

유한요소법을 이용한 치근단절제술후 근침의 응력분포에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보존학교실

이세준 · 최호영 · 민병순 · 박상진 · 최기운

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN ROOT-END RESECTED TEETH.

Se-Joon Lee, Ho-Young Choi, Byung-Soon Min, Sang-Jin Park, Gi-Woon Choi

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Kyung-Hee University

The purpose of this study is to evaluate the distribution of stress in the root end resected teeth. The finite element method was used to compare stresses along the root and retrograde filling material in seven two-dimensional models of mandibular 2nd premolar. Each model was endodontic treatment and gold crown restoration. Each model divided with amalgam core restoration or gold casting post restoration. Thus each model divided with shape of root end resection, depth of retropreparation and exposure length of root in the bony cavity. The seven models were classified as in the table 1 below.

Table 1. The classification of seven models (unit: mm)

Model	Mode of Treatment	R	P	O	RP	B
1		3	+	-	3	1
2*		3	+	-	2	1
3*		3	+	-	2	2
4*		3	+	-	2	3
5*		3	+	-	3	1
6*		3	+	-	3	0
7*			-	+	1	1

* : restoration of the post

p=perpendicular root end resection

B=exposure length of root at bony cavity(mm)

R=length of root end resection(mm)

RP=depth of retropreparation(mm)

O= 45° oblique root end resection

A load of 500N was applied 45° diagonally on the lingual slope of the buccal cusp. These models were analyzed with two dimensional finite element methods.

The results of this study were as follows :

1. The maximum tensile stress along the inner canal wall was shown on the model 7.
2. When the model 1 was compared with the model 5, the maximum tensile stress along the inner canal wall showed the model 1.
3. Less equivalent stress was shown on the model 6 and more equivalent stress was shown on the model 4.
4. More shear stress was shown on the retrograde filling material of the model 7.
5. The models with increased length of exposed root in the bony cavity demonstrated a gradual increase to the tensile stress in X direction which occurred approximately a boundary between the bone and exposed root in the bony cavity.
6. The model which had a case of matching the apex of post and a boundary between the bone and exposed root in the bony cavity demonstrated more increase tensile stress in X direction than other models.

I. 서 론

근관충전된 치아에서 근관치료 실패시, 비외과적 근관치료에 의한 재치료가 불가능한 경우 치근단수술을 시행하게 된다. 이 경우 치근단절제후 역충전용 와동형성과 역충전을 시행한다.¹⁾

치근단절제술을 시행할 경우, 미세현미경 및 미세수술기구와 초음파 수술기구의 발달로 치근단절제술은 사선절제가 아닌 수평절제가 가능하고 치근관내 평행한 역충전용 와동형성이 가능하다²⁾. 즉 수평 치근단절제술의 장점은 치근의 미세파절될 위험이 적고, 다근관 치아의 설측 치근관의 접근이 용이하여, 성공적인 치아 유지가 가능하다. 또한 역충전재로 인한 미세누출이 감소될 수 있고 치근의 약화를 방지할 수 있고, 치근절제시 노출되는 isthmus와 측방관을 육안으로 확인할 수 있어 완벽한 치근단절제술이 가능하다.

Ingle과 Cummings 등³⁾은 치근단 3mm 절제시 근단 부위의 부근관을 제거할 수 있으며 완벽한 치근단 폐쇄가 가능하다고 주장하였다.

Giheany 등⁴⁾은 수평 치근단절제시 사선 치근단절제한 경우와 비교하여 치근단부위에서 미세누출이 감소하였음을 보고하였고, Kaplan 등⁵⁾은 cold-burnish한 gutta-percha가 아말감이나 heat-sealed gutta-percha보다 치근단 폐쇄가 우

수하였다고 보고하였고, Edmunds 등⁶⁾과 Mattison 등⁷⁾은 근단의 역충전이 3mm이상의 길이로 시행할 경우, 역충전재의 종류와는 상관없이 모두 미세누출이 감소하였음을 보고하였다.

근관충전한 치아는 치관 및 치근의 파절을 예방하기 위하여 근관내 포스트와 주조금관을 장착시키는 경우가 많다. Cailleteau 등⁸⁾과 Holmes 등⁹⁾은 포스트가 장착된 치아에서 최대인장응력이 발생하는 부위는 포스트의 첨단부이므로 이 부위에서 파절이 야기될 수 있다고 경고하였고, Shillingburg 등¹⁰⁾과 Morgano 등¹¹⁾은 근관내 포스트의 첨단부가 치근단 1/3에 위치하고, 4~5mm의 근관충전재를 잔존시키고 그 상방에 포스트를 위치시켜야 한다고 주장하였으며, Kantor 등¹²⁾은 무수치에서 치관이 제거되고 포스트와 코아, 편유지 콤포짓트 레진수복 및 파라포스트와 아말감 코아 등으로 수복할 경우, 포스트와 코아로 금관을 수복한 경우가 치아의 파절저항이 가장 높았으며, 편유지 콤포짓트 레진으로 수복한 경우에서 치아의 파절저항이 매우 낮게 나타난 것으로 보고하여 포스트의 치아 강화효과를 관찰한 바 있다. Brandal 등¹³⁾도 포스트를 사용하였을 경우, 치아의 파절저항이 높은 것으로 보고한 바 있다.

이상과 같이 포스트는 주조금관의 교합압에 탈락되지 않도록 유지력을 증가시킬 수 있으나,

치아내 포스트의 형성으로 인하여 상당한 양의 건강한 치질이 삭제됨으로 응력이 집중되어 치아의 파절의 위험성도 증가될 수 있다.

따라서 근관충전 및 포스트 장착으로 인하여 나타나는 약화된 치아의 강도를 분석할 필요가 있다. 즉 치아에 가해지는 응력의 분석은 치아의 구강내 유지에 중요한 요소이다.

응력을 분석하는 방법으로는 strain gauge 등을 이용한 기계적 응력분석¹⁴⁾ 및 광탄성 재료를 이용한 광탄성 응력분석법^{15,16)} 등이 있으나 실물과 유사한 형태의 모형 제작이 곤란하여 응력분석 장치의 조작이 복잡하고, 시편의 단순성이 요구되는 등의 많은 문제점이 있다. 그러나 1956년 Turner 등¹⁷⁾에 의해 제안된 유한요소법은 많은 공학적 설계에 응용되고 있으며 근래에는 치과 보철물 등에 가해지는 응력분석 등 치과분야에도 응용되기 시작하였다. 유한요소법은 응력분석 모델을 요소(element)란 작은 단위의 집합체로 표현하고, 이러한 요소의 각각에 해당되는 물리적 성질을 부여할 수 있게 함으로써 복잡한 개체의 경우, 응력의 분석을 표현할 수 있는 장점이 있다⁸⁾.

치근단절제와 역충전시 삭제된 치질과 치근단절제에 의해 치근단 골결손부에 노출된 치근단부위와 역충전재가 치주인대와 치조골 지지가 없이 외력을 받을 경우, 치질과 역충전재에 응력이 발생하여 치근파절이나 역충전재의 파절을

야기시킬 수 있다. 치근단절제술 및 역충전시 응력의 분포양상에 관한 연구결과를 임상에 응용시 crack 형성과 궁극적으로 파절을 일으키는 응력의 집중을 예측할 수 있으며 치아내에 응력분포의 집중을 감소시킬 수 있다. 이에 저자는 유한요소법을 이용하여 치근단절제술시 포스트장착 유무와, 치근단 치조골 지지가 없는 경우, 그리고 치근단절제 형태에 따른 2차원 모델을 제작하여 치근 및 역충전재에 가해지는 응력 분포를 분석하여 다소의 의의있는 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 모델설계

본 실험의 재료는 치근단절제술 및 역충전에 이용되는 치아를 Wheeler¹⁸⁾의 방법에 의해 하악 제2 소구치의 7가지 모델을 설계하였다. 모든 모델은 치주인대¹⁹⁾, 해면골, 피질골²⁰⁾을 포함시켰으며(Fig. 1) 근관치료 및 모델형태에 따라 다음과 같이 분류하였다(Table 1).

1) 근관치료 형태

모델의 치근단 1mm 상방 치근관의 직경을 0.5mm로 정하였고, 근관입구 하방 1mm의 직경을 1.4mm로 하였으며, 치근단 상방 1mm부위까지 근관충전을 시행하였다.

Table 1. The classification of seven models

(unit: mm)

Model	Mode of Treatment	R	P	O	RP	B
1		3	+	-	3	1
2*		3	+	-	2	1
3*		3	+	-	2	2
4*		3	+	-	2	3
5*		3	+	-	3	1
6*		3	+	-	3	0
7*			-	+	1	1

* : restoration of the post

p=perpendicular root end resection

B=exposure length of root at bony cavity(mm)

R=length of root end resection(mm)

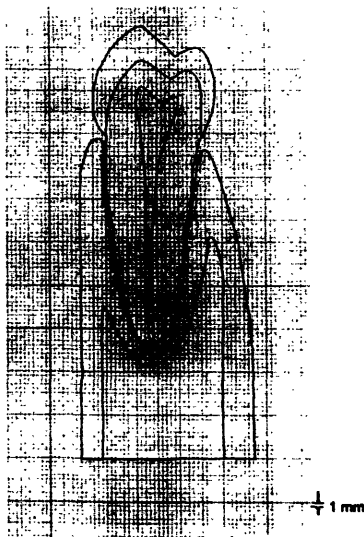
RP=depth of retropreparation(mm)

O= 45° oblique root end resection

Table 2. Properties of various materials using in this study

Material	Modulus of Elasticity (E, MN/m ²)	Poisson's Ratio (ν)
Cortical bone	13,800.0	0.26(21)
Cancellous bone	345.0	0.38(21)
Periodontal ligament	50.0	0.30(24)
Dentin	18,600.0	0.32(21)
Enamel	41,400.0	0.30(23)
Post material(gold)	77,200.0	0.33(27)
Amalgam	13,720.0	0.33(25)
Gutta-percha	0.69	0.45(22)
Crown material	77,200.0	0.33(26)
Bony cavity	0.003	0.45(22)

Numbers in parentheses denote references



one scale is 1 mm.

Fig. 1. Four times magnified average Mandibular second premolar model

2) 포스트 형태

근관치료후 장착된 포스트는 주조합금을 사용하였고(Table 2) 포스트 상 단부의 직경은 1.6mm 이였고 하단의 직경을 1.2mm로 한 tapered 형태로 치근단 상방 6mm 부위에 장착하였다.

3) 모델의 분류

① 모델 1은 근관공 하부 1mm까지 아말감코아를

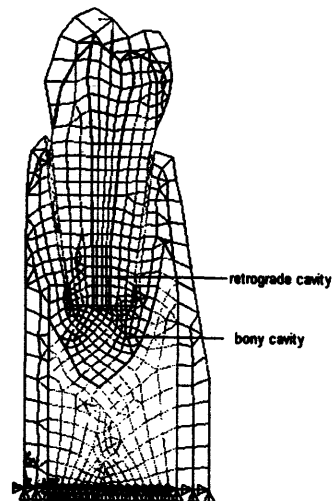


Fig. 2. Model 1

형성하고 치근단 부위에서 상방 3mm 부위에 수평으로 절제하였고 직경 1mm, 깊이 3mm로 역충전 와동을 형성하고, 골결손부가 치근단 1mm를 포함한 형태로 설계하였다 (Fig. 2).

② 모델 2는 포스트된 경우로 치근단 부위에서 상방 3mm 수평으로 절제하고 직경 1mm, 깊이 2mm로 역충전와동을 형성하고, 골결손부가 치근단 1 mm를 포함한 형태로 설계하였다(Fig. 3).

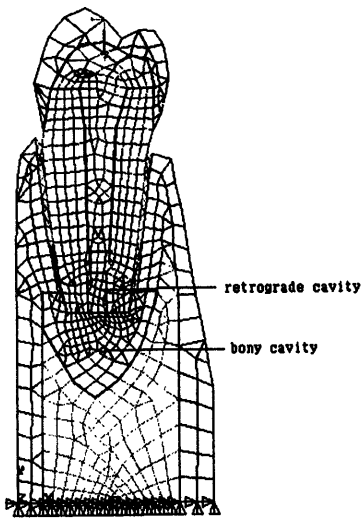


Fig. 3. Model 2

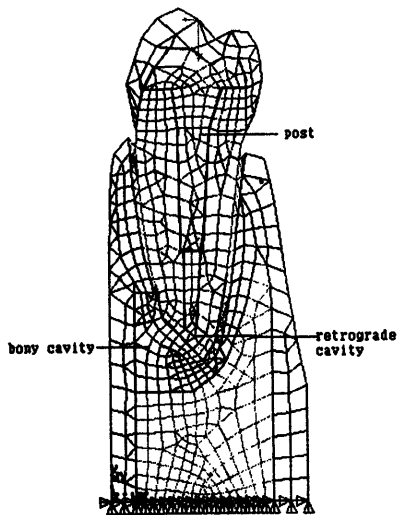


Fig. 4. Model 7

- ③ 모델 3은 모델 2와 동일하나, 골결손부가 치근단 2mm를 포함한 형태로 설계하였다.
- ④ 모델 4는 모델 2와 동일하나, 골결손부가 치근단 3mm를 포함한 형태로 설계하였다.
- ⑤ 모델 5는 모델 2와 동일하나, 깊이 3mm 역충전외동을 형성한 형태로 설계하였다.
- ⑥ 모델 6은 모델 5에서 골치유가 일어난 경우로 설계하였다. ⑦ 모델 7은 포스트된 치아의 치

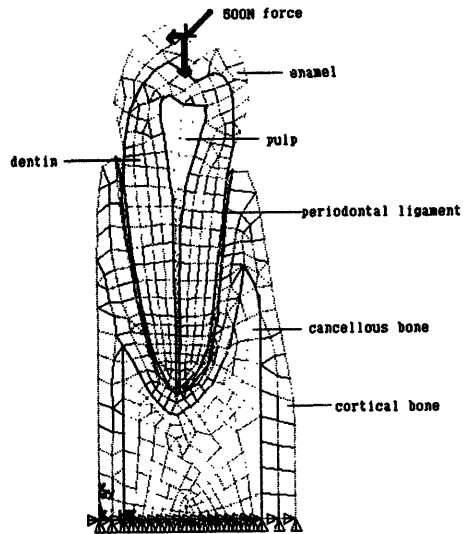


Fig. 5. Composition of the tooth and around tissue and direction of applied force

근단을 치아장축에 45° 사선으로 절제한 후 사선 치근단절제면에 수직되게 직경 1mm 깊이 1mm 역충전외동을 형성하고 골결손부가 협측부위만 1mm 치근단을 포함한 형태로 하였다(Fig. 4).

모든 모델은 주조금관으로 수복하고, 역충전재는 아말감을 사용하였다.

2. 응력 계산

7개 모델에 가해지는 응력분포를 분석하기 위하여 치조골 최하방에 있는 절점들을 고정시키고 하중 500N 을 각 모델의 협측교두 설측사면 중앙부 교합면 절점에 45° 로 일정하게 가하였다. 모든 모델은 삼각형과 사각형의 isoparametric element로 구성하였고(Fig. 5), 프로그램은 ANSYS ver 5.0a를 사용하여 치근, 치근관, 역충전재에서의 압축, 인장, 전단 및 등가응력을 계산하여(pentium-133 pc) 최종 element mesh와 응력그래프를 구하였다.

응력분석을 위하여 탄성률과 Poisson's ratio는 각 구성요소별로 사용하였고(Table 2) 모든 방향에서 동일한 성질을 갖으며, 탄성률은 모든 재료에서 직선을 이룬다고 가정하였다.

Table 3. Von-Mises equivalent stress in root

Model	1	2	3	4	5	6	7
Max. Stress(MPa)	462	468	469	470	463	436	455

Table 4. Percentage of change in maximum stresses along the canal wall(model 6 as baseline)
(unit:%)

Type of Stress	Model			
	6	5	1	7
Shear	100	71	39.4	63.5
Copression	100	87.2	84.8	59.3
Tensile	100	61.6	138.9	225.8

Table 5. Shear Stress in Retrograde Filling Material

Model	1	5	6	7
Shear(MPa)	45	32	49	58

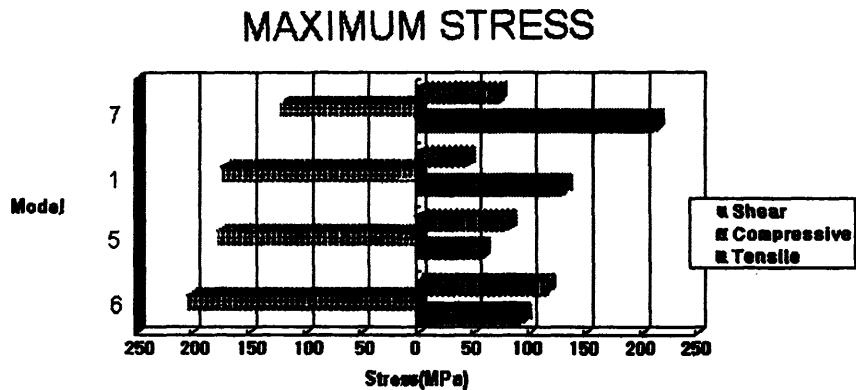


Fig. 6. Maximum intra-canal stresses in four models

III. 실험성적

치근에서의 최대등가응력분포를 보면 모델 4, 3, 2, 5, 1, 7, 6의 순이었다. 치근에서의 등가응력 크기는 치근단 골결손부에 노출된 치근의 길이가 증가되면 같이 증가되었다(Table 3). 모델 1, 5, 6 및 7에서 근관내 최대 인장, 압축 및 전단응력이 Fig. 6에서 나타나고 있다. 최대 인장응력

은 모델 7(사선 치근단절제된 모델)에서 나타났고, 최대 압축응력은 모델 6(골치유가 된 모델)에서 나타났으며 최대 전단응력은 모델 6(골치유가 된 모델)에서 나타났다. 모델 6을 기준으로 근관내에서의 최대응력을 백분율로 나타내면 표 4와 같다. 역충전제에서의 전단응력은 모델 7(사선 치근단절제된 모델)에서 최대치를 나타내고 모델 6, 1, 5의 순으로 나타났다(Table 5). 협축치

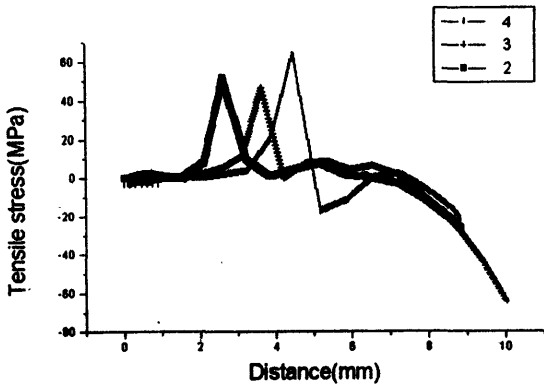


Fig. 7. Tensile stress distribution along facial root surface in X direction

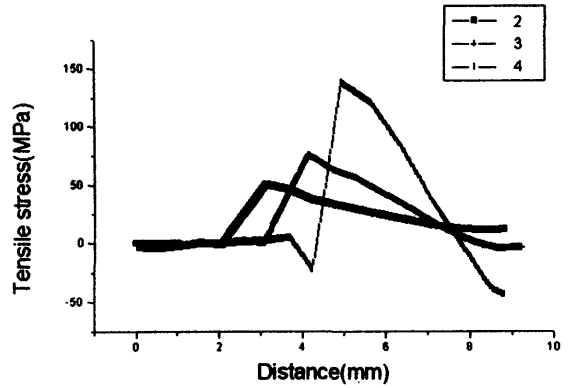


Fig. 8. Tensile stress distribution along lingual root surface in X direction

근면에서 치근단 골결손부에 노출된 치근의 길이 증가에 따른 응력분포를 보면 치근단 골결손부의 노출된 치근의 길이증가와 무관하였고, 포스트 침단부와 치근단 골결손부에 노출된 치근과 골과의 경계부가 일치할 때 인장응력이 증가하였다(Fig. 7). 설측치근면에서 인장응력은 치근단 골결손부에 노출된 치근의 길이가 증가할수록 증가하였다. 특히 치근단 골결손부에 노출된 치근과 골과의 경계부위에서 인장응력이 최대치를 나타냈다(Fig. 8).

IV. 총괄 및 고안

응력은 가해지는 하중에 대항하는 힘이며 응력분포 양상은 물체에 가해지는 하중과 물체의 기하학적 형태에 의해 나타난다. 또 재료의 흠이나 결점이 존재시 응력집중으로 응력의 국소적인 증가가 나타난다. 이러한 응력집중은 물체의 균열(crack)의 형성과 피로의 누적으로 인하여 재료가 파절된다^{8,28)}.

Lehman²⁹⁾은 상아질이 압축응력보다 인장응력에 취약하다는 것을 밝혀, 상아질이 인장응력에 취약한 취성재료이기 때문에 인장응력의 집중과 증가는 치근관의 균열(crack)을 야기할 수 있다고 경고하였다. 따라서 치근에서의 역충전체에 집중되는 인장응력은 치질과의 결합을 방해하며 등가응력은 방향에 상관없이 그 부위에서의 응력집중을 나타내어 치근 파절 가능성이 증가하게

된다.

본 연구의 근관치료되고 치근단절제술을 시행한 모든 모델에서는 역충전체와 gutta-percha의 경계부위에서 치근내 인장응력 증가를 보이고, 포스트 장착되고 치근단절제술을 시행한 모델 2~7에서는 포스트의 침단부에 치근내 인장응력이 증가되었다. 치근단 골결손부에 치근의 노출 길이가 증가할수록 치근면에 인장응력이 증가되었고 치근단 골결손부에 노출된 치근과 골 경계부위에서 최대치를 나타내었다(Fig. 9~15). 만약 이 부위에 포스트나 치질손상 등이 존재한다면, 치근파절 위험성은 더욱 증가될 것이다.

치근단 골결손부에 노출된 치근의 길이가 증가되면 골결손부에 노출된 치근과 주위의 치조골에서도 등가응력의 증가를 보였다(Fig. 16~22).

사선 치근단절제된 모델에서 역충전체에 전단응력이 크게 나타나며, 이는 치질과 역충전체간의 접촉파괴를 발생시켜 미세누출이 증가되어 치근단절제술의 실패가 야기될 수 있다. 또한 같은 수평 치근단절제를 시행한 모델에서는 골치유가 일어난 모델에서 전단응력이 크게 나타났으며, 이는 골치유가 일어난 후에도 지속적인 접촉면이 파괴되어 미세누출에 의한 치근단절제술의 실패를 야기시킬 수 있다는 것을 의미한다.

Meister 등^{30,31)}은 수직치근파절의 진행은 육아조직이 파절선으로 성장하여 파절부 압력이 증

가되고 파절이 진행된다고 보고하였으며, 본 실험에서 치조골의 파괴는 치근 노출을 유발하여 골과 치근 경계부위에서 인장응력이 증가되고 이로 인한 파절선의 진행과 진행된 파절선 부위의 치주인대 파괴 및 동반한 치조골의 파괴로 인하여 노출치근의 인장응력이 증가되어 수직치근 파절이 진행될 것으로 예측된다.

Lommel 등³²⁾도 포스트 장착된 치아에서는 포스트의 침단부위에서 수평파절을 보고하였으며 이는 포스트의 침단부위와 치조골파괴에 의한 노출치근 증가가 치근에 응력증가를 야기시켜 나타난 현상으로 해석하였다.

치근파절이나 치아천공 등의 원인으로 치주인대가 소실되고 치조골의 파괴와 치근 경계부위 인장응력이 집중되어 파절선이 진행되어 연속적인 파절을 일으킬 수 있다. 따라서 치조골의 파괴를 방지할 수 있는 방법은 치근에 가해지는 응력을 최소화하는 것이다. 또한 치근단절제술을 시행할 경우 적절한 치근-치관 비가 가능하다면 오염된 육아조직의 제거나 치근에 가해지는 응력을 감소시키기 위해서 치근단 골결손부에 치근이 노출되지 않도록 시행하는 것이 바람직하다.

저작중 소구치부에 반복적인 힘이 가해지면 치근상아질에도 피로가 야기된다. 즉 반복적인 응력과 왜력에 의해 치근이 약화되고 균열(crack)의 진행을 촉진하여 피로파절을 야기한다.³³⁾ 그러므로 최대굽힘응력은 포스트 침단부위와 관련하여 나타나고 포스트 침단부위에 상아질의 함몰이나 손상 또는 치근단 골결손부와 포스트 침단부위가 일치하면 균열(crack)을 형성할 수 있는 응력집중을 야기하여 치아의 수명을 단축하게 될 것이므로 근관치료 또는 포스트 형성시 야기된 치근의 손상은 포스트 장착에 따른 응력집중 부위가 될 수 있다.

최근 역충전재료로 아말감보다는 Super EBA³⁴⁾, IRM³⁵⁾과 같은 강화형 ZOE를 사용하거나^{36,37)} resin이^{38,39)} 사용된다. 또한 포스트 장착과 관련된 요소들 즉 치아천공, 치근단 밀폐의 실패 및 포스트 공간 형성시 발생하는 실패는 전반적인 예후에 중요한 영향을 미치나 포스트는 코아와 주조금관의 유지를 위해 필수적이다. 본 연구

에서 치근단의 치조골결손이 존재하는 경우, 골결손부의 치유후 포스트를 장착하는 것이 응력집중을 분산시킬 수 있으며, 만약 골결손의 치유기간이 길어지면 주조금관의 유지를 손상시키지 않는 한도에서 포스트 길이를 짧게하여 치근단 병소부와 포스트의 침단부위가 일치되지 않도록 장착하는 것이 치아의 응력을 분산시키는 역할을 할 것으로 사료된다.

Lehman²⁹⁾은 상아질에 강력한 인장응력이 가해진 후에는 그보다 작은 인장응력에 의해서도 치근파절이 발생한다고 주장하여 치근단 부위에서 치조골 결손시, 치근 인장응력이 증가되어 골결손부의 치유가 일어난 후에도 치근 파절을 일으킬 수 있는 소인이 될 수 있다. 따라서 포스트가 장착된 치아에서 치근단 절제술을 시행시, 가능한 한 골 파괴를 최소화하도록 시행하는 것이 예후가 양호할 것으로 사료된다.

Frank 등⁴⁰⁾은 아말감을 역충전재로 사용하여 장기간 관찰한 결과 성공률이 감소되었다고 보고하였으며, 이와같은 결과는 본 연구에서도 사선으로 치근단절단을 시행한 경우가 실패율이 증가할 수 있으며 역충전와동 깊이를 충분히 확보할 수 없는 단점으로 사료된다. 또한 Abdal 등⁴¹⁾은 역충전재의 종류에 따른 비교연구에서 글라스아이오노머 시멘트의 경우, 변연누출이 적었다고 보고하였으나, 이러한 실험결과는 생체에서 시행된 것이 아니고 역충전재에 지속적인 응력이 가해지는 상황에서 측정된 것이 아니므로 실제 임상에서는 차이가 발생할것으로 사료된다. Pantera⁴²⁾가 주장한 이상적이고 추천할만한 역충전재로는 변형률이 상아질과 유사하고 상아질과의 접착력이 강한 재료가 추천되어야 할것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 치근단절제술을 시행한 치아의 치근 및 역충전재의 응력분포를 구명하기 위하여 하악 제2 소구치로 7개의 2차원 모델을 설계하였고, 각 모델은 근관치료하고 금주조관 수복하였으며 아말감코아한 경우와 포스트 장착한 경우로 분류하여 치근단절제 형태와 역충전와동의

깊이, 치근단 골결손부의 양에 따라 모델을 분류하였다(Table 1).

분류된 모델은 협측교두의 실측경사면에 45°로 500N의 하중을 가할 경우, 치근 및 역충전재에 나타날 응력분포를 유한요소법적 방법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근관내 최대인장응력은 모델 7에서 나타났다.
2. 수평 치근단절제된 모델에서는, 모델 1에서가 포스트가 장착된 모델에서 보다 근관내 인장응력분포가 높게 나타났다.
3. 모델 6에서 등가응력분포가 최소이고 모델 4에서 최대로 나타났다.
4. 역충전재에서의 전단응력분포는 모델 7에서 크게 나타났다.
5. 치근단 골결손부에 노출된 치근의 길이가 증가할수록 인장응력의 분포가 증가하였다. 특히 치근단 골결손부에 노출된 치근과 골 경계부위에서 인장 응력분포가 크게 나타났다.
6. 치근단 골결손부 노출치근과 골 경계부가 포스트의 근침과 일치하는 경우 인장응력분포가 크게 나타났다.

REFERENCE

1. Hovland, E. : Surgical endodontics. p.401-410. In Walton, R. E., and Torabinejad, M. : Principles and practice of endodontics, W. B. Saunders, Inc., Philadelphia, 1989.
2. Carr, G. B. : Surgical endodontics. p.531-566. In Cohen, S., and Burns, R. C., Pathways of the pulp, 6th ed., Mosby-Year Book, Inc., St. Louis, 1994.
3. Ingle, J. I., Cummings, R. R., Frank, A. L., Glick, D. H., Rubinstein, R., and Radman, W. P. : Endodontic surgery. p.726. In Ingle J. I., and Bakland L. K., Endodontics. 4th ed., Williams & Wilkins Inc., Malvern, 1994.
4. Giheany, P. A., and Tyas, M. J. : Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. J. Endod., 20:22-26, 1994.
5. Kaplan, S. D., Tanzilli, J. P., Raphael, D., and Moodnik, R. M. : A comparison of the marginal

- leakage of retrograde techniques., Oral Surg., 54:583-585, 1982.
6. Edmunds, D. H., and Thirawat, J. : The sealing ability of amalgam used as a retrograde root filling in endodontic surgery., Int. Endod. J., 22:290-294, 1989.
7. Mattison, G. D., Von-Fraunhofer, J. A., Delivanis, P. D., and Anderson, A. N. : Microleakage of retrograde amalgams, J. Endod., 11:340-345, 1985.
8. Cailleteau, J. G., Rieger, M. R., and Akin, J. E. : A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J. Endod., 18:137-141, 1992.
9. Holmes, D. C., Diaz-Arnold, A. M., and Leary, J. M. : Influence of post dimension on stress distribution in dentin., J. Prosthet. Dent., 75:140-147, 1996.
10. Shillingburg, H. T., and Kessler, J. C. : Restoration of the endodontically treated tooth. p.13-44. Quintessence, Inc., Chicago, 1982.
11. Morgano, S. M. : Restoration of pulpless teeth. : Application of traditional principles in present and future contexts. J. Prosthet. Dent., 75:375-380, 1996.
12. Kantor, M. E., and Pines, M. S. : A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. J. Prosthet. Dent., 38:405-412, 1977.
13. Brandal, J. L., Nicholls, J. I., and Hamington, G. W. : A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. J. Prosthet. Dent., 58:161-165, 1987.
14. James, M. L., Jensen, M. E., and Sheth, J. J. : Load transfer of posts and cores to roots through cements. J. Prosthet. Dent., 62:298-302, 1989.
15. Assif, D., Oren, E., and Marshak, B. L. : Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J. Prosthet. Dent., 61:535-543, 1989.
16. Mattison, G. D. : Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J. Prosthet. Dent., 48:407-411, 1982.
17. Turner, M. J., Clough, R. W., Martin, H. C., and Topp, L. J. : Stiffness and deflection analysis of complex structures. J. Aero. Sci., 23:805-823, 1956.
18. Wheeler, R. C. : An atlas of tooth form. p.23-41. 4th ed. WB Saunders, Inc. Philadelphia, 1969.
19. Tencate, A. R. : Oral histology development, structure, and function. p.237. Mosby, Inc., 1985.

20. 신제원, 유동목, 허원실. : 머리뼈 응용해부학. p.210-215. 나래출판사. 1996
21. Williams, K. R., and Edmunson, J. T. : A finite element stress analysis of an endodontically restored tooth. *Engineer Med.*, 13:167-173, 1984.
22. Davy, D. T. , Dilley, G. L., and Krejci, R. F. : Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J. Dent. Res.*, 60:7, 1301-1310, 1981.
23. Thresher, R. W., and Saito, G. E. : The stress analysis of human teeth. *J. Biomech.*, 6:443-449, 1973.
24. Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., and Cook, S. D. : Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J. Biomed. Master Res.*, 14:23-29, 1980.
25. Stanford, J. W., Weigel, K. V., Paffenbarger, G. C., and Sweeney, W. T. : Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, 60:746-760, 1960.
26. Phillips, R. W. : Skinner's science of dental materials. 7th ed. WB Saunders, Inc. Philadelphia, 1973.
27. Minh-Hsun, H., Shyh-yuan, L., Hsiang-Ho. C., and Maw-Chang, L. : Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J. Prosthet. Dent.*, 72:367-372, 1994.
28. Sakaguchi, R. L., Cross, M., and Douglas W. H. : A simple model of crack propagation in dental restorations. *Dent. Mater.*, 8:131-136, 1992.
29. Lehman, M. L. : Tensile strength of human dentin. *J. Dent. Res.*, 46:197-201, 1967.
30. Meister, F. Jr., Lommel, T. J., Gerstein, H., and Bell, W. A. : An additional clinical observation in two cases of vertical root fracture. *Oral Surg.*, 52:91-96, 1981.
31. Meister, F. Jr., Lommel, T. J., and Gerstein, H. : Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg.*, 49:243-253, 1980.
32. Lommel, T. J., Meister, F. Jr., Gerstein, H., Davies, E. E., and Tilk, M. A. : Alveolar bone loss associated with vertical root fractures. *Oral Surg.*, 45:909-919, 1978.
33. Gere, J. M., and Timenshenko, S. P. : *Mechanics of materials.* p.116-119. 3rd ed. PWS-KENT Publishing Co., Boston, 1984.
34. Pantera, E. A., Anderson, R. W., and Pashley, D. H. : A two year evaluation of the seal of endodontic retrofillings. *J. Endod.*, 17:198, Abstr. #50, 1991.
35. Harrison, J. W., Johnson, S. A. : Excisional wound healing following the use of IRM as a root-end filling material. *J. Endod.*, 23:19-27, 1997.
36. Bondra, D. L., Hartwell, G. R., MacPherson, M. G., and Portell, F. R. : Leakage in vitro with IRM, high copper amalgam, and EBA cement as retrofilling materials. *J. Endod.*, 15:157-160, 1989.
37. Dorn, S.O., and Gartner, A.H. : Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *J. Endod.*, 16:391-393, 1990.
38. Rue, J., Munksgaard, E. C., Andreasen, J. O., and Rue, V. : Retrograde root filling with composite and a dentin-bonding agent. *Endod. Dent. Traumatol.*, 7:126-131, 1991.
39. Andreasen, J. O., Munksgaard, E. C., Fredebo, L., and Rud, J. : Periodontal tissue regeneration including cementogenesis adjacent to dentin-bonded retrograde composite fillings in humans. *J. Endod.*, 19:151-153, 1993.
40. Frank, A. L., Glick, D. H., Patterson, S. S., and Weine, F. S. : Long-term evaluation of surgically placed amalgam fillings. *J. Endod.*, 18:391-398, 1992.
41. Abdul, A. K., and Retief, D. H. : The apical seal via the retrosurgical approach. *Oral Surg.*, 53:614-621, 1982.
42. Pantera, E. A. : Which is the best retrofill material? *J. Endod.*, 18:418, 1992.

논문사진부도 ①

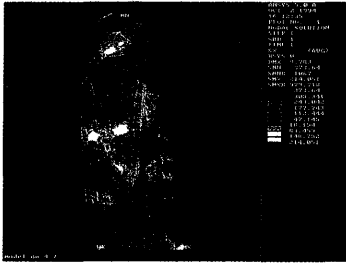


Fig 9. Stress of model 7 in X direction

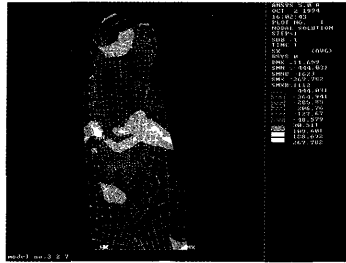


Fig 10. Stress of model 3 in X direction

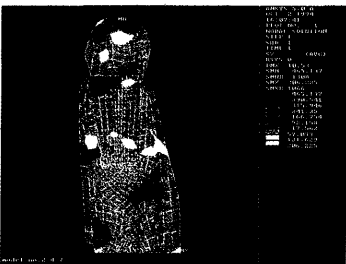


Fig 11. Stress of model 1 in X direction

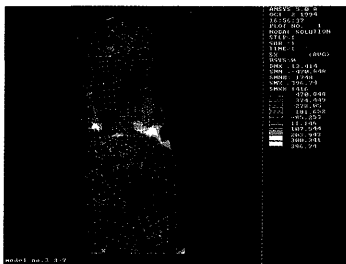


Fig 12. Stress of model 4 in X direction



Fig 13. Stress of model 2 in X direction

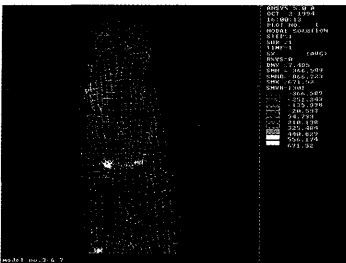


Fig 14. Stress of model 6 in X direction

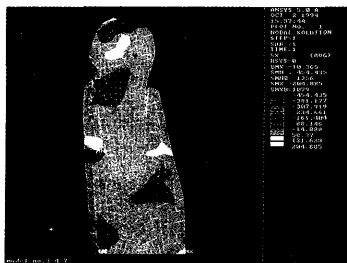


Fig 15. Stress of model 5 in X direction

논문사진부도 ②



Fig 16. Von-Mises equivalent stress of model 7



Fig 17. Von-Mises equivalent stress of model 3



Fig 18. Von-Mises equivalent stress of model 1



Fig 19. Von-Mises equivalent stress of model 4

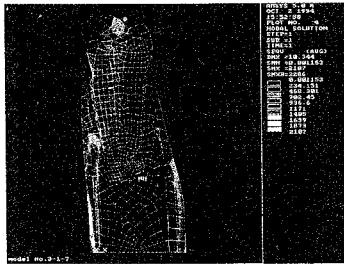


Fig 20. Von-Mises equivalent stress of model 2

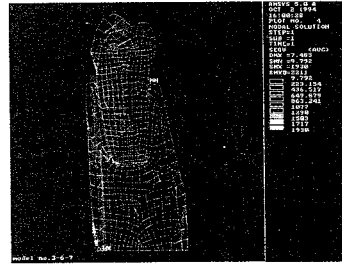


Fig 21. Von-Mises equivalent stress of model 6



Fig 22. Von-Mises equivalent stress of model 5