrounding the tooth were excluded in these models.

1S model was sound tooth with no amalgam cavity. B model was assumed perfect bonding between the restoration and cavity wall. Both compressive and tensile forces were distributed directly to the adjacent regions.

A load of 500N was applied vertically at the first node from the lingual slope of the buccal cusp tip.

This study analysed von Mises stress, 1 and 2 directional normal stress and Y and Z axis translation with FEM software Super SAPII Version 5.2 (Algor Interactive System Co.) and hardware 486 DX2 PC.

The results were as follows :

1. 1S model was slightly different with 1B model in stress distribution.
1S, 2B, 3B, 4B models showed similiar stress distribution.

* 이 연구는 1993년 서울대학교병원 지정연구비에 의하여 이루어 졌음.

2. 1S model and four B models showed similiar pattern in Y axis and Z axis translation.
3. 1S model and four B models showed the bending phenomenon in the translation.
4. As increasing of the width of the cavity, experimental group was similiar with the control group in stress distribution.
5. As increasing of the width of the cavity, experimental group was similiar with the control group in Y and Z axis tranlation.

I. 서 론

구강 건강의 중요성을 치과 환자들이 인식하게 되고 예방 술식의 발달과 보급으로 치아 우식증의 발생이 많이 감소 되었으나 치아 수복의 필요성은 아직도 많이 대두되고 있으며, 수복 후 치아의 건강과 기능에 대한 고려 뿐만 아니라 치아 파절에 대한 대안 방안도 강구되어야 한다.

특히, 치아 파절의 여러 요인으로는 치아 우식증, 마모증, 부정교합, 물리적인 충격, 저작력, 근관 치료 후의 탈수에 의한 치아의 건조, 와동이 넓은 것 등을 들 수 있으며, 이 중에 치아 파절의 가장 빈번한 원인은 넓은 와동과 광범위한 치아 우식증이다. 와동에 대한 많은 연구에 의하면 치아의 형태나 와동의 형태 그리고 와동의 크기, 깊이 등이 치아 파절과 밀접한 관계가 있다고 하였다.

와동의 폭에 관한 연구로 Vale^{5,31)}은 와동의 충전 여부에 무관하게 isthmus가 양 교두간 거리(intercuspal distance)의 1/4 폭인 소구치 MOD 와동에서는 자연치와 유사한 강도를 보이나, isthmus가 1/3로 넓어지게 되면 치아 강도가 많이 저하된다고 하였고, Christensen⁶⁾은 1/3을 초과하면 교두 파절을 막기 위해 on-lay를 해야 한다고 보고하였다.

Rodda⁷⁾, Fisher⁸⁾, Mondelli¹⁾, Larson⁹⁾, Eakle¹⁰⁾, EL-Sherif 등⁴⁾도 와동의 isthmus 폭이 넓을수록 치아 파절의 가능성이 커진다고 하였으며, Cavel 등²⁾은 구강 내에서 파절된 치아를 검사한 결과 isthmus 폭이 넓을수록 치아 파절이 많았다고 보고하였다.

반면에 Re 등¹¹⁾은 와동의 isthmus 폭이 넓은 경우를 건전한 치아나 isthmus 폭이 좁은 와동과 비교할 때 치아 강도에 있어 유의한 차이가 없고, 심지어 더 큰 치아 강도를 보이는 경우도 있다고 보고하였다.

와동의 깊이에 관한 연구에서 Blaser¹²⁾는 와동의 깊이가 깊지 않으면 isthmus 폭이 좁던 넓은 치아를 약화시키지 않지만, 와동의 깊이가 깊으면 isthmus가 좁더라도 잔존 치질에 나쁜 영향을 미친다고 하였고, Landy 등¹³⁾도 치아 파절에 대한 변수 중 와동의 깊이가 isthmus 폭 보다 더 중요하다고 하였다.

Hood¹⁴⁾, Khera^{15,18)}, Shillingburg 등¹⁶⁾은 와동의 깊이가 깊고 isthmus 폭이 넓은 경우 즉, 협측과 설측 교두 사이에 잔존하는 상아질의 양이 적을수록 치아 강도는 떨어져 치아 파절의 가능성이 커진다고 보고하였다.

와동이 형성된 치아에 생기는 응력과 치아 파절과의 상관 관계를 충분히 인지하게 되면 치아 파절을 예방할 수 있으며, 이러한 구조물의 응력과 변위를 관찰하는 분석법으로 Electrical resistance strain gauge법, Photoelastic stress analysis, Brittle lacquer coating technique, Moire fringe analysis, Holography법, 유한요소법 등이 있으며, 이 중에 유한요소법은 동일한 크기와 성분의 구조물로 실험이 가능하며, 변수와 하중의 크기나 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 구조물 전 영역에서의 응력 분포와 변형을 및 변위의 측정이 가능하며, 한 절점에서의 응력 측정도 가능하고, 변위 전과 후의 상태를 동시에 관찰할 수 있으며, 모든 응력 성분을 계산할 수 있고, 분석과 결과의

산출이 빠르다는 장점이 있다.

이러한 장점을 가진 유한요소법은 공학의 제 문제를 해석하는데 널리 이용되고 있으며 치의학 분야에서 교정학, 매식학, 보철학 및 보존학 등에서 활발히 연구되고 있다. 이에 저자는 상악 제 1 소구치의 I급 교합면 아말감와동의 폭에 변화를 주어 와동의 변화에 따른 응력 분포, 응력의 방향과 양 그리고 변위에 대해서 2차원 유한요소법으로 관찰한 결과 치아 파절에 대해 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

본 실험에서는 발거한 치아 우식증이 없는 상악 제 1 소구치를 선택하여 Rodda⁷⁾의 아말감 와동형성법에 따라 교합면 와동을 형성하고 통법에 따라 아말감을 충전한 후 치아를 자가 중합레진에 매몰하여 resin block을 만들고, 치아 중앙 부위의 와동의 폭이 변수이므로 치아의 협설 방향의 단면을 얻고자 치아의 협설 교두를 지나도록 레진 블록의 중앙을 절단하였다. 그 단면을 사진 촬영 하여 슬라이드 필름을 제작하고 그 필름을 환등기로 백지위에 비추어 tracing하였다.

좌표계는 직교좌표계를 사용하였으며, 협측에서 설측으로 향하여 Y축(1방향), 치경부에서 교합면 쪽으로 Z축(2방향)으로 설정하였다.

백지에 tracing된 그림을 다시 모눈종이에 tracing 하면서 와동의 형태를 Rodda⁷⁾의 와동형성법에 의한 이론적인 형태에 가깝게 이상화(idealization)하고, 2차원 단면에서 3-4개의 절점을 갖는 삼각형 또는 사각형의 요소로 mesh를 형성하였다.

이때 이 실험에서의 변수인 isthmus의 폭을 양 교두간 거리의 1/4, 1/3, 1/2, 2/3로 변화시키기 위해 이들 4가지 와동의 폭이 같은 유한요소 모델에서 동시에 부여될 수 있도록 mesh를 형성하였다.

재질의 종류에 따라 법랑질, 상아질 및 아말감의 3개의 집단(group)으로 나누어 각각의 요소를 정의하고 Table 1과 같이 물성치를 부

Table 1. Physical properties of materials

Materials	Modulus of Elasticity (E : MPa)	Poisson's Ratio(v)
Enamel	$8.41 \times 10^{4**}$	0.30*
Dentin	$1.86 \times 10^{4***}$	0.31**
Amalgam (Disperalloy)	$4.83 \times 10^{4****}$	0.32***

* Craig²²⁾

** Farah³³⁾

*** Morin²⁵⁾

여하였고, 치수강은 빈 공간으로 처리하였다.

각각의 와동 형태에 대해 치질과 아말감 사이의 계면은 치질과 아말감이 완전 결합되었다고 가정하였고(B 모델), 치아 주위 조직인 치조골과 치근막은 모델링에서 제외하였고 치아는 치관 부위만 모델링 하였으며, 모델의 치경부에서 가장 하방에 위치하는 절점들은 변위를 방지하기 위해 모든 방향에 대해 고정된 것으로 자유도를 부여하였다.

대조군으로 아말감와동을 형성하지 않은 건전 치아에도 같은 하중을 가하였다(1S 모델).

힘의 크기는 500N의 점하중으로 하여 협측 교두정으로부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 절점에 수직으로 가하여 현재 상용되고 있는 유한요소 해석 프로그램 중 개인용 컴퓨터에서 사용이 가능한 프로그램인 Super SAPII Version 5.2 (Algor Interactive System Co.)를 486 DX2 PC에서 사용하여 응력을 해석하였다.

이 연구에서 사용된 각 모델의 요소의 수는 159개이었으며 절점의 수는 158개이었고 각 모델의 명칭은 다음과 같고 Table 2에 요약되어 있다.

실험군

1B : 와동의 깊이가 1.7mm이고 isthmus 폭이 1/4 이고 치질과 아말감이 완전 결합되어 있다고 가정한 모델

2B : 와동의 깊이가 1.7mm이고 isthmus 폭이 1/3 이고 치질과 아말감이 완전 결

Table 2. Experimental Groups

Model	Cavity Depth(mm)	Isthmus Width	Interface Condition
1B	1.7	1/4	Perfect Bonding
2B	1.7	1/3	Perfect Bonding
3B	1.7	1/2	Perfect Bonding
4B	1.7	2/3	Perfect Bonding

합되어 있다고 가정한 모델

3B : 와동의 깊이가 1.7mm이고 isthmus 폭이 1/2 이고 치질과 아말감이 완전 결합되어 있다고 가정한 모델

4B : 와동의 깊이가 1.7mm이고 isthmus 폭이 2/3 이고 치질과 아말감이 완전 결합되어 있다고 가정한 모델

대조군

1S : 아말감 와동을 형성하지 않은 건전 치아의 모델

III. 실험 성적

1. 응력

아말감을 충전하지 않은 건전 치아에 하중을 협측 교두에 가한 경우(1S)에 von Mises stress를 보면 하중을 가한 부위와 협측 치경부에 응력이 집중된것을 관찰할 수 있었다(Fig2). 1방향의 응력 분포는 힘을 가한 부위와 협측 치경부에 압축응력이 집중되었고 중심소와 부위에 인장력이 강하게 집중되고 설측 치경부에 인장력이 약하게 집중되었다(Fig7).

2방향 응력 분포는 힘을 가한 부위와 협측 치경부에 압축응력이 집중되었고 설측 치경부에 인장력이 강하게 집중되었다(Fig12).

와동의 isthmus 폭이 양 교두간 거리의 1/4인 경우(1B), 1/3인 경우 (2B), 1/2인 경우(3B), 2/3인 경우(4B)에서도 1S와 동일한 결과가 관찰되었다(Fig3-6, Fig8-11, Fig13-16).

그래프1은 1S와 1B의 각 요소의 centroid에서의 1방향 응력 값을 그래프화한 것이며, 협측 치수 선각 부위의 요소에서 두 모델 사이의 차이를 관찰할 수 있었다.

그래프2는 1S와 1B 모델의 2방향 응력값을

그래프화한 것이며, 3번째 요소와 협측 치수 선각 부위인 6번째 요소에서 큰 차이를 보일 뿐 다른 부위에서는 비슷한 수치를 보였다.

그래프3은 1S와 2B 모델의 1방향 응력 값을 그래프화한 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프4는 1S와 2B 모델의 2방향 응력값을 그래프화한 것으로 두 모델에서 비슷한 수치를 보였다.

그래프5는 1S와 3B 모델의 1방향 응력 값을 그래프화한 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프6은 1S와 3B 모델의 2방향 응력값을 그래프화한 것으로 두 모델에서 비슷한 수치를 보였다.

그래프7은 1S와 4B 모델의 1방향 응력 값을 그래프화한 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프8은 1S와 4B 모델의 2방향 응력값을 그래프화한 것으로 두 모델에서 비슷한 수치를 보였다.

2. 변위

그래프9는 1S와 1B 모델의 Y축 방향 변위를 나타낸 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

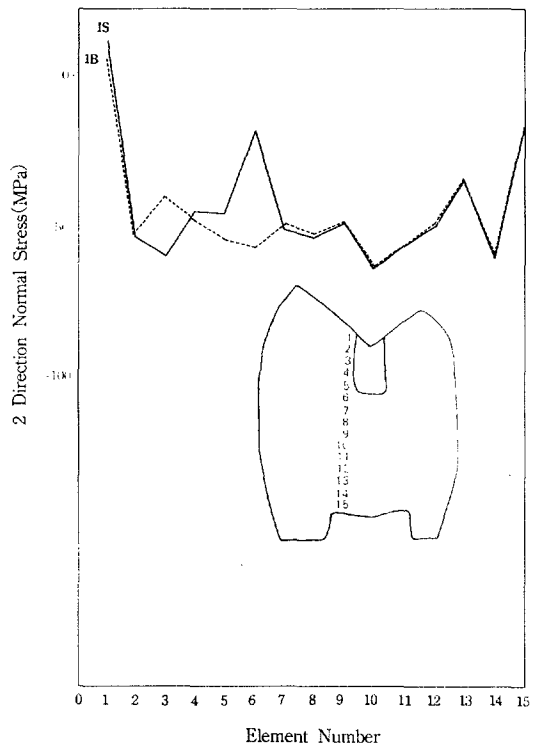
그래프10은 1S와 1B 모델의 Z축 방향 변위를 나타낸 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프11은 1S와 2B 모델의 Y축 방향 변위를 나타낸 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프12는 1S와 2B 모델의 Z축 방향 변위를 나타낸 것으로 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.



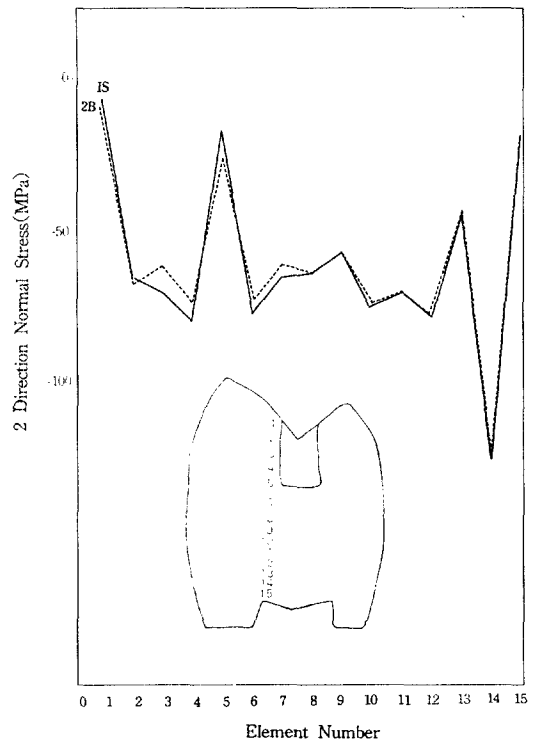
Graph 1. 1 Direction Normal Stress



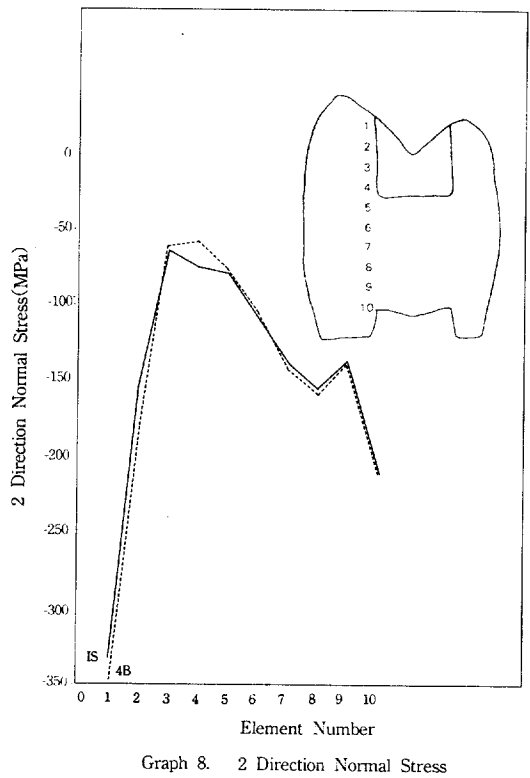
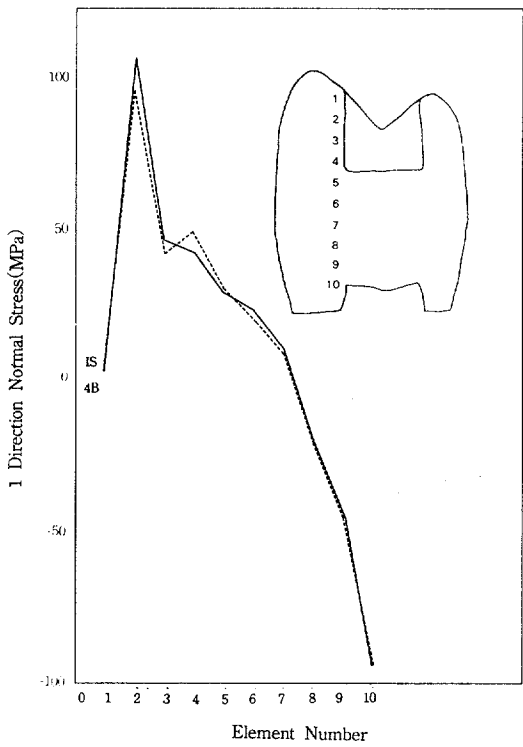
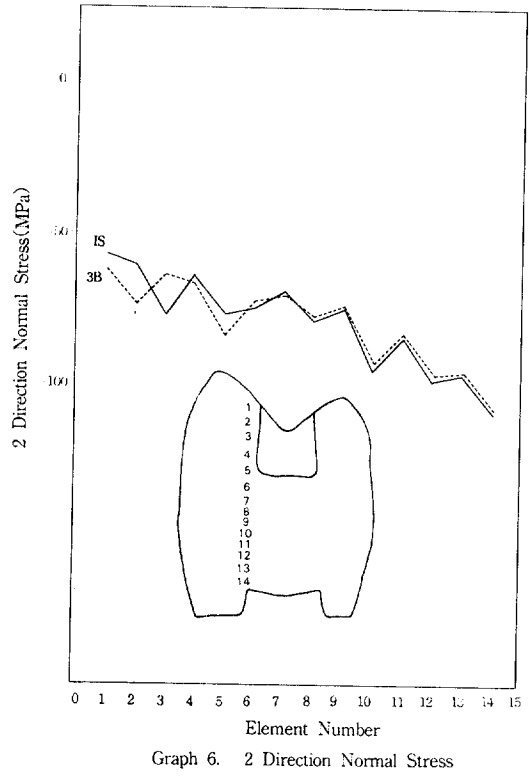
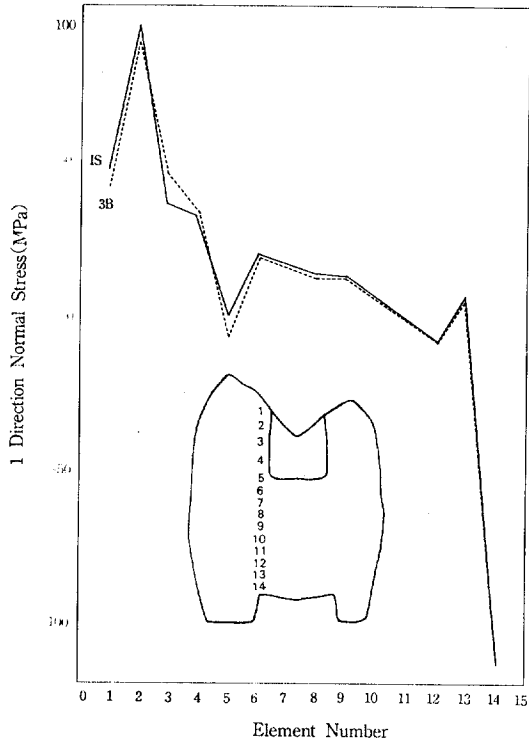
Graph 2. 2 Direction Normal Stress

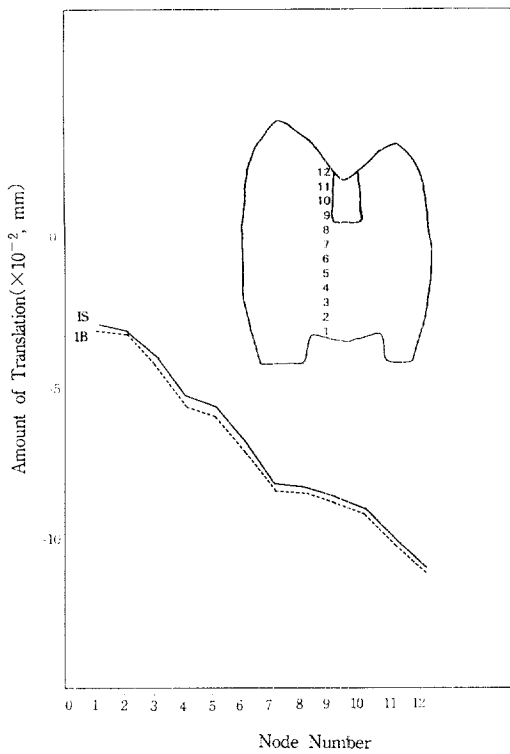


Graph 3. 1 Direction Normal Stress

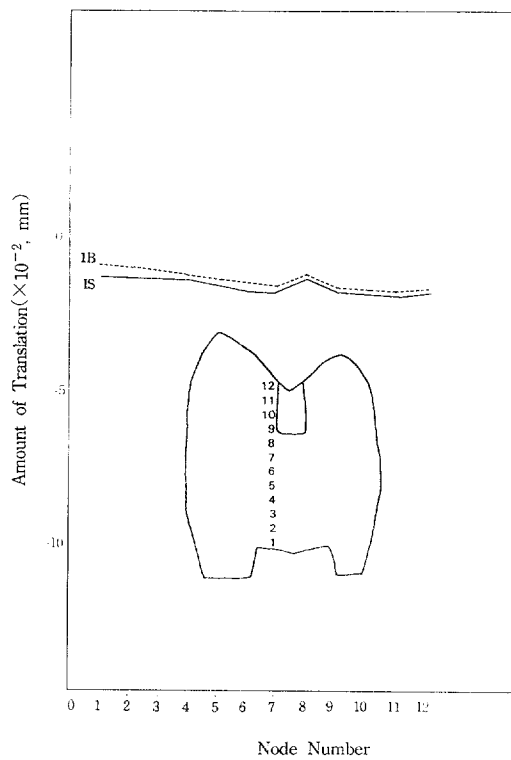


Graph 4. 2 Direction Normal Stress

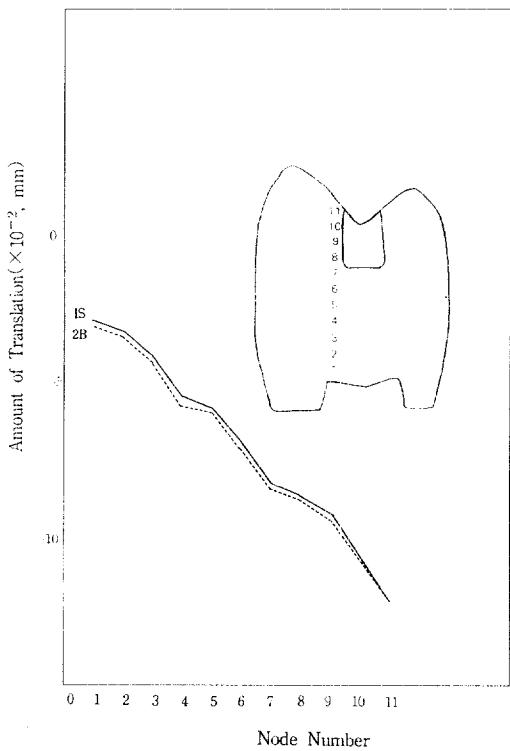




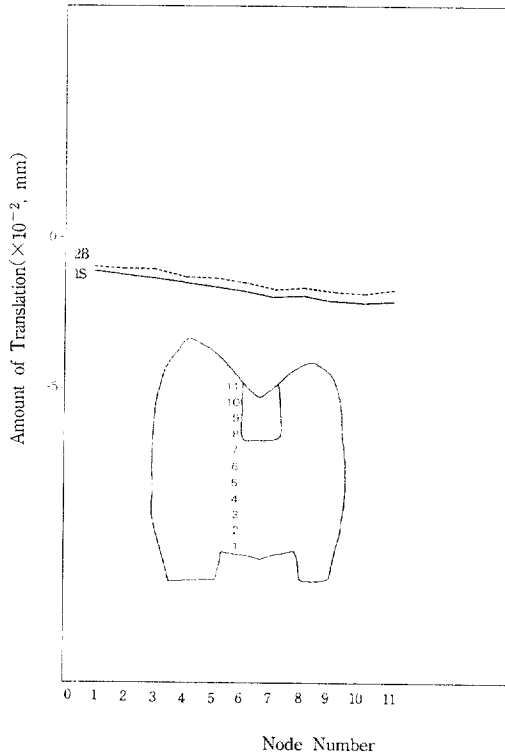
Graph 9. Y Axis Translation



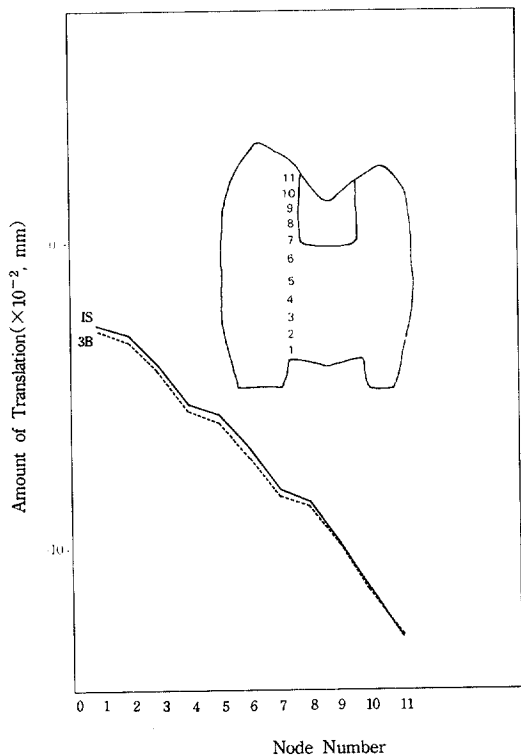
Graph 10. Z Axis Translation



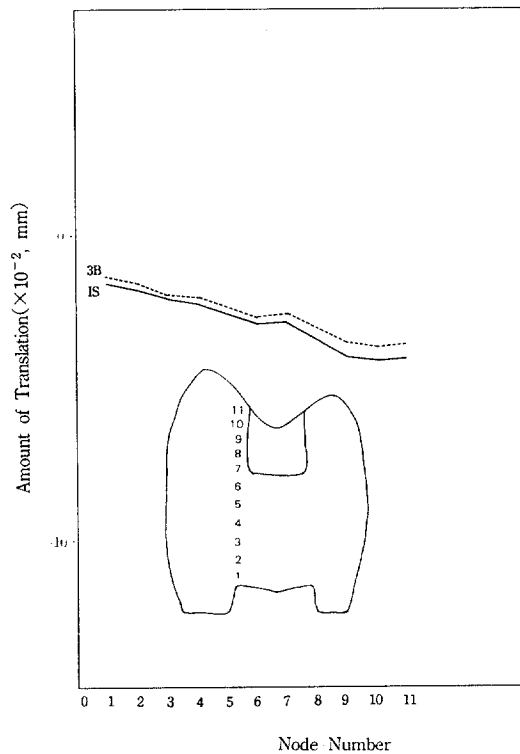
Graph 11. Y Axis Translation



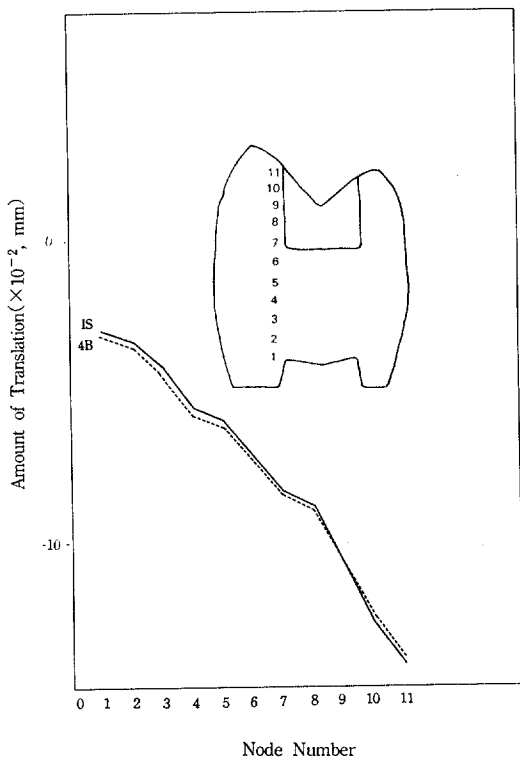
Graph 12. Z Axis Translation



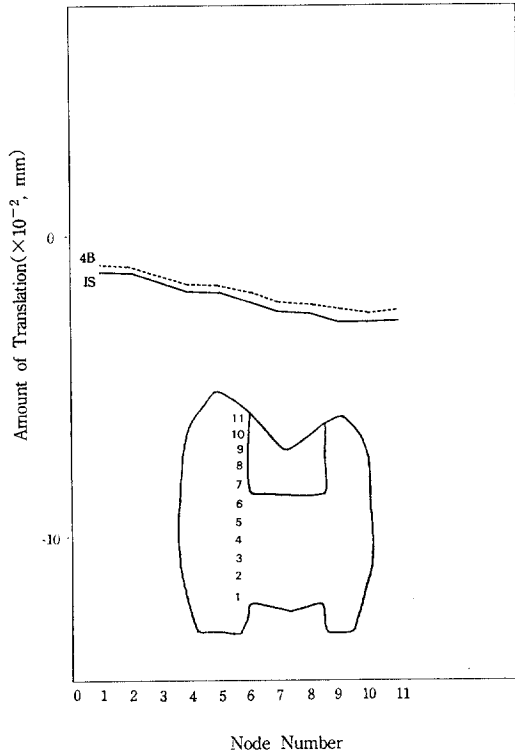
Graph 13. Y Axis Translation



Graph 14. Z Axis Translation



Graph 15. Y Axis Translation



Graph 16. Z Axis Translation

그래프13은 1S와 3B 모델의 Y축 방향 변위를 나타낸 것이며, 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프14는 1S와 3B 모델의 Z축 방향 변위를 나타낸 것이며, 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프15는 1S와 4B 모델의 Y축 방향 변위를 나타낸 것이며, 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

그래프16은 1S와 4B 모델의 Z축 방향 변위를 나타낸 것이며, 두 모델 사이에 큰 차이를 관찰할 수 없었다.

IV. 총괄 및 고안

치아는 단단한 음식물을 분쇄시키는 역할을 하며 이 과정 중에 치아의 파절이 일어날 수 있다.

특히, 치아 우식증으로 인하여 치아 결손 부위를 광범위하게 충전한 경우에 파절이 빈번하며, 이것은 잔존 치질이 외부 응력에 충분히 저항할 수 없기 때문으로 생각된다.

잔존 치질이나 충전된 치아의 응력 분포에 대해 미리 예측하고 대비한다면, 치아나 충전물의 파절과 같은 시술상의 실패를 예방할 수 있을 것이다.

치아 파절에 대한 연구에서 과거에는 주로 발거된 자연치를 대상으로 실험하였으나, 실험에 사용되는 치아가 모두 동일하지 않기 때문에 즉, 연령, 인종, 유전적 성질, 치아의 생화학적 성분, 치아의 마모도, 치아의 크기 등이 서로 상이하므로 한 치아에서 와동 형성 전과 후의 파절 강도를 서로 정확히 비교할 수가 없었다.

그러나, 유한요소법이 치과에 응용되면서 한 개의 치아 모델에 여러 개의 서로 다른 와동을 형성하고, 상이한 하중을 가하여 다각도로 연구할 수 있는 방법이 고안되어 응력과 변형율을 쉽게 예측할 수 있게 되었다.

유한요소법은 모델의 단순화와 계산을 위하여 설계된 구조물의 재료 및 조직들이 균일하다는 균질성, 재료의 성질은 모든 방향으로 일정하

다는 등방성, 탄성 한계 내의 하중 조건을 부여하여 실험 모형의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형 탄성에 관한 3가지 가정하에 이루어진 것이다.

구조물의 유한요소법 응력 분석은 Pre-processing, Processing, Post-Processing의 세 가지 과정을 거치며, Pre-processing이란 유한요소 모델을 제작하여 각 재료의 물성치와 자유도, 하중 등을 부여하는 과정이고, Processing이란 컴퓨터가 이것을 해석하는 과정이며, Post-processing이란 컴퓨터 화면에 나타난 결과를 해석하는 단계이다.

유한요소법을 이용한 여러 논문 중에서 치아를 2차원 유한요소법으로 평면 응력(Plane stress)이나 평면 변형율(Plane strain), 축대칭(Axisymmetric)으로 연구한 보고^{24, 25, 28, 3, 17)}가 많이 있다.

이 논문은 평면 응력으로 분석하였으며, 치아 주위 조직인 치조골과 치근막은 모델링에서 제외하였고 그 이유는 Gurusami²⁷⁾와 Rubin 등²⁹⁾과 Goel 등²⁰⁾에 의하면 치주조직은 치아의 저작 기능에 대한 완충 역할만 할 뿐 치관 부위의 상아질과 법랑질의 응력 분포에는 유의한 영향을 주지 않는다고 한 것에 근거를 두었고, 치수는 탄성계수나 포아송비에 있어서 인접 치질과의 차이가 아주 크기 때문에 실험 결과에 유의한 차이를 주지 않는다는 과거의 다른 연구^{25, 28, 17, 22)}에서 처럼 빈 공간으로 처리하였다.

탄성계수와 포아송비는 유한요소법을 이용한 과거의 연구를 종합 비교하여 그 중에 가장 많이 사용된 수치를 사용하였고, 하중은 500N을 점하중으로 사용하였다. 하중에 있어서는 학자에 따라 1N에서 1300N까지 치아에 따라 다양하게 부여하고 있고, 적용 방법도 점하중을 중심와에 장축 방향으로 가한 경우²⁹⁾, 협측교두정에 가한 경우^{28, 3, 17)}, 양쪽 협설측교두에 가한 경우²⁵⁾ 그리고 전체 교합면에 균등하게 가한 경우^{15, 18, 19, 20)}까지 다양하였다. Widmalm 등²³⁾에 의하면 소구치 부위의 최대교합력은 18.5에서 62kg 사이이며 평균치가 47.5kg이라고 보고하였으며, Gibbs 등³⁰⁾은 저작력은 최대교합력의 36.2%를 나타낸다고 하여 Goel 등¹⁹⁾과 Khera 등^{15, 18)}은

17kg을 전체 교합면에 균등하게 부과하였다.

구강내에서 교합력을 교합면 전체에 균등하게 가하는 것은 Pascal의 원리처럼 구강내가 밀폐된 공간이고 정수압이 가해진 경우나, 치질에 비해 강도가 크게 차이나는 연한 음식을 저작할 때 생길 수 있는 상황이며²⁰⁾, 치아의 파절은 대개 딱딱한 음식물을 강하게 씹었을 때 일어난다고 가정하여 하중 조건은 최대교합력에 근사한 500N을 점하중으로 가하기로 하고 협측교두정으로 부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 절점에 수직으로 가했다.

하중을 협측교두에 가한 이유는 저작시에 하악이 이동되는 궤적을 수평면에서 보면 저작의 초기에는 중립 교합 상태가 아닌 측방으로부터 저작이 시작되어 차츰 음식물이 잘게 부수어짐에 따라 중심교합 상태로 이동되기 때문에²¹⁾ 협측교두정 부위에 가하였다.

아말감과 치질 사이의 계면 상태에 대해서는 완전 결합(Perfect Bonding) 상태로 가정하고 실험하였다.

완전 결합 모델(B모델)은 치질과 아말감의 경계부에서 두 재료가 완전히 결합되어 있어 압축력과 인장력을 모두 전달할 수 있도록 구성한 모델이다.

von Mises stress, 1방향 응력과 2방향 응력의 분포를 보면 B모델의 경우 하중이 가해진 부위에만 집중적으로 나타났으며, 와동 폭의 증가에 따른 차이는 없었다.

이 연구 결과에서 치경부 쪽에 나타나는 응력은 치경부를 고정하였기 때문에 나타나는 현상이기 때문에 실제와 약간의 차이는 있을 것으로 사료된다.

본 실험의 변위에 대한 결과를 살펴 보면 1S와 4개의 B모델은 치아 전체가 굽힘(Bending) 작용에 의해 변위되며 와동의 폭의 증가에 약간의 영향을 받는 것으로 관찰되었다.(그래프9-16)

즉, 컴퓨터 화면에 나타난 그림 상으로는 각 모델간에 차이가 없었으나 그래프 상에서는 약간의 차이를 관찰할 수 있었다.

그러므로 앞으로의 유한요소법 연구에서 컴퓨터 화면에 나타난 그림보다는 각 요소와 절

점에서의 수치를 그래프로 나타내어 비교 연구하는 것이 더 정확할 것 같다.

치아 모델에 굽힘 현상이 나타나는 것은 B 모델에서는 치질과 아말감 사이의 계면을 완전 결합 상태로 가정하였기 때문에 하중이 치아 전체로 분산되어 나타나는 현상이다.

치질과 아말감이 결합되어 있는 실험군에서 응력의 분포를 관찰한 결과 치아 파절을 야기하지 않을 것으로 분석되어, 앞으로의 치아 수복 충전물이 치질과 결합을 하는 재료로 바뀌어지면 와동의 크기가 큰 경우라도 치아 파절의 가능성이 적어질 것으로 생각되며, 변연 누출도 막을 수 있어 이차 우식증이나 지각 파면증도 예방할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 아말감 와동 형성과 치아 파절 간의 상관 관계를 연구하기 위해 건전 치아 상태의 모델(1S모델)과 교합면 아말감 와동을 형성한 상악 제 1소구치의 2차원 유한요소모델을 구성하고 치질과 아말감의 접촉면인 계면을 완전 결합(B모델) 상태로 모델을 구성한 후 isthmus 폭을 양 교두간 거리의 1/4, 1/3, 1/2, 2/3로 변화시켰다.

하중은 협측교두정으로 부터 설측 사면을 따라 생기는 첫 번째 절점에 수직으로 500N 점하중으로 가하고, 유한요소 해석 프로그램인 Super SAP II를 이용하여 교합면 아말감 와동의 응력과 변위를 건전 치아 상태의 모델과 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 1S모델과 1B 모델에서는 차이가 관찰 되었고 나머지 3개의 B모델에서는 비슷한 응력 분포 양상을 보였다.
2. 1S 모델과 4개의 B 모델에서 Y축 및 Z축 변위는 비슷한 양상을 보였다.
3. 1S모델과 4개의 B모델에서 변위는 굽힘 현상을 보였다.
4. 와동의 폭이 증가함에 따른 대조군과 실험군 모델간의 응력 분포에 차이가 없었다.
5. 와동의 폭이 증가함에 따른 대조군과 실험군 모델간의 변위량에 차이가 없었다.

References

1. Mondelli, J. and Steagall, L. : Fractures strength of human teeth with cavity preparations, *J. Prosthet. Dent.*, 43,419-422, 1980.
2. Cavel, W.T., Kelsey, W.P. and Blankenau, R.J. : An in vivo study of cuspal fracture, *J. Prosthet. Dent.*, 53, 38-42, 1985.
3. Bell, J. G., Smith, M. C. : Cuspal failures of MOD restored teeth, *Australian Dent. J.*, 27, 283-287, 1982.
4. EL-Sherif, M.H. and Halhoul, M.N. : Fracture strength of premolars with class II silver amalgam restorations, *Oper. Dent.*, 13, 50-53, 1988.
5. Vale, W.A. : Cavity preparation, *Irish Dental Review* 2, 33-41, 1956.
6. Christensen, G.J. : Clinical and research advancements in cast-gold restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 25, 62-68, 1971.
7. Rodda, J.C. : Modern class II amalgam cavity preparations, *New zealand Dent. J.*, 68, 132-138, 1972.
8. Fisher, D.W. and Caputo, A. : Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. *J. Prosthet. Dent.*, 33, 47-53, 1975.
9. Larson.T.D. and Douglas, W.H. : Effect of prepared cavities on the strength of teeth, *Oper. Dent.* 6,2-5, 1981.
10. Eakle, W.S., Maxwell, E.H. and Braly, B.V. : Fractures of posterior teeth in adults, *J. Am. Dent. Assoc.*, 112, 215-218, 1986.
11. Re, G. J. and Norling, B. K. : Fracturing molars with axial forces, *J. Dent. Res.*, 60, 805-808, 1981.
12. Blaser, P. K., Lund, M. R., Cochran, M. A. and Potler, R. H. : Effects of designs on classII preparation on resistance of teeth to fracture, *Oper. Dent.*, 8, 6-10, 1983.
13. Landy, N. A. and Simonsen, R. J. : Cusp fracture strength in Class II composite resin restorations, *J. Dent. Res.*, 63, Abstracts of Papers p175, Abstract p40, 1984.
14. Hood, J. A. A. : Methods to improve fracture resistance of teeth, *International symposium on posterior composite resin dental restorative materials*, 443-450, 1985.
15. Khera, S. C. and Goel, V. K. : Parameters of MOD cavity preparations, *Oper. Dent.* 16, 42-54, 1991.
16. Shillingburg, H. T. Jr. : Tooth preparation designs for severely damaged teeth, *Essay presented at the Academy of Operative Dentistry meeting, Chicago, February, 1989.*
17. de Vree J. H. P. : The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in restored molar, *J. Dent. Res.* 63, 1217-1220, 1984.
18. Khera, S. C, and Goel, V. K. : A three-dimensional finite element model, *Oper. Dent.*, 13, 128-137, 1988.
19. Goel, V. K. and Khera, S. C. : Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth, *J. Prosthet. Dent.*, 67, 174-183, 1992.
20. Goel, V. K. and Khera, S. C. : Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth- A finite element investigation, *J. Prosthet. Dent.*, 66, 451-459, 1991.
21. 김인권 역 : 교합학, 이화출판사, 1989.
22. Atmaram, G. H. and Mohammed, H. : Photoelastic stress analysis of dental implants with different root configurations, *NY state Dent. J.* 47, 30-33, 1981.
23. Widmalm, S. E. and Ericsson, S. G. : Maximal bite force with centric and eccentric load, *J. Oral Rehab.*, 9, 445-450, 1982.
24. Goel, V. K., Khera, S. C. : Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads, *J. Prosthet. Dent.*, 64, 446-454, 1990.
25. Morin, D.L., Cross, M. and Voller,V.R. :

- Biophysical stress analysis of restored teeth : modelling and analysis, *Dent. Mater.*, 4, 77-84, 1988.
26. 조병훈, 엄정문 : 치아과절에 관한 3차원 유한요소법적 연구, *서울대학교 치과대학 논문집*, 16, 419-436, 1992.
 27. Gurusami, S. A. : Stress in the human tooth - an application of finite element technique 『MS thesis』. Iowa city : University of Iowa Graduate College, 1985.
 28. Peters, M. C. R. B. and Poort, H. W. : Bio-mechanical stress analysis of the amalgam-tooth interface, *J. Dent. Res.*, 62, 358-362, 1983.
 29. Rubin, C. and Krishnamurthy, N. : Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model, *J. Dent. Res.*, 62, 82-86, 1983.
 30. Gibbs, C. H. and Mahan, P. E. : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission, *J. Prosthet. Dent.*, 46, 443-449, 1981.
 31. Vale, W. A. : Cavity preparation and further thoughts on high speed, *Brit. Dent. J.*, 107, 333-346, 1959.
 32. Craig, R. G. : *Restorative Dental Materials*, 8th ed. St. Louis, Missouri, 1989, C.V. Mosby Co.
 33. Farah, J. W., Hood, J. A. A. and Craig, R. G. : Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. *J. Dent. Res.* 54, 10-14, 1975.

Explanation of figures

- Fig 1. 1B : Finite element model
- Fig 2. 1S : von Mises stress
- Fig 3. 1B : von Mises stress
- Fig 4. 2B : von Mises stress
- Fig 5. 3B : von Mises stress
- Fig 6. 4B : von Mises stress
- Fig 7. 1S : S11(1 direction normal stress)
- Fig 8. 1B : S11(1 direction normal stress)
- Fig 9. 2B : S11(1 direction normal stress)
- Fig 10. 3B : S11(1 direction normal stress)
- Fig 11. 4B : S11(1 direction normal stress)
- Fig 12. 1S : S22(2 direction normal stress)
- Fig 13. 1B : S22(2 direction normal stress)
- Fig 14. 2B : S22(2 direction normal stress)
- Fig 15. 3B : S22(2 direction normal stress)
- Fig 16. 4B : S22(2 direction normal stress)

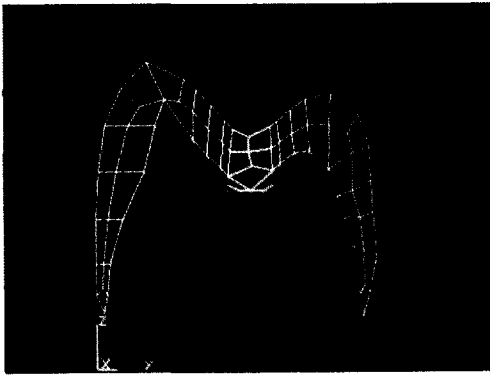


Fig.1.



Fig.2.

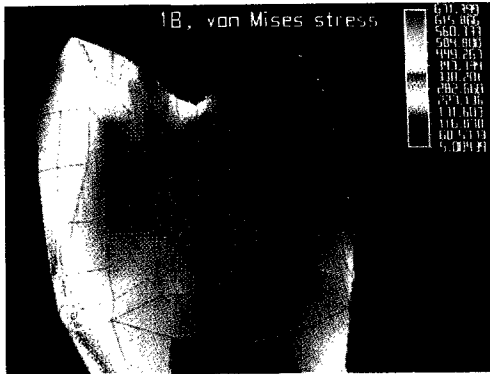


Fig.3.

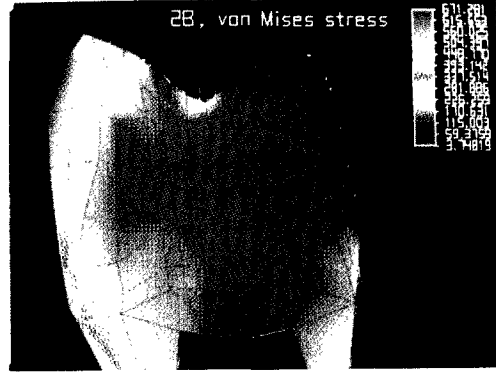


Fig.4.

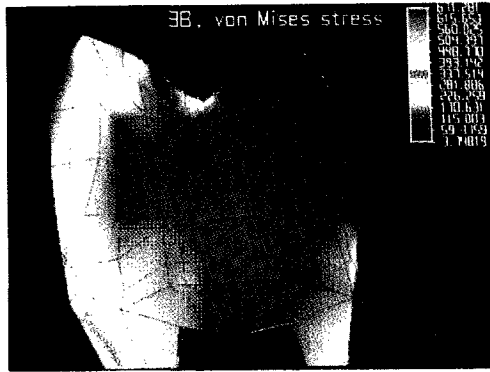


Fig.5.



Fig.6.

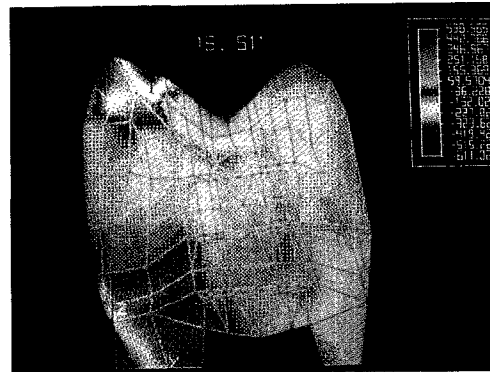


Fig.7.

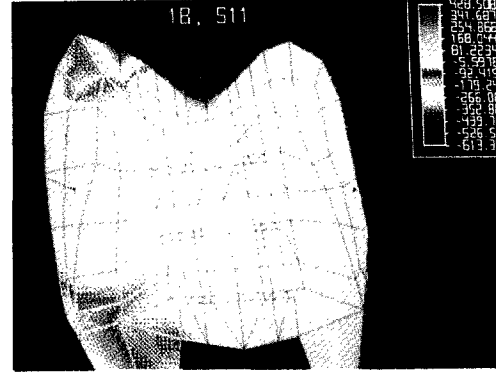


Fig.8.

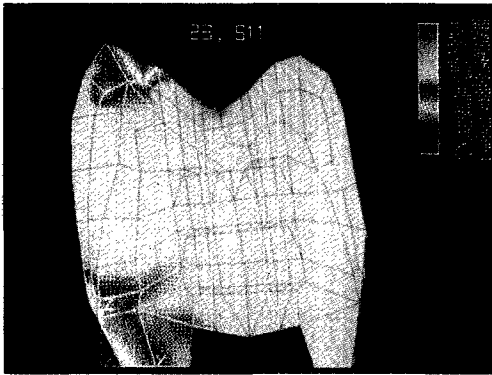


Fig.9.

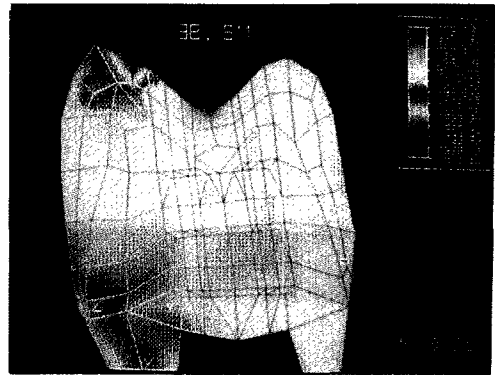


Fig.10.

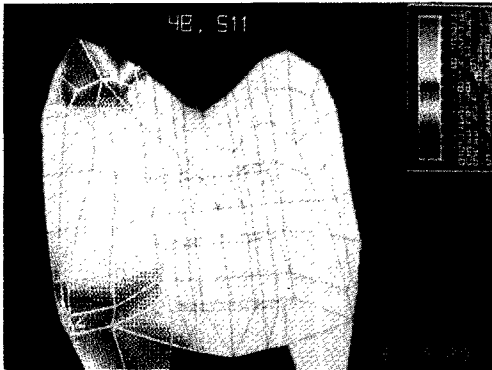


Fig.11.

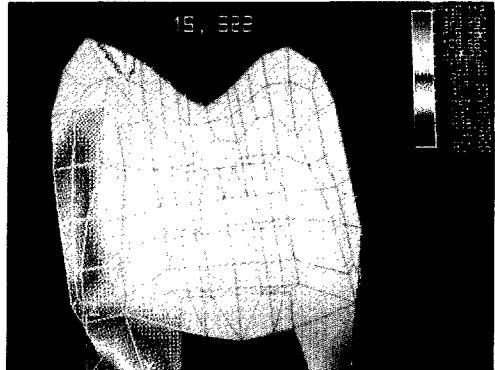


Fig.12.

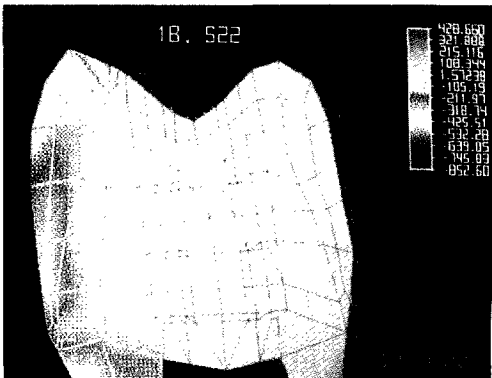


Fig.13.

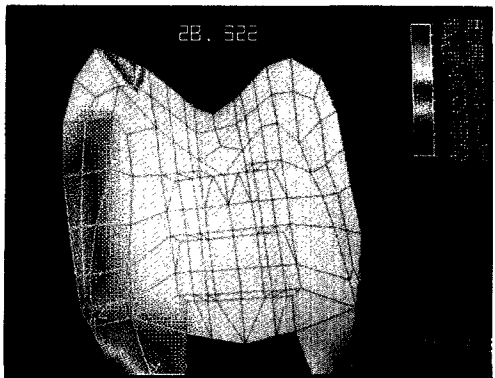


Fig.14.

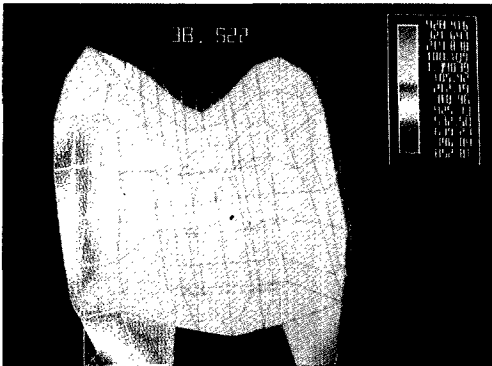


Fig.15.

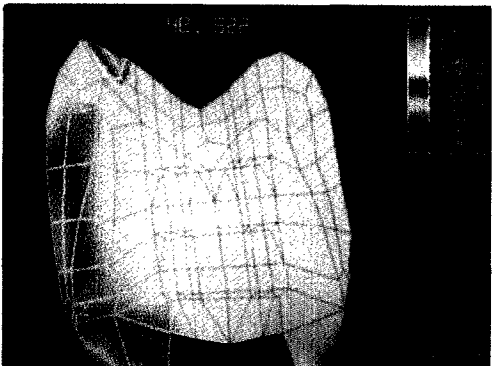


Fig.16.