

5급와동의 복합레진 충전에 관한 유한요소법적 응력분석

엄정문 · 권혁춘 · 손호현 · 조병훈 · 임영일

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION ACCORDING TO CAVITY DESIGN OF CLASS V COMPOSITE RESIN FILLING

Chung-Moon Um, Hyuk-Choon Kwon, Ho-Hyun Son,
Byeong-Hoon Cho, Young-II Rim

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Seoul National University

The use of composite restorative materials is established due to continuing improvements in the materials and restorative techniques.

Composite resins are widely used for the restoration of cervical lesions because of esthetics, good physical properties and working time. There are several types of cavity design for class V composite resin filling, but inappropriate cavity form may affect bonding failure, microleakage and fracture during mastication.

Cavity preparations for composite materials should be as conservative as possible. The extent of the preparation is usually determined by the size, shape, and location of the defect. The design of the cavity preparation to receive a composite restoration may vary depending on several factors.

In this study, 5 types of class V cavity were prepared on each maxillary central incisor. The types are: 1) V-shape, 2) round(U) shape, 3) box form, 4) box form with incisal bevel and 5) box form with incisal bevel and grooves for axial line angles.

After restoration, in order to observe the concentration of stress at bonding surfaces of teeth and restorations, developing a 2-dimensional finite element model of labiopalatal section in tooth, surrounding bone, periodontal ligament and gingiva, based on the measurements by Wheeler, loading force from direction of 45 degrees from lingual side near the incisal edge was applied.

This study analysed Von Mises stress with SuperSap finite element analysis program(Algor Interactive System, Inc.).

The results were as follows :

1. Stress concentration was prevalent at tooth-resin bonding surface of cervical side on each model.
2. In model 2 without line angle, stress was distributed evenly.
3. Preparing bevel eliminated stress concentration much or less at line angle.
4. Model with round-shape distributed stress concentration more evenly than box-type model with sharp line angle, therefore decreased possibility of fracture.
5. Adding grooves to line angles had no effect of decreasing stress concentration to the area.

I. 서 론

치경부 5급와동의 수복은 1955년 Buonocore에 의해 범랑질 산부식법이 소개된 이후 치질에 수복재료의 접착이 가능해져 예방확대의 개념과 유지형태부여의 필요성이 감소하여 건전한 치질은 가급적 많이 남기는 보존적인 경향으로 발전되어 왔다. 또한 환자들의 심미적인 치료에 대한 요구로 치아의 색조를 갖는 재료들이 끊임없이 개발되었다.

복합레진은 우수한 심미성과 시술의 간편성등 여러가지 장점으로 전치부 치아 수복시 대표적인 재료로 사용되고 있다. 이러한 복합레진은 전치부 수복시 강도, 경도, 색상, 작업시간 등에서 때때로 실패의 원인과 함께 치과용 수복재료로서의 문제점을 보여주었다. 그러나 점진적인 물리적 성질의 개선과 상아질 접착제¹⁾의 개발로 이전의 수복재를 대신할 수 있는 우수한 재료로 인정을 받고 있다. 전치의 파절은 전방부 충격 같은 외력이나 저작운동에 의한 피로에 의해 발생하며 충전물이 존재하는 경우 부적절한 와동의 형성과 수복이 파절의 발생을 야기할 수 있다. 이에 임상가들은 저작시 와동의 형태에 따른 응력의 분포를 숙지함으로써 수복후 파절의 예방이 가능하고, 보다 이상적인 와동의 형태를 제안할 수 있다.

수복물이 오랜 기간 유지된다 하더라도 변연부의 미세누출의 가능성은 항상 존재하여 치은변연쪽이 훨씬 높은 가능성을 지니게 된다²⁾. 변연부의 미세누출^{3,4)}이나 이를 증가시키는 여러 요인^{5,6)}들이 있겠으나 와동 형태에 따라 교합이나 외압시 응력집중에 의한 요인이 큰 비중을 차지할 것이다.

치아에 있어서 응력 분석에는 여러 가지 방법이 쓰여져 왔다. Strain gauge 등을 이용한 기계적 응력 분석, 광탄성 재료를 이용한 광탄성 응력 분석(photoelastic stress analysis)⁷⁻⁹⁾, brittle lacquer coating technique, moire fringe analysis, holography법 등이 있으나, 이 방법들은 실물과 근사한 형태의 모형 설정에 어려움이 있고, 장치 조작의 복잡성, 시편의 단순성 등으로 인해 정확한 분석이라고 보기에는 문제점이 있다. 수복물 응력분석에는 주로 광탄성 분석법이 사용되어 왔다. 그러나 이것은 상아질, 근관등과 같은 복잡한 주위 구조물을 동시에 표현할 수 없는 단점이 있고, 대상간의 응력 수치에 대한 상대적인 비교 또한 거의 불가능하였다. 1956년 Turner 등¹⁰⁾에 의해 제안된 유한요소법은 수년간 많은 공학적 설계에 응용되었고, 근래에 와서 치아와 보철물 등 치의학 분야에 많이 응용되기 시작하였다¹¹⁻¹⁵⁾.

그러나, 치아와 같이 복잡한 형태를 지니고, 여러 종류의 물질이 한 개의 개체를 이루는 경우에는 유한요소 분석에 필요한 탄성 계수(modulus of elasticity)나 포아송 비(Poisson's ratio) 등을 정리하기란 쉬운 일이 아니다. 유한요소법은 이러한 문제를 간단히 해결할 수 있도록 모델을

요소(element)란 작은 단위의 집합체로 표현하고, 이러한 요소의 각각에 해당되는 물리적 성질을 부여할 수 있게 함으로써 아무리 복잡한 개체도 표현할 수 있는 장점이 있다¹⁶⁾.

일반적으로 치아에 발생하는 응력 및 변위는 구강 내에서 직접적으로 해석하기에는 많은 제약이 따르므로 구강 외에서 발거한 치아에서 실험을 하거나, 치아와 유사한 구조와 성질의 가상 모델을 제작하여 그 가상 모델을 계측하고 실험을 하여 왔다. 유한요소법은 무한개의 자유도를 가지는 복잡한 구조물을 유한개의 자유도를 가지는 작은 요소로 나누어 해석하는 방법으로, 각 요소에 구성 물질의 물리적인 성질을 부여하고 주어진 하중 조건에 따라 해석을 수행함으로써 전체구조물의 거동을 가시화 할 수 있다. 또한 유한요소 해석법은 모형의 형태를 표준화 할 수 있고 구성 재료의 물리적인 성질을 일치시킬 수 있어 내부 응력의 정확한 예측이 가능하고 변위의 관찰이 용이하다는 장점이 있다.

이에 저자는 전치부 5급와동에서 와동 형태를 달리하여 수복물과 치아 그리고 그 결합부에서의 응력 집중과 분포를 알아보고자 상악 중절치 및 치주 조직의 순-구개 방향으로 단면화한 2차원 모델을 개발하고 유한요소법을 이용하여 응력 분석한 결과를 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

정상적인 건전한 상악 중절치 순측 치경부에 치아우식이 있는 것으로 가정하여 5가지 형태의 5급와동을 형성후 통법에 따라 복합레진(Z-100)을 수복하였다(Fig. 1). 각 와동은 폭 2mm, 두께 2mm로 설정하였으며, bevel은 폭에 포함되도록 하며 0.5mm로 하였다. 순설측 방향의 절단면을 얻기 위해 교정용 자가중합레진에 매몰한 치아를 diamond saw를 이용하여 근원심 중앙부에서 절단하였다. 그 단면을 사진촬영한 후 환등기로 투사하여 모눈종이에 절단면을 그렸다. 2차원 단면의 치아모형을 Wheeler¹⁷⁾에 의한 수치를 이용하여 형태를 수정, 보완하여 이론적 형태에 가깝게 이상화하고 4개의 절점을 가지는 사각형 요소와 3개의 절점을 가지는 삼각형 요소를 혼용하여 전체 모델을 형성하였다. 이때 보다 정확한 결과를 얻기 위하여서는 많은 수의 요소로 분할해야 하나 컴퓨터의 용량이나 제한된 시간을 보상하기 위하여 응력이 급격히 변화는 부위의 요소의 크기를 세분화하고 변화가 적으리라 예상되는 부위에서는 요소를 크게 하였다(Table 1).

2차원 유한요소 모델의 좌표계는 근원심의 1방향을 고정된 것으로 하고, 협설 방향을 2방향, 치아장축을 3방향으로 설정하였다.

재질은 Enamel, Dentin, Pulp, Periodontal ligament, Cortical bone, Cancellous bone, Composite resin 등 7개의 집단으로 나누어 각 요소를 정의하고 물성치는 Table

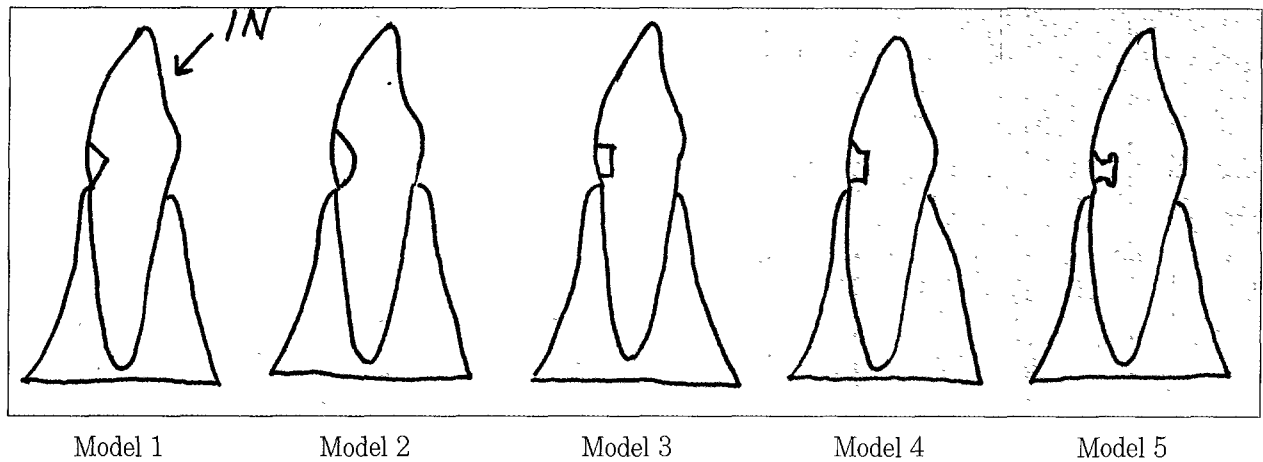


Fig. 1. Diagram of each cavity design model.

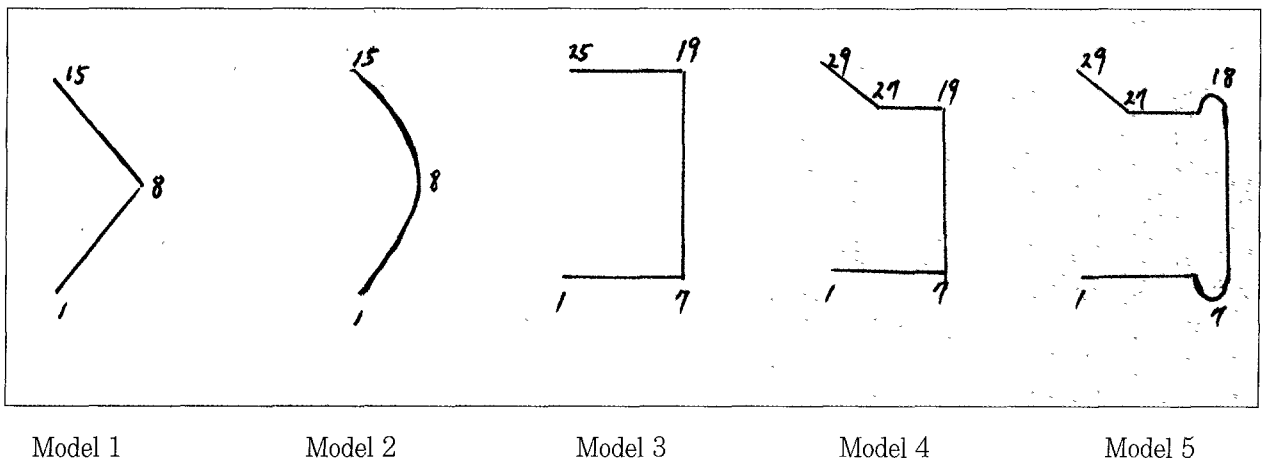


Fig. 2. Node Numbering

Model	Condition	Total Element Num.	Element Type
Model 1		461	
Model 2		516	2-D-Plane-
Model 3		646	Strain-Elasticity
Model 4		660	
Model 5		889	

	Poisson's Ratio	Young's Modulus
Enamel	0.30	4.14e+10
Dentin	0.31	1.86e+10
Pulp	0.45	3.0e+03
Periodontal ligament	0.45	5.0e+07
Cortical bone	0.30	1.38e+10
Cancellous bone	0.30	3.45e+08
Composite resin	0.28	1.30e+10

2¹⁸와 같이 부여하였다.

해석에서 하중조건은 치아와 충전물의 응력분포를 분석하기 위하여 저작에 따른 힘을 가정, 절단면에 대하여 설측에서 1N의 힘을 45도 방향으로 가하였고, 치아와 복합레진

그리고 결합면 부위의 파절의 양상을 관찰하기 위하여 Von Mises 유효응력을 관찰하였다.

모델의 Cancellous bone에서 가장 하방에 위치한 절점들은 변위를 방지하기 위하여 완전 고정된 것으로 가정하여

해석을 수행하였다. 실제 치아와 레진 사이의 경계는 과중한 교합력을 받을 경우 부분적으로 분리되는 경향이 있는 것으로 예상이 되나, 본 해석에서는 치아와 레진이 완전히 결합되어 있다고 가정하였다.

Software는 Algor(Algor Interactive System, Inc.)사의 SuperSap finite element analysis 프로그램 version 2.10으로, 이는 다양한 경우의 유한요소분석에 이용될 수 있도록 개발된 범용 프로그램이다. 사용된 computer는 Intel 사의 Pentium 70 CPU가 장착된 IBM 호환 기종이고, Von Misses 유효 응력을 계산하여 모니터 상에 가시적으로 나타내었다.

Ⅲ. 실험 성적

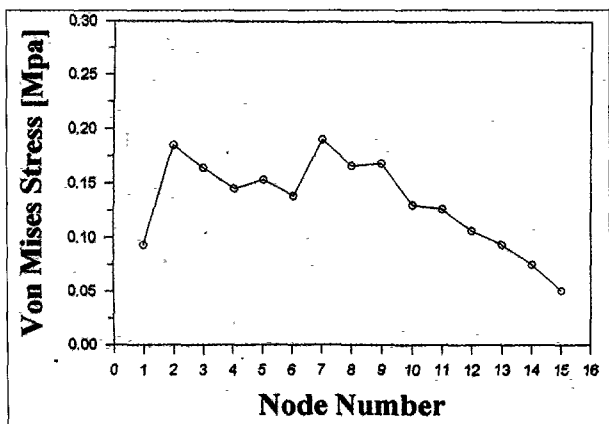
위의 실험 방법에 의해 치아와 레진 결합 부위의 응력 분포를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모델 1

모델 1에서는 V-shaped form으로 처리하는 방법을 사용한 경우이다(Fig. 1).

모델 1의 응력분포는 치수쪽 중간의 axial line angle과 치근쪽의 치아와 레진의 경계를 중심으로 치아와 레진에 응력 집중현상을 보이고 있는 것을 관찰할 수 있다(Fig. 3). 그리고 두드러진 것은 치수쪽 중간의 axial line angle에서 높은 응력 수치가 나타나고 있는 것을 볼 수 있다. 이와 일치하여 Von Mises 유효 응력 값도 Fig. 3에서 보는 바와 같이 치수쪽 중간의 axial line angle과 치근쪽 치아와 레진의 경계를 중심으로 현저히 높게 나타남을 볼 수 있다.

그러나, axial wall의 Incisal part와 Gingival part에서는 고른 응력 분포를 보여주고 있어 파절의 초기 진행은 기하학적으로 급격히 변하는 부분에서 발생하고 이러한 기하학적인 복잡성이 응력의 집중을 초래하고 궁극적으로 파절



Graph 1. Von Mises Stress of Model 1

을 야기하는 원인이 되는 것을 알 수 있다(Graph 1). 모델 1의 Von Mises 유효 응력값은 그래프에서 보듯이 치근쪽 치아-레진 접착 부위와 axial line angle에서 높고 절단부 쪽으로 갈수록 점점 낮아진다.

2. 모델 2

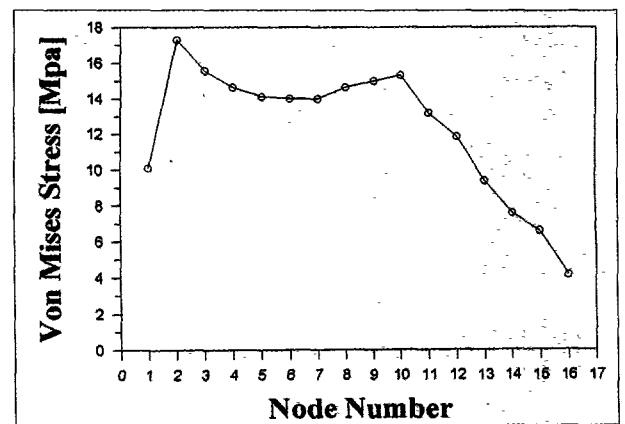
모델 2는 모델 1과는 달리 모든 내측선을 등글게 처리하는 방법을 사용하여 가능한 많은 치질을 남겨 놓은 경우이다(Fig. 1). 모델 2에서는 치근쪽의 치아-레진 경계를 중심으로 치아쪽에 약간의 응력 집중 현상을 보이고 있는 것을 관찰할 수 있고, 그 외의 치수쪽과 절단연쪽에서는 응력이 고르게 분포되어 있음을 볼 수 있다(Fig. 4). 그리고 이와 일치해서 Von Mises 유효 응력 값도 Fig. 4에서 보는 바와 같이 모델 1과는 달리 약간의 응력 집중을 보이고 있는 치근쪽을 제외하고는 전체적으로 고른 응력 분포를 볼 수 있었다. 이는 형상이 기하학적으로 급격히 변하는 부분을 줄여서 응력의 집중을 막을 수 있음을 보여주고 있다.

따라서 모든 내측선을 등글게 처리하는 것이 가능한 많은 치질을 남겨둔다는 이점뿐만 아니라 응력을 널리 분포시켜서 피로에 의한 파절을 지연시킬 수 있는 이점이 있다. 그래프상에서 모델 2의 Von Mises 유효 응력값은 치근쪽 치아-레진 접착 부위에서 높고 치수쪽 중간 이상까지 약간 낮게 고루 분포되면서 절단연쪽으로 점점 낮아진다(Graph 2).

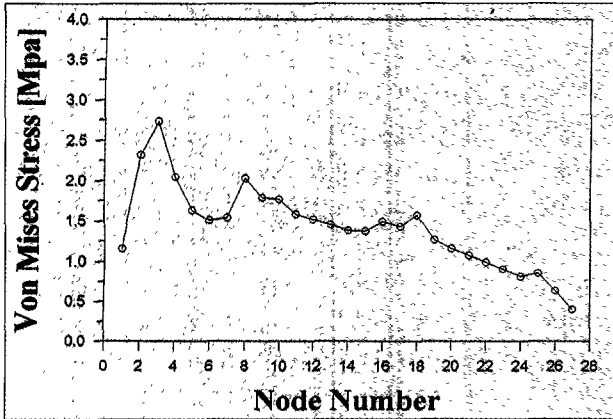
3. 모델 3

모델 3에서는 Box form으로 처리하는 방법을 사용한 경우이다(Fig. 1).

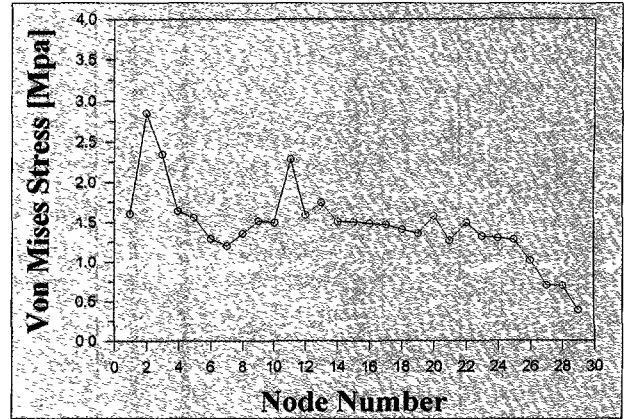
모델 3의 응력 분포를 살펴보면 치수쪽 중간의 Incisal axial line angle, Gingival axial line angle 그리고 치근쪽의 치아-레진 경계를 중심으로 치아와 레진에 응력의 수치가 높게 나타나고 있음을 관찰할 수 있다. Fig. 5에서 보



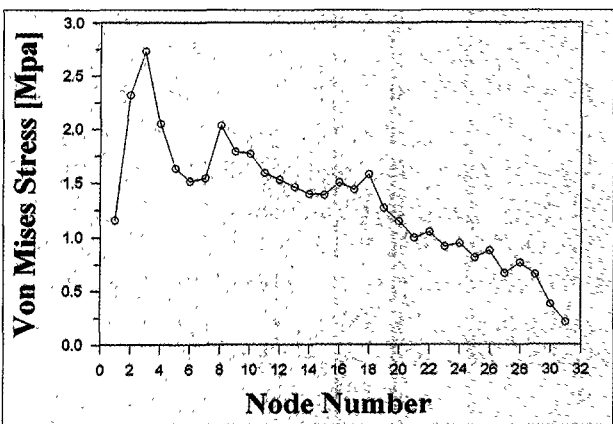
Graph 2. Von Mises Stress of Model 2



Graph 3. Von Mises Stress of Model 3



Graph 4. Von Mises Stress of Model 4



Graph 5. Von Mises Stress of Model 5

는 바와 같이 Von Mises 유효 응력 값도 절단면 쪽의 경계를 제외하고 치근쪽의 치아-레진 경계를 중심으로 현저히 높고, 치수쪽 중간의 Incisal axial line angle과 Gingival axial line angle에서 높게 나타남을 볼 수 있다. 그러나, Box 내의 Incisal part와 Gingival part 그리고 Axial wall에서는 모델 1과 같이 고른 응력 분포를 보여주고 있어 파절의 초기 진행은 기하학적으로 급격히 변하는 부분에서 발생하고, 이러한 기하학적인 복잡성이 응력의 집중을 초래하고 궁극적으로 파절을 야기하는 원인이 되는 것을 다시 한번 확인할 수 있다(Graph 3).

4. 모델 4

모델 4에서는 Box form에 절단면쪽으로 bevel을 부여한 경우이다(Fig. 1).

모델 4에서의 응력 분포는 치근쪽 치아-레진 경계부와 Gingival axial line angle에 응력이 집중되어 나타남을 보인다. 모델 3처럼 Incisal axial line angle에도 응력 집중

이 보이거나 다소 약하여, axial wall 이나 Box의 Incisal part 부위와 비슷한 응력을 보이는 것이 모델 4의 특징이다. Von Mises 유효 응력 값도 Fig. 6이나 Graph 4에서 보듯이 치근쪽 치아-레진 경계부와 Gingival axial line angle 에서만 응력 집중을 보이고 나머지는 전체적으로 고르게 분포되어 있다.

절단면 쪽의 bevel이 Incisal axial line angle의 응력 집중을 다소 감소시키는 역할을 하는 것으로 보인다.

5. 모델 5

모델 5는 모델 4의 Box form에서 Incisal axial line angle과 Gingival axial line angle에 groove를 형성하여 준 경우이다(Fig. 1).

모델 5의 응력분포는 다른 모델과 마찬가지로 치근쪽 치아-레진 경계부에 응력이 집중되어 나타난다(Fig. 7). 그리고 모델 4의 두 line angle에 응력이 집중되는 것처럼 모델 5의 두 groove에도 응력이 집중되어 나타나지만 Box를 따라 절단면 쪽으로 완만하면서 고르게 응력집중이 감소하는 모습을 보인다. 그러나, 모델 3, 4와 비교시 groove 추가로 인한 응력집중감소는 Von Mises 응력수치에서 찾아볼 수 없었다(Graph 5).

IV. 총괄 및 고안

5급와동은 치아의 순설면 치은 1/3에 위치하기 때문에 심미적 이유로 복합레진이 전치부의 수복재로 주로 선택된다. 레진의 전형적인(conventional) 5급와동 형성법은 치아 순설면에 90°의 와연변연, 측면 선각의 일정한 깊이와 groove 유지 형태를 제시해 왔다. 그 후에 Bevel을 지닌 conventional 5급 와동법이 이미 수복된 5급와동 수복물을 대치하거나 큰 우식 부위 적용에 소개되었다¹⁹⁾.

Bevel을 부여한 와동의 장점은 첫 번째로 bevel에 의해 산부식된 법랑질의 면적이 넓어져 유지가 증가되고, 두 번째로 치아와 재료간 결합이 상승되어 미세누출이 감소하며, groove 유지 형태의 필요성이 감소한다^{20,21)}.

5급와동 결손 부위가 작을 경우 변형된 5급와동법이 소개되었다. 이는 가능한 한 치질을 보존하려는 수복방법으로 butt joint 와 groove 유지 형태를 요구하지 않는다. 따라서 결손부위는 스폰으로 떠낸 형태처럼 cavity wall이 넓어지며 axial surface의 깊이는 일정치 않게 된다¹⁹⁾.

소개되어온 와동 형태는 단순히 외압이 없는 상황에서 치질과 복합레진 간의 기계적인 결합만을 관점으로 언급하고 있다. 그러나 실제 구강에서는 교합시에 외압²²⁾이 작용하여 와동에 응력과 변형을 일으키게 된다. 이에 따라 5급와동에서는 와동에 의한 치질 파괴보다는, 와동 형태에 따른 응력 집중에 복합레진에 영향을 미쳐 결합이 떨어지거나 혹은 레진 자체에 응력을 가해 변연부의 파절을 유발시키게 된다.

그러므로 와동이 커질수록 외압에 의한 응력 현상의 영향이 증가된다. 따라서 적절한 와동 형태의 고찰이 복합레진 수복의 수명을 연장시키게 된다. 또한 복합레진 재료의 선택에도 영향을 줄 수 있어서, microfill 복합 레진은 재료 자체의 flexibility로 인하여 5급와동의 수복 후 외압에 의한 치경부의 굽힘 시 치질과 결합이 떨어지는 것보다 오히려 재료가 휘어져 미세누출의 가능성을 줄일 수 있다.

본 연구의 목적은 와동형태에 따른 응력 집중 부위와 정도를 알아봄으로써 파절의 가능성이 낮은 와동형태를 임상 술식에 응용하고자 하는 것이다. 또한 파절의 가능성이 높은 와동형태를 파악하여 파절의 요인을 분석해, 5급 와동형성시 주의하도록 하는 것이다.

모델 1과 모델 3에서는 axial wall의 sharp한 line angle 부위와 치근쪽 치아-레진 경계부에서 현저한 응력 집중 현상을 관찰할 수 있었다(Fig. 3, 5). 이는 파절의 초기 진행이 기하학적으로 급격히 변하는 부분에서 발생하고, 이러한 기하학적인 복잡성이 응력의 집중을 초래하고 궁극적으로 파절을 야기하는 원인이 되는 것을 알 수 있다(Graph 1, 3). 또한 치근쪽 치아-레진 경계에서 발생한 높은 응력이 외부 경계로 응력 분산되는 것이 불가능한데서 기인한다고 볼 수 있으며, 3차원 실제 모델의 경우에는 각 요소의 구속력의 강화와 응력의 분산이 3차원적으로 이루어지므로 2차원 모델에서 보다 좀더 낮은 수치가 나오리라 예상할 수 있다. 그러나, 저작시 발생하는 응력은 그 값이 파단에 이르는 데 상당한 격차가 있는 것을 볼 수 있다. 따라서 저작운동에 따른 치아와 레진 사이에 발생하는 파절은 재료가 탄성의 한계를 넘어 파단 강도에 이르러서 발생하는 파단이라기 보다는 탄성한계 내에서 저작 운동에 따른 반복 하중에 의한 피로 파괴 현상이라고 볼 수 있다. 즉 저작에 따른 치아내의 반복적인 하중은 치아와 레진 사이의 접착력을 떨어뜨리고

이에 따라 치질과 수복재의 부분적인 탈착 현상을 초래하여 이를 핵으로 파절이 진행되어 궁극적으로 치아와 레진사이의 분리과 마모를 촉진한다고 예측할 수 있다.

모델 2에서는 axial wall에 sharp한 line angle이 형성되지 않아 전체적으로 고른 응력 분포를 보이거나 치근쪽 치아-레진 경계부에만 높은 응력 집중을 보인다(Fig. 4). 이는 형상이 기하학적으로 급격히 변하는 부분을 줄여서 응력의 집중을 막을 수 있음을 보여주고 있다(Graph 2). 따라서 모든 내측선을 둥글게 처리하는 것이 가능한 많은 치질을 남겨둔다는 이점뿐만 아니라 응력을 널리 분포시켜서 절대 응력수치를 낮추고 피로에 의한 파절을 지연시킬 수 있는 이점을 가진다.

모델 1, 2, 3을 비교시 모델 1과 3은 sharp한 line angle로 인해 응력집중부위가 있을 뿐 아니라 모델 3은 line angle이 돌리며 치질 삭제량도 많다. 그와 달리 모델 2는 고른 응력분포와 치질 삭제량도 적어 와동형태에 적절한 것으로 보인다. 실질적으로 모델 2와 모델 3의 조화된 형태가 레진의 유지와 응력분포에 가장 유리할 것으로 사료된다.

모델 4는 Box 형태의 모델 3에 절단면쪽으로 bevel을 형성한 것으로 Incisal axial line angle에 응력 집중을 감소시키는 효과를 보이고 있다(Fig. 6). 그래서 bevel은 Box 형태의 응력 감소 유도뿐만 아니라 레진의 법랑질 산부식 표면을 넓혀 유지력을 현저히 증가시켜 접촉면 파절의 가능성을 더욱 줄일 수 있을 것으로 보인다.

모델 5에서는 Incisal axial line angle과 Gingival axial line angle에 groove를 형성함으로써 line angle에 모이는 응력집중을 분산시키거나 groove를 중심으로 모델 4의 응력집중과 비슷한 응력 수치를 나타낸다(Fig. 7). 이 와동형성법은 치질의 삭제량이 많으며, groove 형성이 쉽지 않고 응력 분포의 관점에서 유리하지 못하여 적절한 와동형성법이라 할 수 없을 것이다. 오히려 groove로 인한 기하학적인 급격한 변화가 같은 응력집중에도 더 쉽게 파절 가능성을 높일 것이다. 그러므로 line angle의 groove 형성은 레진의 유지에는 도움이 될 수 있으나 응력분산에는 도움이 되지 못할 것이다.

와동 형태가 치근쪽으로 깊지 않을 경우에는 bevel을 치근부 쪽으로 준다고 가정하면, 위의 다섯 모델에서 치근쪽 치아-레진 경계에 응력 집중을 훨씬 더 축소시킬 것이라고 가정해 볼 수 있을 것이다.

일반적으로 치아에 발생하는 응력 및 변위를 구강내에서 직접적으로 해석하기는 많은 제약이 따르므로 구강외에서 발견한 치아에서 실험을 하거나 치아와 유사한 구조와 성질의 가상모델을 제작하여 그 가상모델을 계측하고 실험하였다. 유한요소법은 복잡한 구조물을 여러개의 작은 요소(element)로 나누고 각 절점(node), 요소번호, 구성성분의 물리적 성질(탄성율(E), Poisson율(ν)), 하중조건을 구조

V. 결 론

물 해석을 위해 프로그램으로 컴퓨터에 입력시켜 계산하여 각 요소의 응력, 절점의 변위를 산출한 후 이를 연속시켜 전체현상을 가시화할 수 있다. 이에 따라 모형의 형태 및 크기를 표준화할 수 있고 구성재료의 물리적 성질을 일치시킬 수 있어 내부응력의 정확한 계측과 변위의 관찰이 용이하다는 장점이 있다.

광탄성 분석의 경우는 응력의 분포를 어느 정도 가시적으로 볼 수가 있으나 모형의 단순화가 필요하기 때문에 실제 임상과 같을 수는 없다. 정확한 치주 조직의 재현, 구강내와 같은 상황의 재현, 치아의 내부에 발생하는 응력의 관찰 등을 동시에 표현하지 못한다는 점이 광탄성 분석의 가장 큰 단점으로 남아 있다. 반면 유한요소법은 각각 요소의 응력 계산이 가능하고, 광탄성 분석에 비해 쉽게 하중을 가할 수 있으며, 마찰과 play를 쉽게 부여할 수 있는 여러 가지 장점을 가지고 있다. 물론 유한요소법도 가정하는 부분에서의 오차는 존재한다.

하중에 관해서는 학자에 따라 다양한 크기를 사용하고 있고, 그 적용 방법도 여러 가지 방법을 사용하고 있다. 본 연구에서는 하중을 가한 후 응력의 분포를 관찰하고자 하였기 때문에, 하중의 크기는 분석후 분포가 차이를 가질 정도의 하중만 가하였고, 따라서 결과적으로 나온 응력의 수치는 상대적인 것이지 절대적인 값을 의미하지는 않는다. 본 연구에서 설측으로부터 45도의 방향으로 하중을 가한 것은 저작시의 기능적 운동에 의한 것을 가정한 것으로 Caillteau 등¹⁶⁾, Ko 등²³⁾ 등의 연구와 유사하게 선택하였다.

하중이 치아에 가해지면 치아와 수복물 내부에는 응력이 발생하고 발생한 응력이 구조물의 파괴응력 보다 클 경우는 구조물의 파절이 발생한다. 본 연구에서 관찰한 Von Misses 유효응력은 구조물의 탄성한계와 관계가 있는 응력의 대표값으로 이 값이 클수록 구조물의 파절가능성이 크다고 할 수 있다. Von Misses 유효응력은 물리량으로서 재료의 파절을 나타내는 중요한 값이다. 본 연구에서는 같은 크기의 하중을 가하였으므로 각 경우에 대한 유효응력값의 수치적인 비교가 가능할 수가 있었다. 어느 부위에 국소적으로 응력 집중이 일어나게 되면 그 부위에서부터 균열(crack)이 일어나게 되고 결국은 치아가 파절하게 되는 것이다. 그러므로 유효응력값이 어느 한 곳에 크게 집중되지 않고 낮은 응력값이 전체적으로 분포될 때 파절의 발생 가능성은 줄게 될 것이다.

전체적으로 5급와동의 응력은 line angle과 치근쪽 치아-레진 경계에 집중되어 나타나는 모습을 보인다. 따라서 기하학적으로 급격히 변하는 부분에서 응력 집중을 초래하고 궁극적으로 파절을 야기하는 원인이 되는 것으로 볼 수 있다. 그러므로 line angle을 없애고 와동형태를 접시모양으로 형성할 경우 이상적인 5급와동이 형성되리라 여기나 임상 적용에 약간의 변형이 필요할 것으로 사료된다.

상악 중절치 순측 치경부에 5가지 형태의 5급 와동을 형성하고 레진 수복을 하여 절단면에 대해 설측에서 45도의 방향으로 하중을 가하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 모형의 치근부 치아-레진 경계부에 응력 집중이 가장 현저하였다.
2. Line angle을 없앤 모델 2에서 응력집중이 없이 고른 응력분포를 보였다.
3. Bevel 형성은 line angle 부위의 응력 집중을 다소 감소시켰다.
4. Sharp한 line angle을 지닌 Box 형태의 모델보다는 round한 형태의 모델이 응력집중을 고루 분포시켜 파절의 가능성을 감소시켰다.
5. Groove의 추가로 인한 그 부위의 응력집중 감소 효과는 없었다.

참고 문헌

1. Swift EJ, Perdigas J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin : A brief history and state of the art. *Quint Int* 1995 ; 26(2) : 95-110.
2. *Textbook of Operative Dentistry (3rd Edit)*. Baum, phillips, lund. 1995.
3. Asmussen E. Composite restorative resins : Composition versus wall to wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scad* 1975 ; 33 : 337-344.
4. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984 ; 62(12) : 1396-1399.
5. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 1989 ; 5 : 41-44.
6. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin based restorative materials. *Aust Dent J* 1983 ; 28 : 156-161.
7. Gordon D, Mattison. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 48 : 407-11, 1982.
8. David Assif, Eyal Oren, Barry L. Marshak, Israel Aviv. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative technique. *JPD* 61 ; 535-43, 1989.
9. A.A. Caputo, J.P. Standlee, E.W. Collard. The mechanics of load transfer by retentive pins. *JPD* 29 ; 442-9, 1973.
10. M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, L. J. Topp. Stiffness and deflection analysis of complex structure. *J Aero Sci* 23 ; 805-23, 1956.
11. Morin DL, Cross M, Voller VR, Douglas WH, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth : modelling and analysis. *Dent Mater* 1988 ; 4(2) : 77-84.
12. William KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987 ; 3 : 200-206.
13. Goel VK, Khera SC, Rolston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth - A finite element investigation. *JPD* 1991 ; 66(4) : 451-459.
14. Rubin et al. Stress analysis of the human teeth using a

- three dimensional finite element method. JDR 1983 :28 : 156-161.
15. 이재영, 이정식 : 상악 중절치 근관 치료후 수복 방법에 따른 응력 분포의 유한요소분석, 대한 치과보존학회지 : vol. 19, No. 2, 1994 : 549-560.
 16. Johnny G. Cailleteau, Monty R. Rieger, J. ED Akin. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Endo 18 : 540-4, 1992.
 17. Ash, Major M. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 7th ed. Philadelphia. WB Saunders, 1993.
 18. R.C. Wheeler. An atlas of tooth form. Philadelphia. WB Saunders, 1984.
 19. Harry F. Albers. Tooth colored restoratives - A text for selection, placement and finishing. 7th Edit'. Chap 5.
 20. Felix Lutz, Ivokrejci, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations : A new restorative technique. Quint Int 1986 : 17(12) : 777-784.
 21. Hall LHS, Cochran MA, Swartz ML. Class 5 composite resin restorations : Margin configurations and the distance from the CEJ. Oper Dent 1993 : 18 : 246-250.
 22. Craig R.G. : Restorative dental materials. 7th ed. St. Louis, C. V. Mosby Co., 1985.
 23. C.C. Ko, C.S. Chu, K.H. Chung, M.C. Lee. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. JPD 68 : 421-7, 1992.

사진부도

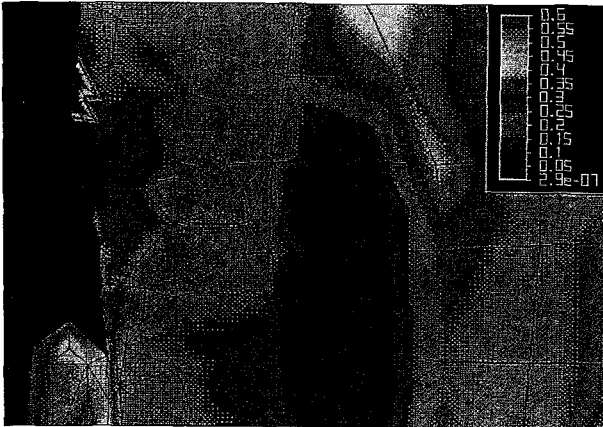


Fig. 3. Von Mises Stress of Model 1



Fig. 4. Von Mises Stress of Model 2



Fig. 5. Von Mises Stress of Model 3

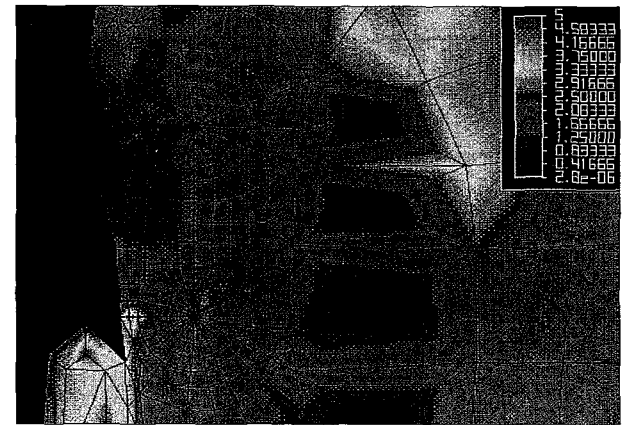


Fig. 6. Von Mises Stress of Model 4



Fig. 7. Von Mises Stress of Model 5