

## 상악 소구치 근관치료후 수복방법에 따른 응력 분포의 유한 요소 분석

서울대학교 치과대학 치과보존학교실  
이정식 · 이재영 · 조효선

### Abstract

#### FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION ACCORDING TO THE METHOD OF RESTORATION AFTER ROOT CANAL THERAPY

Chung-Sik Lee, D.D.S., Ph.D., Jae-Young Lee, D.D.S., M.S.D.  
Hyo-Sun Cho, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

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

Many dentists have been taken an interest in restoration of severely damaged teeth after endodontic treatment and it is a true that there are lots of studies about it. In these days, although we have used Para-Post, pins, threaded steel post, cast gold post and core, and so on, as a method of restoration frequently, it has been in controversy with the effects of them on the teeth and surrounding periodontal tissue.

In this study, we assume that the crown of the upper 1st premolar was severely damaged, and after the root canal therapy, two most common types of restoration were carried out : 1) coronal-radicular amalgam restoration, 2) after setting up the Para-Post, restore with amalgam core and gold crown.

After restoration, in order to present the concentration of stress at internal portion of the tooth and the surrounding periodontal tissue, we developed a 2-dimensional finite element model of labiopalatal section, then loaded forces from 2 long perpendicular to the lingual incline of buccal ridge an the middle point, parallel to the long direction axis of tooth at the fossa-were applied.

The analyzed results were as follows :

1. Stress of the normal first premolar was concentrated on the most weakest anatomical structure, that is, cervical area, and no stress on the bifurcated area of the canal.
2. Crown restoration after root canal therapy causes large stress concentration on the bifur-

\* 본 논문은 1993년도 서울대학교병원 임상연구비의 지원에 의하여 이루어졌음.

cated area of the canal. This stress concentration has larger value in case of lateral movement of mandible, and there are decrease in the stress concentration compared with natural tooth.

3. Coronal-radicular amalgam restoration method transports more stress to the tooth structure than restoration using Para-Post.
4. There are more stress concentration around Para-Post in the case of lateral movement, and we have more favorable result when restored with Para-Post.
5. Generally, stress in the lateral movement is larger than stress in the perpendicular load.

Key word : Para-Post, coronal-radicular amalgam technique, core, finite element analysis.

## I. 서 론

근관 치료 시 치관 치질의 삭제는 불가피하므로 치료 후 치관의 수복에 대해서는 예로부터 많은 연구가 되어 왔다. 물론 술자는 성공적인 근관 치료를 위하여 제거되어야 할 치관부 치질을 최소화함으로써 궁극적으로 완성된 보철물이 제 기능을 발휘할 수 있게 해야 하는 계획적인 치관 형성을 해야 한다. 왜냐하면 성공적인 근관 치료를 하고 나서도 수복된 치관이 완전하지 못하면 결과적으로는 아무런 의미를 부여할 수 없기 때문이다. Lovdahl과 Nicholls<sup>5)</sup>는 근관치료 후 수복된 전치에서 pin-유지 아말감이 cast gold post and core보다 변형이나 파절에 저항도가 높음을 관찰하였고, Chan과 Bryant<sup>6)</sup>는 소구치를 대상으로 하여 Para-Post와 콤포짓트 또는 아말감으로 수복을 한 경우가 cast post and core보다 더 높은 부하에서 파절되었다고 보고하였다. Kantor등<sup>3)</sup>은 무수치의 치관을 인위적으로 제거하고 cast gold post and core, pin-유지 콤포짓트 레진, Para-Post와 아말감 core 등으로 수복한 후 파절 저항에 대한 연구 결과, cast gold post and core로 수복한 경우가 가장 파절 저항이 높고, pin-유지 콤포짓트 레진의 경우가 가장 낮은 것으로 보고하였다. Brandal등<sup>4)</sup> Para-Post와 콤포짓트, pin-유지 아말감, 그리고 글래스 아이오노머와 아말감 혼합체로 수복한 후 파절 저항도를 측정하고, Para-Post를 사용하였을 경우 가장 높은 값을

얻을 수 있었다고 하였다. 이중 가장 보편적이고 간편하게 쓰일 수 있는 수복 방법으로 cemented 또는 threaded steel post를 유지(retention)의 한 방법으로 사용하여 치관을 콤포짓트나 아말감으로 수복하여 주는 방법이 많이 사용되고 있다. 또한 self-threading pin 등이 같이 혹은 단독적으로 쓰이기도 한다. 이밖에, coronal-radicular amalgam technique<sup>7)</sup>이 core를 수복하기 위한 술식으로 사용된다. 그러나, 이와 같은 많은 방법이 수복 후 기능적 운동이나 외상 시 치아의 구조적 integrity나 응력 분포에 어떠한 영향을 미칠지에 대해서는 많은 논란이 있다.

근관 치료된 치아를 '무수치'라는 용어로 표현한다. 근관을 통하여 혈관과 신경이 분포하는 생활치와는 많은 차이가 존재하고, 그중 하나가 충격에 매우 깨지기 쉽다는 것이다. 그러나 그 이유를 정확하게 설명하기란 쉽지 않다. 물론 무수치가 생활치보다는 콜라겐(collagen)에 결합된 수분이 상대적으로 적다는 것은 사실이다. 그러나 물리적 실험 결과 유의할 만한 성질의 차이는 없다고 보고되었다<sup>1)</sup>. 그럼에도 불구하고, 임상적으로 보면 무수치의 파절이 자주 관찰된다. 이는 치관 및 근관 형성, 근관치료의 원인이 될 수 있는 외상, 치아 우식, 그리고 수복 과정중의 와동 형성 등에 의해 상당한 양의 치질이 삭제됨으로써 치아의 구조적인 손상을 초래하기 때문인 것으로 사료된다<sup>2)</sup>. 또한 치관부 보철물의 유지 및 지지를

위한 post 장착으로 인하여 전혀 치료를 받지 않은 치아보다는 저작시 치아 전체에 가해지는 응력이 증가되었기 때문이기도 하다.

치아에 있어서 응력 분석에는 여러 가지 방법이 쓰여져 왔다. Strain gauge 등을 이용한 기계적 응력 분석<sup>8)</sup>, 광탄성 재료를 이용한 광탄성 응력 분석(photoelastic stress analysis)<sup>9)</sup><sup>10,11)</sup>, brittle lacquer coating technique, moire fringe analysis, holography 법등이 있으나, 이 방법들은 실험과 근사한 형태의 모형 설정에 어려움이 있고, 장치 조작의 복잡성, 시편의 단순성 등으로 인해 이를 임상에 응용하기에는 많은 문제점을 내포하고 있다. 1956년 Turner 등<sup>12)</sup>에 의해 제안된 유한 요소법은 수년간 많은 공학적 설계에 응용되었고, 근래에 와서 치아와 보철물 등 다른 분야에 많이 응용되기 시작하였다.

그러나, 치아와 같이 복잡한 형태를 지니고, 여러 종류의 물질이 한개의 개체를 이루는 경우에는 응력 분석에 필요한 탄성 계수(modulus of elasticity)나 포아송 비(Poisson's ratio) 등을 정하기란 쉬운 일이 아니다. 유한 요소법은 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 있다<sup>13)</sup>.

이에 저자는 근관 치료후 수복 방법이 근관 및 치아의 구조적 integrity에 어떠한 영향을 미칠 수 있는지 알아보고자, 상악 소구치의 순-구개 방향으로 단면화한 2차원 모델을 개발하고 유한 요소법을 이용하여 응력 분석한 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

근관 치료후 core build-up 재료 및 유지 장치로서 사용 빈도수가 높은 2가지 치료 술식을 행한 후, gold crown을 완성한 치아의 상태로 삼각형 및 사각형 요소(element)를 이용하여 상악 소구치의 모델을 개발하였다. 이들은 순-구개 방향으로 단면화한 2차원 모델로 이미

수집된 표준 수치를 참조하였다<sup>14)</sup>. 각 모델은 해당 경우에 따라 gutta percha cone, amalgam, gold crown, Para-Post를 포함하고 있다. 근관 형성후 근관의 입구는 직경 1.5 mm(#5 gate glidden drill), 근침단은 #30 file을 master apical file(MAF)로 정하였다. 그후 gutta percha cone으로 근관을 충전한 후 그림 1과 같은 방법으로 수복을 달리한 2가지 유형의 모델을 개발하여 비교 검토하였다. 모델 1은 자연치를 모델링하여 대조군으로 하였으며, 모든 경우에서 치조골 내의 치근은 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계 조건을 지정하였다.

### 1. 상악 소구치(모델 1)

치아 주위 치주 조직 응력 분석의 대조군으로 하기 위하여, 정상적인 건전한 치아의 모델을 개발하였다. Wheeler<sup>14)</sup>에 의한 수치를 이용하여 치아를 모델링하였으며, 전장은 22.6 mm, 치관에서의 최대 풍용부의 직경은 9.3 mm, 치경부의 직경은 8.2 mm 정도가 되도록 모델링을 하였다. 모두 369개의 절점(node)으로 이루어진 354개의 요소(element)로 나누어진다.

### 2. Coronal-radicular amalgam restoration (모델 2)

Ingle등에 의한 이상적인 근관 와동 형성을 한 후 위에서 기술한대로 근관 형성을 하고 충전하였다. 치수강 부위는 Nayyar등<sup>15)</sup>이 언급한 coronal-radicular amalgam technique을 이용하여 core build-up을 행하였다. 근관 입구로부터 약 3 mm 정도 깊이까지 아말감을 충전하여 유지를 얻었고, 응력 분석후 금관 여부에 따른 응력의 분포를 비교하기 위하여 금관 수복은 행하지 않았다. 절점(node)은 361개, 요소(element)는 348개로 이루어졌다.

### 3. Para-Post를 사용한 아말감 core(모델 3)

모델 2와 같은 방법으로 근관 와동 형성을 한 후 근관치료를 완성하고, 아말감으로 core build-up을 하였다. 이 경우에는 유지 장치를 직경이 0.91 mm인 Para-Post(Whaledent Inte-

rnational, New York, N.Y.)를 이용하였고, 우선 해당 drill로 근관을 형성한 후 zinc phosphate

치는 힘을 가정하여 협측 교두의 설측면에 대해 수직 방향으로 하중을 가하여<sup>24)</sup> 치아의 근관 내면(A, B, C면), 치경부 외면(D, E면), parapost 주위의 응력을 관찰하였다.

Table 1. Number of element and node of each model.

	Element	Node
Model 1	369	354
Model 2	361	348
Model 3	381	371

cement를 사용하여 포스트를 근관내에 접착시켰다. 포스트와 시멘트 경계면은 완전히 결합된 것으로 가정하였으며, 형성시 근관에 무리한 힘을 가하지 않기 위해서 근관 치료시 형성된 근관의 직경이 0.91 mm인 부분까지만 포스트의 길이가 도달되도록 하였다. 절점(node)은 381개, 371의 요소(element)로 나뉘어졌다.

위와 같은 2차원 모델에 물질의 종류에 따라 각각의 집단을 나누어 요소를 정의하고, 표 2와 같은 물성치를 부여하였다.

본 연구에서는 교합시의 응력이 치아의 파절에 어떠한 영향을 미치는가를 알아보기 위하여 500N의 하중을 F1, F2 2가지 방향에서 적용시켰다. F1은 중심 교합위에서 미치는 힘을 가정하여 교합면의 중심에서 치아 장축의 평행한 방향으로, F2는 하악의 측방 운동시 미

### Software & hardware

Algor(Algor Interactive System, Inc.)사의 SuperSap finite element analysis 프로그램 version 2.10 을 사용하였으며, 이것은 다양한 경우의 유한요소분석에 이용될 수 있도록 개발된 범용 프로그램이다. 사용된 computer는 Intel사의 80486 DX-50 CPU가 장착된 IBM 호환 기종이고, von Mises 유효 응력, 최대 주응력을 계산하고 모니터상에 가시적으로 나타내었다.

### III. 실험 성적

위의 실험 방법에 의해 치아 내부 및 외부의 응력 분포를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

#### 1. 모델 1

F1의 하중이 가해졌을 때 유효 응력의 분포를 관찰해 보면, A면은 하중이 주어진 절점에 근접할수록 약간씩 증가하는 경향을 보였으며 B면은 근관 입구까지의 근관 내면에서는 거의 비슷한 수치를 보이다가 치수강 내면은 약간 증가하였다. C면에서는 치수의 Young's modu-

Table 2. Physical properties applied to each element.

Material	Modulus of Elasticity (E, MN/m <sup>2</sup> )	Poisson's Ratio ( $\nu$ )
Enamel	82,500.0	0.33 (16)*
Dentin	18,600.0	0.31 (17)
Pulp	0.003	0.45 (13)
Amalgam	69,000.0	0.35 (17)
Gutta percha	0.69	0.45 (18)
ZPC	22,400.0	0.35 (17)
Parapost	210,000.0	0.33 (19)
gold	210,000.0	0.20 (20)

\* Numbers in parentheses denote references.

Table 3. von Mises equivalent Stress on A side

Model 1	F 1		Model 1	F 2	
	Model 2	Model 3		Model 2	Model 3
0.023566	0.017549	0.015249	0.009984	0.064597	0.063141
0.040803	0.029631	0.025804	0.013506	0.107441	0.100256
0.064601	0.062282	0.052181	0.033172	0.166411	0.144948
0.084153	0.105591	0.090203	0.130330	0.329182	0.211001
0.081075	0.118181	0.100984	0.257345	0.358365	0.334994
0.060846	0.104953	0.092173	0.350573	0.442491	0.428457
0.051594	0.105568	0.092956	0.293813	0.497985	0.475203
0.065114	0.107562	0.094311	0.219027	0.524625	0.515275
0.104573	0.096017	0.082225	0.278935	0.371844	0.387680
0.128143	0.111302	0.095163	0.367627	0.321793	0.324962

Table 4. von Mises equivalent Stress on B side

Model 1	F 1		Model 1	F 2	
	Model 2	Model 3		Model 2	Model 3
0.026850	0.022223	0.130157	0.063363	0.039279	0.113583
0.037723	0.038619	0.104484	0.107009	0.068806	0.073444
0.040558	0.082011	0.085547	0.181406	0.103573	0.093658
0.034986	0.145226	0.069139	0.272640	0.243679	0.113924
0.019444	0.158861	0.064140	0.348282	0.275914	0.160749
0.034399	0.155643	0.063339	0.418517	0.368012	0.202787
0.031405	0.160026	0.063986	0.358374	0.406536	0.223186
0.066912	0.159127	0.071145	0.243386	0.411226	0.246849
0.155018	0.135062	0.084256	0.179971	0.307633	0.246952
0.226610	0.124908	0.087961	0.302719	0.222186	0.188537

lus가 상아질과 많은 차이를 보이므로 거의 하중의 전달이 일어나지 않아서 응력이 거의 0 이었다. D와 E에서는 치근면에서의 응력이 법랑질 면에서 응력의 거의 2배의 수치를 보였고, 치근에서 치관 방향으로 감소하는 추세를 보였다.

F2 하중에서 유효 응력은 전반적으로 F1에 서보다 큰 응력값을 보였으며, B면과 E면을 제외한 모든 면에서 증감의 경향은 비슷하였다. B면에서는 치근 내면의 근관 입구까지 급격한 증가를 보이다가 치수강 내면으로 이행함에

따라 다시 감소하였다. E면에서는 백아-법랑 경계부에서 치관쪽으로 갈수록 갑자기 증가하였다.

## 2. 모델 2

F1의 하중에서 유효 응력을 보면 A면과 B 면은 gutta percha와 아말감이 충전되어 있는 경계부 주위에서 갑작스런 증가를 보이기 시작해서 아말감-치질 경계부를 따라서는 계속 적으로 큰 수치를 보이고, C면에서는 모델 1 과는 달리 아말감과 치질의 경계부를 따라 응

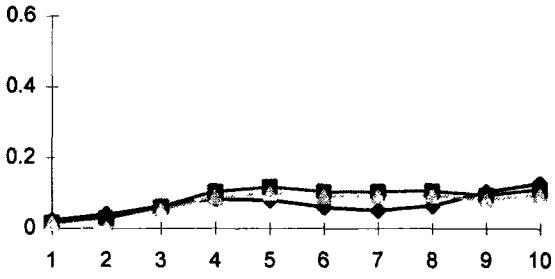


Fig. 1 von Mises Equivalent Stress, F1, A side

Model 1  
Model 2  
Model 3

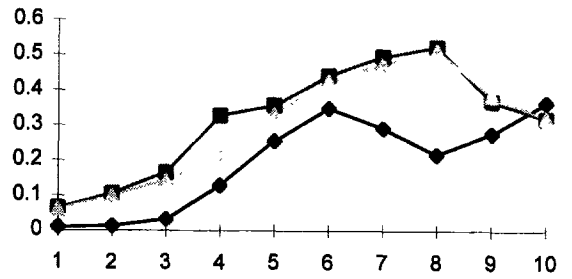


Fig. 2 von Mises Equivalent Stress, F2, A side

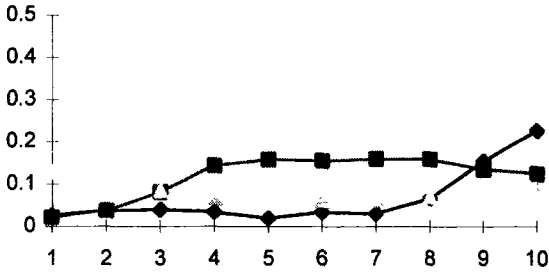


Fig. 3 von Mises Equivalent Stress, F1, B side

Model 1  
Model 2  
Model 3

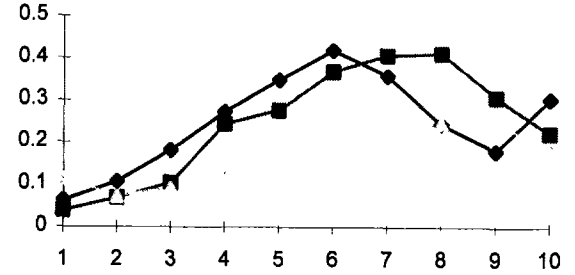


Fig. 4 von Mises Equivalent Stress, F2, B side

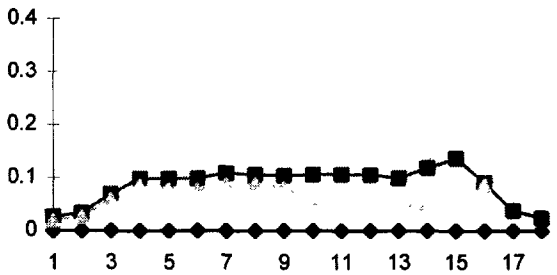


Fig. 5 von Mises Equivalent Stress, F1, C side

Model 1  
Model 2  
Model 3

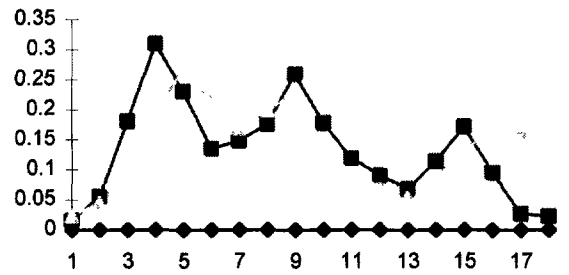


Fig. 6 von Mises Equivalent Stress, F2, C side

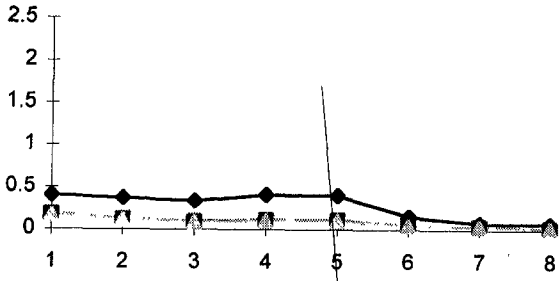


Fig. 7 von Mises Equivalent Stress, F1, D side

◆ Model 1  
 ■ Model 2  
 ▲ Model 3

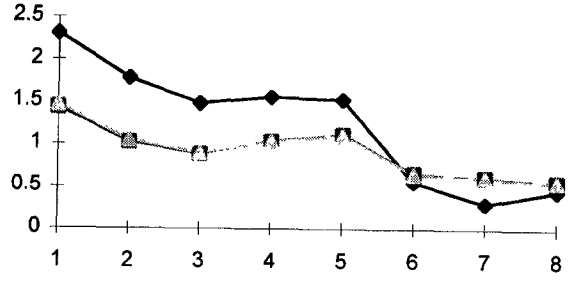


Fig. 8 von Mises Equivalent Stress, F2, D side

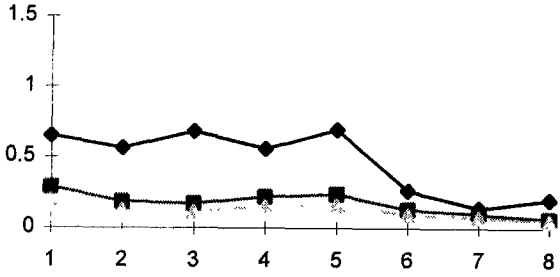


Fig. 9 von Mises Equivalent Stress, F1, E side

◆ Model 1  
 ■ Model 2  
 ▲ Model 3

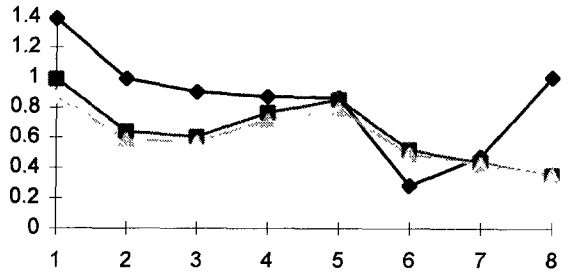


Fig. 10 von Mises Equivalent Stress, F2, E side

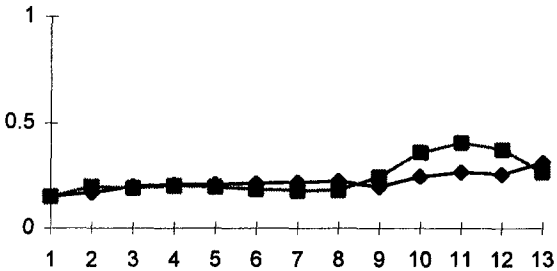


Fig. 11 von Mises Equivalent Stress, F1, Parapost

◆ Buccal  
 ■ Palatal

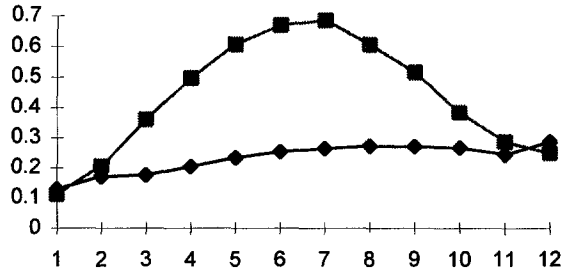


Fig. 12 von Mises Equivalent Stress, F2, Parapost

Table 5. von Mises equivalent Stress on C side

Model 1	F 1		Model 1	F 2	
	Model 2	Model 3		Model 2	Model 3
0.000000	0.026473	0.019847	0.000003	0.016092	0.023204
0.000000	0.033387	0.026596	0.000004	0.055752	0.045978
0.000000	0.069322	0.058361	0.000003	0.181614	0.092232
0.000000	0.098631	0.084670	0.000002	0.310568	0.192602
0.000000	0.097597	0.078158	0.000002	0.231119	0.269161
0.000000	0.098267	0.077540	0.000002	0.135540	0.215968
0.000000	0.108953	0.088349	0.000002	0.148701	0.170230
0.000000	0.105718	0.088917	0.000002	0.177051	0.200328
0.000000	0.103984	0.081455	0.000001	0.260883	0.228905
0.000000	0.105929	0.052454	0.000001	0.179075	0.130217
0.000000	0.106494	0.048890	0.000002	0.119637	0.092151
0.000000	0.105515	0.045235	0.000002	0.090709	0.068144
0.000000	0.099798	0.043966	0.000002	0.068754	0.054518
0.000000	0.119369	0.049594	0.000002	0.115407	0.086757
0.000000	0.137436	0.059658	0.000003	0.173436	0.137774
0.000000	0.091452	0.086763	0.000003	0.095570	0.159040
0.000000	0.038027	0.109683	0.000004	0.026930	0.165246
0.000000	0.024421	0.137023	0.000003	0.022854	0.152626

력이 증가되어 있음을 볼 수 있으며, 구개면의 gutta percha와 아말감이 충전되어 있는 경계부 주위가 협측면보다는 응력값이 높게 나타났다. 그러나 D면과 E면에서는 생활치보다는 작은 응력값을 보였으며 모델 1과는 달리 치근에서 치관으로 이행함에 따른 응력의 감소 정도는 작았다.

F2의 하중에서의 유효응력은 하중을 가한 위치가 아말감과 치질의 경계부에 가까운 곳 이므로 그 주위에서 아주 급격한 응력의 분포를 보였고, 모델 1에서와 같이 전반적인 수치가 F1의 하중보다는 높았다. A면과 B면의 응력은 모델 1과 거의 유사한 값과 분포를 보였으며, C면에서는 전반적으로 협측면이 약간 큰 응력 값을 보였다. 그러나 점차적인 감소 경향을 보인 것은 아니고, gutta percha와 아말감의 경계부에서 증가하다가 감소하고, 근관의 분지부에서 다시 한번 증가하다가 감소하였으며, 구개측

근관의 gutta percha와 아말감의 경계부에서 다시 증가, 감소하는 경향을 보였다. D면과 거의 유사한 분포를 보였으나 E면의 전반적인 응력값이 약 2/3정도로 낮았다.

### 3. 모델 3

F1의 하중에서 유효 응력을 보면 A면에서는 모델 2와 마찬가지로 gutta percha와 아말감이 충전되어 있는 경계부 주위에서 응력값이 갑자기 증가하였고, B면에서는 전반적으로 모델 2에 비하여 낮은 응력값을 가지면서 약간 감소하였다가 증가하는 경향을 보였다. C면에서는 아말감이 충전되어 있는 협측면에서 모델 2와 같은 분포를 보이다가 parapost를 접착한 구개면에서는 근관면의 응력이 많이 감소하였음을 관찰할 수 있었다. D면에서와 E면에서는 모델 2와 거의 같은 응력값을 보였다. Para-Post 주위의 유효 응력값을 보면 협측면과



Table 6. von Mises equivalent Stress on D side

Model 1	F 1		Model 1	F 2	
	Model 2	Model 3		Model 2	Model 3
0.405303	0.183495	0.176214	2.309921	1.439573	1.473840
0.373761	0.123432	0.118361	1.787247	1.028057	1.050418
0.338677	0.096513	0.092447	1.485257	0.887804	0.898370
0.410418	0.112661	0.105914	1.559778	1.038983	1.035120
0.404575	0.113354	0.106977	1.529974	1.119717	1.106262
0.155295	0.051303	0.050684	0.562334	0.661823	0.654063
0.077880	0.038146	0.039013	0.304034	0.620118	0.613003
0.072672	0.021783	0.023835	0.455676	0.569983	0.564466

Table 7. von Mises equivalent Stress on E side

Model 1	F 1		Model 1	F 2	
	Model 2	Model 3		Model 2	Model 3
0.649886	0.290689	0.194253	1.391181	0.988404	0.873773
0.564061	0.186682	0.126664	0.991637	0.638650	0.583390
0.682976	0.173444	0.119363	0.903461	0.605471	0.568662
0.559345	0.222416	0.153201	0.870867	0.764091	0.713172
0.694073	0.240549	0.165182	0.864369	0.852903	0.790681
0.264335	0.132592	0.095361	0.283138	0.518889	0.490539
0.142626	0.101367	0.076842	0.476001	0.437455	0.425515
0.201722	0.065361	0.050615	1.000918	0.353195	0.352832

Table 8. von Mises equivalent Stress on both side of Parapost

F 1		F 2	
Buccal side	Palatal side	Buccal side	Palatal side
0.152626	0.152626	0.130157	0.113583
0.169802	0.197829	0.171572	0.206218
0.199202	0.192444	0.176503	0.361057
0.208198	0.202887	0.205439	0.498163
0.210240	0.197779	0.235007	0.607591
0.214982	0.186853	0.254834	0.671772
0.218960	0.179839	0.265279	0.687013
0.224903	0.183181	0.274281	0.608360
0.198299	0.244813	0.271791	0.517345
0.247030	0.362199	0.268516	0.384379
0.268087	0.408389	0.245726	0.288660
0.256793	0.375476	0.288726	0.250323
0.314262	0.267940		

구개면의 응력값은 거의 차이가 없었으며 아말감과 접촉하고 있는 치관부에서의 응력값이 약간 큰 경향을 보였다.

F2의 하중에서 관찰해 보면, A, D, E면은 모델 2와 유사한 분포를 보였으나, B면에서는 점차적으로 약간씩 증가하였고, C면에서는 구개측 근관에 접촉된 Para-post가 모델 2의 아말감보다는 깊이 수복되었으므로 Para-Post가 장착된 깊이까지 응력이 계속 높은 수치를 보였다. Para-Post 주위의 응력값은 F1에서와는 달리 구개면이 더 큰 값을 보였으며 인산-아연 시멘트에서 아말감으로 이행됨에 따라 증가하였다가 감소하는 경향을 보였다.

#### IV. 총괄 및 고안

소구치는 구강내에서 이중적인 역할을 해야 하는 위치에 존재하고 있다. 다시 말하면 저작에도 어느 정도 역할을 해야하고, 약간의 심미적인 면도 충족해야하기 때문이다. 이러한 치아가 어떠한 원인에 의해서 근관 치료를 받게 된다면, 근관 치료후 수복 방법은 매우 신중하게 선택되어야 할 것이다. 물론 치질의 보존 여부에 따라서 선택의 한계는 있을 지 모르지만, 가능하면 심미적인 면과 기능적인 면을 최대한 만족시킬 수 있는 방법이 최선의 방법이 될 것이다. 이와 같은 치관의 수복 시 어떠한 시술 방법을 선택하는 지는 잔존하는 건전한 치질의 양, 치아의 위치, 교합의 상태, 주위 치주 조직과 골의 상태와 양, 상하간의 여유 공간, 치근과 근관의 형태 등에 의존된다<sup>20)</sup>. Core 형성을 위해서는 근관내에 유지 장치를 사용해야하며, 이것이 치아 및 주위 치주 조직에 미치는 영향은 치료가 끝난 후에도 항상 치아의 유지 상태를 좌우하므로 최근에도 많은 학자들의 관심이 되어 왔다.

치관 수복의 유지 장치로는 근관내의 undercut, 기성 제품의 post, cast gold post and core, self-threading pin, coronal-radicular amalgam technique 등과 같은 여러 방법이 있으며, 시술 시 소요되는 시간, 경제성, 그리고 효율성 등을 고려할때 Para-Post system<sup>®</sup>이 많이 사용되고

있다. 그러나, Para-Post를 많이 사용하고 있음에도 불구하고, 아직도 적절한 직경 및 깊이의 선택에 대해서는 특정한 기준이나 이상적인 치료 원칙이 제시되지 못하고 있다. 단지, 술자의 경험과 증례에 따라 임의적으로 사용되고 있으며, 이로 인한 유지력의 감소, 불필요한 치질의 삭제 등으로 수복된 치관의 강도나 유지력 감소 등의 문제점이 야기되고 있다. Para-Post 제품의 drill을 사용하여 치질을 삭제하여 보면, drill의 절삭력이 적기 때문에 이상적인 치근단 4~5mm 짧게 형성하기 위해서는 많은 힘을 치아 장축에 대해 수직 방향으로 가해야 한다. 이 과정에서 치아에 미세한 균열을 발생시킬 수 있는 확률이 높아지게 되며, 이러한 작은 균열에 응력이 계속적으로 집중되어 결국에는 수직 파절등의 극단적인 경우까지도 유발할 수 있으므로, drill을 저항없이 사용하여 가능한 깊이까지만 삭제하여야 할 것으로 사료된다. 따라서 본 연구에서는 실제 상황에 가깝게 가정하고자 Para-Post의 길이가 이상적인 포스트의 길이보다 짧게 모델링되었고, 이는 Para-Post주위가 상아질에로의 응력 전달에 어느 정도 영향을 미칠 수 있는 것으로 해석될 수도 있다. 특히 구치부의 치근과 같이 만곡도가 높은 경우에는 포스트를 위한 근관 형성 시 수직 파절이외에 천공에도 신경을 써야하므로 포스트의 길이는 아주 짧아질 수 밖에 없고, 이는 유지의 감소를 유발할 수 있는 가능성이 높게 될 것이며, 이런 이유로 구치부에서는 1개 이상의 Para-Post가 사용되는 것이 좋을 것으로 사료된다. Para-Post 이외에 사용되는 것으로 self-threading pin이 있으며, 이는 치관의 강도를 증가시키기 보다는 유지의 증가를 목적으로 사용된다. Pin은 오히려 주위 상아질의 균열을 유발할 수 있으므로 사용시 세심한 주의가 요구되며, 특별히 필요한 경우 이외에는 근관 치료 후 core 수복에 사용을 피하는 것이 좋을 것이다.

von Mises 유효 응력은

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_1)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 + 6(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{31}^2)]}$$

으로 표현되는 물리량으로서 재료의 파절을 나타내는 중요한 값이다. 본 연구에서는 같은 크기의 하중을 가하였으므로 각 경우에 대한 유효 응력값의 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 유효 응력값이 어느 한곳에 크게 집중되지 않고 낮은 응력값이 전체적으로 분포될때 파절의 발생 가능성은 줄게 될 것이다. 이와 같은 관점에서 각 치료 술식에 대한 파절 가능성을 유효 응력으로 관찰해 보며, 술식의 장단점을 기술하는 것이 본 연구에서 알아보고자 하는 바와 일치할 것으로 사료된다. 수직 하중과 측방 운동시의 하중을 비교해 보면 전반적으로 측방 운동시의 하중이 3~4배의 높은 응력값을 보였다. 이는 파절의 가능성은 중심 교합위의 수직 하중에서 높다는 것을 의미하며, 한국인과 같이 질긴 음식을 많이 섭취하는 국민이 치아의 파절이 많이 일어날 수 있다는 것을 뜻한다. 모델 1과 모델 2, 3의 비교에서 보면 자연치와 근관 치료후 수복한 치아 사이의 관계를 관찰해 볼 수 있는데 응력값에는 큰 차이가 없었던 것으로 보아 임상적으로 많이 관찰할 수 있는 치아 파절은 치질의 integrity가 손상을 받을 경우 가능성이 높다고 해석할 수 있겠다(그림1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10).

또한 전반적으로 치경부 부위의 응력이 집중됨을 볼 수 있으며, 이 역시 임상적으로 관찰해 볼 수 있는 높은 파절 가능성과 관계가 있다고 하겠다. 구개측 근관의 구개면은 coronal-radicular amalgam restoration의 경우가 parapost로 수복한 경우보다 구개측 근관의 구개면에 높은 응력값을 보였는데, 이는 수복 방법으로는 parapost를 사용함이 더 유리함을 시사하고 있다고 하겠다. 그러나 이 등<sup>20</sup>은 전치부의 응력 분포에서 coronal-radicular amalgam restoration가 더 유리함을 주장하였다(그림3).

근관 분지부에서의 응력은 근관 치료 후 수복한 모델 2, 3에서 상대적으로 매우 높은 응력값을 보였는데, 이는 자연치 치수의 Young's

modulus가 상아질과 많은 차이가 있어 마치 빈 공간과 같이 작용하고 수복한 치아는 아말감이 직접 분지부의 상아질과 접촉하고 있어 응력의 전달이 쉽게 일어나기 때문이다. 또한 수직 하중일 경우와 구개면이 측방 하중일 경우는 협측면에 응력이 높게 분포하므로 각각 이 부위의 파절 가능성은 다른 부위보다 높다고 하겠다(그림5, 6).

그러나 치경부 외면의 경우 자연치에 비하면 상대적으로 작은 응력값을 보였으며, 근관 내부에서의 아말감 및 parapost보강이 치아의 구조적 integrity에는 보조적인 역할을 함을 알 수 있다(그림7, 8, 9, 10).

Parapost는 측방 운동시에 구개면에서 매우 높은 응력값을 보였으며, 결국 parapost의 역할은 측방 운동에 대한 파절 저항이라고 할 수 있겠다(그림11, 12).

Leary et al.<sup>20</sup>에 의하면 시멘트 층은 stress breaker의 역할을 한다고 하였다. 본 연구에서는 Para-Post의 접착을 위해서 산화 아연 시멘트를 사용하였으며, 이것은 근관벽과 Para-Post 사이의 빈 공간을 채우는 역할도 하게 된다. 이는 본 연구의 모델3에서 관찰한 결과와 일치하며, Para-Post내의 응력이 주위 상아질과 전달되지 않음으로 인해 잔존 치질의 구조적인 integrity가 하중에 의한 응력등에 영향을 받는 기회가 줄어들어 다른 종류의 self-threading post보다는 더 유리한 유지 방법으로 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

유한 요소법은 분석하고자 하는 대상물을 요소(element)라 불리는 여러 개의 작은 사각형, 삼각형 또는 육면체(삼차원의 경우) 등으로 세분하여 각각의 강성 행렬을 이용하여 응력값과 변형을 구한 후 이를 다시 종합적으로 연결시켜 대상물 전체의 분석을 하는 방법이다. 이 방법의 장점은 기타의 응력 해석법(광탄성 분석법, brittle lacquer coating technique, Moire fringe analysis 등)과는 달리 한번 모델을 만들어 놓으면 그 모델에 대하여 여러 가지 경계 조건이나 하중 조건상에서 반복적인 수행이 가능하다는 것과 뛰어난 가시화 기능으로 해석된 결과를 눈으로 쉽게 확인할 수 있다는

것이다. 유한 요소법은 대상물을 요소화하는 과정 중에서 대상물을 여러개의 짧은 직선으로 표현하며 이로 말미암아 계산상의 오차가 발생하게 된다. 치아 해석에 유한 요소법을 적용할 경우 얼마나 정확한 결과를 얻을 수 있는가는 모델의 정확성에 있다고 하겠다. 그러나, 지금까지의 많은 연구에서는 모델을 지나치게 간편화시킨 경우가 대부분이었다.<sup>3, 13, 16, 18, 19, 24, 25, 26,</sup>

27, 28, 29, 30, 31, 32, 33). 이는 물론 사용되는 computer의 처리 용량이 원인이 될 수 있었으나, 현재에는 개인용 computer에서도 과거의 minicomputer 수준의 계산이 가능하므로 응력 분석 결과의 정확성을 위해 요소를 많이 구성하여 대상물의 형상과 근접하게 함으로써 오차를 감소시킬 수 있기 때문에<sup>29)</sup>, 본 연구에서는 오차를 줄이기 위해 비교적 많은 수의 요소(표1)로 모델을 구성하였다. 또한, 어느 정도 근사한 모델을 만들 수 있는가가 이러한 유한 요소법의 실제 적용에 큰 관심사가 될 수 밖에 없다. 유한 요소법의 모델 개발에는 많은 경험을 필요로 함은 주지된 사실이다. 그러나 치아의 경우는 복잡한 구조물이고, 건축물 같이 정확한 수치가 있는 것도 아니므로 보다 더 치아의 형태와 구조물에 대한 지식이 있는 사람이 모델을 개발함이 옳을 것으로 생각된다. 물론 이에 유한 요소법에 대한 많은 지식 및 관련된 여러 경험을 필요로 한다. 2차원 분석과 3차원 분석의 차이는 앞서 언급한 분석의 정확성 차원에서 고려해야 할 문제이다. 2차원 모델에서의 응력값은 2차원을 이루는 2개의 축에 수직한 제 3의 축 방향으로 전달되어야 할 응력이 단일 평면에 모이게 되므로, 실제 3차원의 값보다는 과장되어서 나타나게 된다<sup>24)</sup>. 그러나 그 분포는 거의 큰 차이가 없으므로, 응력의 분포를 관찰하기 위한 유한 요소 모델은 여러 가지 면에서 2차원이나 3차원의 차이는 거의 없는 것으로 보아도 좋을 것이다. 본 연구에서는 여러 연구에서의 모델을 검토한 후, 저자가 직접 모눈 종이에 치아의 외곽선을 그리고, 전문가에서 타당성 검토를 받은 후, 좌표 입력 및 분석을 하였으므로 위에서 언급한 모델 개발에 관한 문제점은 어느 정도 해결되었으리라고 생각된다. 그러나

한가지 아쉬운 점이 있다면 치아 전문용 분석 프로그램이 아닌 범용 프로그램으로 분석함으로써 모델 개발에 불필요하게 많은 시간이 소요되었다는 점이다. 따라서 앞으로 유한 요소법의 치과 분야에 있어서의 보다 광범위한 활용을 위해서는 이러한 치아 전문 분석 프로그램의 개발이 시급하다고 하겠다.

## V. 결 론

상악 소구치의 근관 치료 후 2가지 종류-(1) coronal-radicular amalgam restoration, (2) Para-Post후 아말감으로 충전하고 gold crown 수복후 근관 내면 및 치경부 부위의 응력 분포를 관찰하고자 순-구개 단면의 2차원 유한 요소 모델을 개발하고, 중심 교합위에서 미치는 힘을 가정하여 교합면의 중심에서 치아 장축의 평행한 방향으로, 하악의 측방 운동시 미치는 힘을 가정하여 협측 교두의 설측면 대해 수직 방향으로 하중을 가하여 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 자연치의 응력은 해부학적 구조중 가장 약한 부위, 즉 치경부 주위에 집중되며, 근관의 분지부에서는 거의 응력이 없다.
2. 근관 치료후 치관부를 수복하면 근관의 분지부에 많은 응력의 집중이 생기며 이는 측방 운동시 더 큰값을 가지나, 치경부에는 응력 집중이 자연치에 비해 감소한다.
3. Coronal-radicular amalgam 술식은 Para-Post로 유지를 얻은 경우보다 치질에 더 큰 응력의 전달을 유발한다.
4. Para-Post를 이용한 수복에서는 측방 운동시 Para-port 주위에 더 큰 응력이 집중되었으며, Para-Post를 장착한 근관이 응력의 집중면에서는 더 유리한 면을 보였다.
5. 전체적으로 수직 하중보다는 측방 운동시의 하중이 더 큰 응력값을 지닌다.

## 참고문헌

1. Lovdahl P.E., Nicholls J.I., Pin-retained

- amalgam cores vs. cast-gold dowel cores. *J Prosthet Dent* 38 : 507-14, 1977.
2. Chan R.W., Bryant R.W. Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 48 : 401-6, 1982.
  3. Martin E. Kantor, Mitchell S. Pines. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 38 : 405-12, 1977.
  4. Jeanette L. Brandal, Jack I. Nicholls, Gerald W. Harrington. A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent* 58 : 161-5, 1987.
  5. A. Nayyar, R.E. Walton, L.A. Leonard. An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 43 : 511-5, 1980.
  6. Fusayama T., Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res* 48 : 452, 1969.
  7. Angelo A. Caputo, Jon P. Standlee. Biomechanics in clinical dentistry. Quint Publish Co., 185-203, 1987.
  8. D.L. Morin, W.H. Douglas, M. Cross, R. DeLong. Biophysical stress of restored teeth : experimental strain measurement. *Dent Mater* 4 : 41, 1988.
  9. Gordon D. Mattison. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 48 : 407-11, 1982.
  10. 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 techniques. *J Prosthet Dent* 61 : 535-43, 1989.
  11. A.A. Caputo, J.P. Standless, E.W. Collard. The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent* 29 : 442-9, 1973.
  12. M.J. Turner, R.W. Clough, H.C. Martin, L.J. Topp. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J. Aero Sci* 23 : 805-23, 1956.
  13. 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.
  14. R.C. Wheeler. An atlas of tooth form. Philadelphia. *WB Saunders*. 1984.
  15. S. Widmalm, S.G. Ericsson. Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil* 9 : 445-450, 1982.
  16. J.W. Farah, J.M. Powers, J.B. Dennison, R.G. Craig, J. Spencer. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J Dent Res* 55 : 115-20, 1976.
  17. J.G. Bell, M.C. Smith, J.J. de Pont. Cuspal failures of MOD restored teeth. *Aust Dent J* 27 : 283-7, 1982.
  18. S.D. Cook, A.M. Weinstein, J.J. Klawitter. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 61 : 25-9, 1982.
  19. Williams K.R, Edmundson J.T., Rees J.S. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 3 : 200-6, 1987.
  20. R.G. Craig. Selected properties of dental composites. *J Dent Res* 68 : 1544-50, 1979.
  21. M.C.R.B. Peters, H.W. Poort, J.W. Farah, R.G. Craig. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 62 : 760-3, 1983.
  22. 이재영, 이정식. 상악 중절치 근관치료후 수복 방법에 따른 응력 분포의 유한 요소 분석. 대한치과 보존학회지.
  23. J.M. Leary, M.E. Jensen, J.J. Sheth. Load transfer of posts and cores to tooth through cements. *J Prosthet Dent* 62 : 298-302, 1989.

24. R.A. Reinhardt, R.F. Krejci, Y.C. Pao, J.G. Stannard. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 62 : 1002-8, 1983.
25. C.C. Ko, C.S. Chu, K.H. Chung, M.C. Lee. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 68 : 421-7, 1992.
26. R.A. Reinhardt, R.F. Krejci, Y.C. Pao, J.G. Stannard. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 62 : 1002-8, 1983.
27. D.T. Davy, G.L. Dilley, R.F. Krejci. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 60 : 1301-10, 1981.
28. C. Rubin, N. Krishnamurthy, E. Capilouto, H. Yi. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res* 62 : 82-6, 1983.
29. Vijay K. Goel, Satich C. Khera, Jeffry L. Raiston, Kuang H. Chang. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation *J Prosthet Dent* 66 : 451-9, 1991.
30. S.C. Khera, V.K. Goel, R.C.S. Chen, S.A. Gurusami. A three-dimensional finite element model. *Oper Den* 13 : 128-37, 1988.
31. Lawrence G. Selna, Herbert T. Shillingburg, Peter A. Kerr. Finite element of dental structures-Axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res* 9 : 237-52, 1975.
32. 최석근. 유한요소분석. 집문당, 187-203, 1992.