

유한요소법에 의한 Post와 Core 형성법의 비교

부산대학교 치과대학 치과보존학교실

정용기 · 허 복 · 이희주

Abstract

A COMPARISON OF POST AND CORE TECHNIQUES WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Yong-Kee, Cheong, D.D.S., M.S.D., Bock, Hur, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Hee-Joo, Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Conservative and Prosthetic Dentistry, Graduate School,
Pusan National University*

The purpose of this study was to analyze the stress distribution in mandibular second premolars restored with different post and core techniques. Sixteen two-dimensional finite element model of mandibular second premolars restored with post and core and complete crown were developed according to the diameter, length, and material of post and core.

Vertical force, 10N in magnitude, was applied first to the central fossa and then 45° oblique force of same magnitude was applied to the buccal contact surface of buccal cusp.

The obtained results were as follows :

1. Stress distribution within the dentin

- 1) Regardless of the material of the post and core and the diameter and length of the post, the pattern of stress distribution within the dentin was similar.
- 2) Maximum dentinal stress was observed on the lingual root surface of alveolar crest level with oblique loading and on lingual side of root dentin at the crown margin on vertical loading.
- 3) Cast post and cores produced the lowest dentinal stress concentrations and the highest stress concentration was observed in composite resin post and cores.

2. Stress distribution within the post and core

- 1) Within the amalgam and composite resin post and core, the patterns and maximum values of stress were similar. Maximum stress located at the central fossa of core portion on vertical loading and at the lingual junction of post and core with oblique loading.

- 2) Among the all post and cores, the cast post and core registered the highest stress concentration and maximum stress value within the post. Maximum stress located at the post apex on vertical loading and at lingual half of the post surface with oblique loading.
- 3) In case of Para-post and amalgam core, maximum stress located at the central fossa of core portion and lingual tip of the post head on vertical loading. With oblique loading, maximum stress located at the lingual half of the post surface.

I. 서 론

근관치료 후에도 수복에 적합한 두께와 형태의 건전한 상아질이 치관부에 존재하면 유지형태와 저항형태의 확보가 용이하나, 근관치료가 필요한 대부분의 치아는 외상, 우식증, 그리고 수복물의 파절 및 탈락 등의 이유로 이미 치관부 손상이 광범위하므로 유지형태와 저항형태를 확보하기가 매우 어렵다¹⁻⁹⁾. 이러한 경우에, 일반적으로 근관내에 post를 식립한 수복물로 치관부를 재현한 후 이를 토대로 하여 금관으로 수복하게 되는 데^{2,6,10)}, post를 사용하는 목적에 대하여 상이한 두가지의 견해가 있다. 전통적인 견해는 post를 치근내에 식립함으로써 유지형태를 확보할 뿐만아니라, 치아에 가해지는 외력을 치아 장축을 따라 주위 조직으로 분산시켜 치근의 파절 저항을 증가시켜야 한다는 것이다.^{2,11-17)} 그러나, 최근에는 post가 외력을 주위 조직에 분산시키기 보다는 오히려 특정 부위에 응력을 집중시켜 치근이 파절될 가능성이 커지므로, post의 사용 목적은 치관부를 재현하는 core의 유지에 국한하여야 한다는 견해가 대두되고 있다.^{4,18-20)} 따라서, 수복물의 유지를 얻기 위해서 필수적으로 사용되는 post가 외력을 분산시켜 잔존 치질의 파절을 방지할 수 있는지, 또는 post의 식립으로 인하여 치근의 파절 저항이 약화 되는지에 대하여 검토할 필요가 있다. 이러한 목적으로 저작력이 가해지는 상태에서도 충분한 유지력을 발휘하면서 치근의 파절을 일으키지 않는 적절한 post의 형태²¹⁻²⁴⁾, 직경²⁵⁻²⁶⁾ 및 길이^{18,27)}와,

post 제작에 적합한 재료 뿐만아니라 치관부에 해당하는 core의 파절 저항²⁸⁻³⁰⁾에 관한 연구가 진행되어 왔다.

현재까지 사용되고 있는 post의 형태는 parallel과 tapered type으로 대별되며, parallel한 형태가 taper한 형태보다 유지력이 우수하다²¹⁻²⁴⁾. 또한 taper한 형태의 post는 썩기효과를 나타내어 치근에 위대한 응력을 발생시킨다고 하였다³¹⁻³³⁾.

post의 직경에 관한 연구를 살펴보면, Krupp 등²⁵⁾은 유지력을 증가시킬 목적으로 직경이 큰 post를 사용하는 것은 비효율적이며 오히려 치근 파절의 가능성이 커진다고 하였다. 또한 Mattison²⁶⁾도, 직경이 작은 post가 치아와 지지조직에 작은 응력을 나타낸 반면, 직경이 큰 post를 사용한 경우에는 과도하게 치질이 제거되기 때문에 치근에 발생하는 응력이 커져서 파절 위험성이 증가된다고 하였다. 이러한 견해를 토대로, post 자체가 파절되지 않는 한도 내에서 post의 직경은 작을 수록 치근의 파절 위험성을 감소시키는 데에 유리하다는 주장이 받아들여 지고 있다.

적절한 post의 길이에 관해서는 논란이 많으며, post의 길이를 산정하는 기준도 학자들에 따라 다양하다. Cooper²⁷⁾는 post가 길수록 유지와 저항형태의 확보에 유리하다고 주장하였으며, Perel과 Muroff²⁾는 최소한 치근 길이의 1/2 정도는 되어야 한다고 보고하였다.

Core의 형성에는 체적 안정성이 있으며 파절에 저항할 만한 강도를 지닌 재료를 사용하여야 하는 데, 이러한 재료로서 amalgam이

오랫동안 사용되어 왔다. 그러나, 최근에 Lindhe²⁸⁾는 수복재료와 치질과의 결합을 도모하고 수복에 필요한 시간을 단축하기 위하여 composite resin을 사용할 것을 추천하였으나, Oliva와 Lowe²⁹⁻³⁰⁾는 composite resin은 amalgam보다 체적 안정성이 떨어졌다고 보고하였다.

Core나 금관의 변연이 치경부 치근을 감싸는 형태로 금속의 환상대를 형성함으로써, 치근 파절을 방지하는 ferrule 효과에 대해서도 발표된 문헌이 많다³⁹⁻⁴²⁾. Trabert 등³⁶⁻³⁷⁾과 Eissmann 등³⁸⁾은 ferrule 효과를 증진시키기 위해 금관 변연이 치질을 적어도 2mm정도 감싸는 것이 좋다고 하였으나, Sorensen과 Engelman³⁹⁾은 1mm정도의 폭으로도 충분히 치근 파절을 방지할 수 있다고 하였다. Nayyar 등⁴⁰⁾, Sorensen과 Martinoff³⁵⁾는 ferrule을 부여한 금관으로 수복한 경우에 post와 core는 파절 저항에 영향을 미치지 않는다고 하였다.

이와 같이, 금관 치료된 치아를 수복하는 방법에 관한 의견이 다양하기 때문에, 수복방법을 평가하기 위하여 기계적 파절 시험, strain gauge법⁴³⁻⁴⁴⁾, holography⁴⁵⁾, 광탄성법^{13, 26, 32, 42)}, 및 유한요소법^{46, 51, 55, 58-65)} 등이 이용되고 있다. 기계적 파절 시험은 자연 치근에 post를 직접 매식하고 큰 하중을 가하여 파절을 관찰하는 방법으로서, 응력 분포 상대나 파절 기시부를 명확히 규명할 수 없는 문제점이 있다. Strain gauge법은 생체 및 모형에 직접 수압 장치를 부착시켜 간단히 응력을 측정하여 파악할 수 있는 반면에, 장착 가능한 gauge수가 제한되고 내부의 응력 측정이 불가능하다. Holography법은 입체 형상물체의 전체적인 변형을 관찰할 수 있고, 고정점의 설치 문제를 해소할 수 있는 반면 간섭 계측이기 때문에 물체의 표면이 거칠어도 계측이 가능하나 진동 및 공기의 흔들림이 없어야 하는 문제가 있어 사용이 제한된다. 광탄성법은 편광기를 사용하여 물체내의 응력 분산을 측정할 수 있으나 변위와 응력의 동시 측정이 불가능하고 경계 조건을 변형할 수가 없으며 모형 제작과 실험 조사가 어렵다. 이에 반해 유한 요소법은, 어떤 모형을 물리적 성질이

비슷한 여러 개의 작은 요소로 분할하여 구조물을 해석하는 공학적 수치 해석법으로서, 다른 실험 방법에 비해 생체와 가장 유사한 조건의 모형으로 설계할 수 있고 치아의 변위와 조직 내부의 응력을 알 수 있는 장점이 있다.

이상과 같은 고찰을 토대로, 치관부의 파괴가 광범위한 치아를 수복할 때, 저작력에 의해 치근이 파절되거나 수복물이 탈락하는 등의 실패가 생기지 않는 적절한 수복방법의 모색이 필요하다. 이를 위하여 post의 형태, 직경, 길이 및 재료의 종류와 core의 형성에 사용하는 재료의 종류가 상아질 부위와 post와 core 부위에 발생하는 응력의 분포와 크기에 미치는 영향에 관하여 2차원 유한요소법으로 조사하였다.

II. 연구 재료 및 방법

Wheeler⁴⁷⁾가 보고한 하악 제 2 소구치의 치관과 치근의 길이를 참고하여, 근관치료 후 백악-법랑 경계에서 상방 1mm의 치관부 치질만 남아 있는 치근을 수복하는 것으로 설계하였다.

1. 수복방법

1) Post와 core

Post는 parallel한 형태로 정하였으며, 직경은 기성품인 Para-post의 4가지 크기 중에서 임상적으로 빈번히 사용되는 0.9mm와 1.5mm의 2가지로, 그리고 길이는 해부학적 치근 길이의 1/2과 2/3의 2가지로 정하였다. 한편 post와 core의 재료에 따라 (1) amalgam post와 core, (2) composite resin post와 core, (3) non-precious metal(Ni-Cr합금) cast post와 core, (4) Para-post와 amalgam core로 구분하였다. 이러한 조건들을 조합하여 총 16가지의 방법으로 post와 core를 형성하였다(표 1).

2) 금관 설계

변연은 chamfer 형이며, ferrule 효과를 얻기 위해 건전한 치근 치질을 1mm 정도의 폭으로 감싸는 방식으로 설계하였다. 원래의 치아 형태와 동일한 외형의 금관을 제 3형 금합금으로 제작하여 장착한 것으로 설계하였다.

Table 1. Characteristics of post and core design.

Type	Diameter and length*				Total
	I	II	III	IV	
Amalgam post and core	1	1	1	1	4
Composite post and core	1	1	1	1	4
Cast post core	1	1	1	1	4
Para-post and amalgam core	1	1	1	1	4
Total	4	4	4	4	16

*I : 1.5 mm of diameter and 1/2 of the anatomical root length

II : 1.5 mm of diameter and 2/3 of the anatomical root length

III : 0.9 mm of diameter and 1/2 of the anatomical root length

IV : 0.9 mm of diameter and 2/3 of the anatomical root length

2. 유한요소 모형 설계

금관 장착이 완료된 상태의 치아를 장축에 평행하게 협, 설 방향으로 절단한 단면을 설계하였다(그림 1). 이때, 시멘트층의 두께는 무시할 만한 것이며 시멘트에 의해 수복물과 치질이 결합된 것으로 간주하였다. 치근막은 0.2 mm의 균일한 막으로 처리하였으며 치조골은 치주질환의 소견이 없는 정상적인 상태로서 치조정은 백악-법랑 경계에서 하방으로 1~1.5 mm에 위치하는 것으로 하였다⁶⁹⁾. 응력 집중이 예상되는 부위와 형상이 급변하는 영역에서는

작은 크기의 삼각형 및 사각형 요소로 조밀하게 분할하였으며, 응력 집중이 예견되지 않는 부위는 큰 요소로 분할하였다. 요소의 수는 1,010 개이었고, 절점의 갯수는 1,019개이었다. 좌 표계는 치아 장축에 수직인 방향을 X 축, 치아 장축에 평행한 방향을 Y 축으로 정하였으며, 응력해석을 위한 변위 경계 조건으로 외부 하중에 영향을 적게 받는 모형의 최하단 골조직 부위에 위치한 절점의 변위를 고정하였다(그림 2).

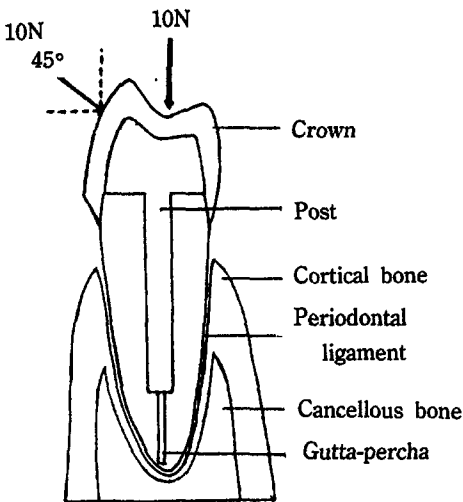


Fig. 1. Model composition and direction of load application

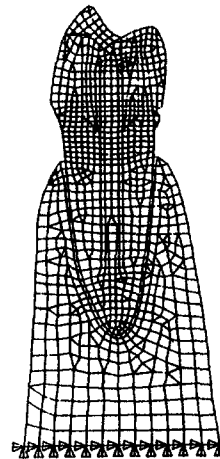


Fig. 2. Finite element model with boundary condition

— ; X-direction fixed

— ; Y-direction fixed

→ ; Direction of load application

Tbale 2. Material properties

Material	Modulus of elasticity(MN/m ²)	Poisson's ratio
Type III Gold alloy	100,000	0.33
Amalgam	22,000	0.35
Ni-Cr alloy	191,700	0.27
Composite resin	16,600	0.24
Dentin	18,600	0.32
Cortical bone	13,800	0.26
Cancellous bone	345	0.38
Periodontal ligament	50	0.30
Gutta-percha	0.69	0.45
Titanium(Para-post)	103,400	0.35

3. 조직과 재료의 물성

치조골, 치주인대, 상아질, gutta percha, amalgam, composite resin, 제 3형 금합금, Ni-Cr 합금, 그리고 Para-post의 재료인 titanium의 물성치는 표 2와 같다.

4. 하중의 크기와 방향

교합면 중심좌에서 치아장축에 평행하고 기저부 골조직에 수직인 방향으로 10N의 힘을 가한 경우와, 협측교두의 협면에서 치아장축에 45도 방향으로 10N의 힘을 가한 두가지 경우를 조사하였다(그림 1).

5. 응력분석

이상과 같은 조건하에서 유한요소 해석 program인 ANSYS(Swanson Analysis System. Inc., Houston, U. S. A.)를 이용하여 von Mises 등가응력의 분포와 크기를 분석하였다.

III. 연구 결과

post와 core의 형성법에 따라 작성한 16개의 유한요소 모형에서, 대합치와 교합이 예상되는 교합면 중심좌에 치아 장축에 평행하고 기저부 골조직에 수직인 방향으로 10N의 힘을 가한 경우와, 협측교두의 협면 접촉점에, 45도의 방향으로 10N의 힘을 가한 경우에 치근과 post와 core에 발생하는 응력의 분포와 크기는

그림 3-10과 같다.

한편, 하중의 방향, 재료, 그리고, post의 길이와 직경이 상아질 및 post와 core 부위의 응력 발생에 미치는 영향을 비교하기 위하여 조사한 von Mises 등가응력의 최대값은 표 3과 같다.

1. 상아질 부위의 응력 분포 양상

1) Amalgam post와 core

길이와 직경에 따른 차이는 없었으나 힘의 방향에 따라서는 차이를 보였다. 수직방향으로 힘을 가했을 때는 금관 설측 변연부에(그림 3), 45도 경사력을 가했을 때는 금관의 설측 변연부 하방 약 1~1.5mm지점에 응력이 집중되었다(그림 5). 각각의 하중에 대해 발생하는 응력이 post보다는 상아질 부위에 집중되었고, 수직력 보다 경사력을 가했을 때 상아질 부위에 응력이 최대로 집중되었다(표 3).

2) Composite resin post와 core

아말감의 경우와 동일하였으나, 최대응력의 값이 모든 수복방법 중에서 가장 컸다(그림 4, 6, 표 3).

3) Cast post와 core

하중의 방향에 따라 직경과 길이가 응력 분포에 미치는 영향이 상이하였다. 경사력을 가했을 때는 직경과 길이에 따른 차이가 없었으나

Table 3. Maximal stree values(MPa) in dentin, post and core.

*	#	§	Vertical load			Oblique load		
			Dentin	Post	Core	Dentin	Post	Core
A.P.	1.5D	S	4.45	N	3.38	7.54	3.80	N
∕	∕	L	4.46	N	3.38	7.53	3.80	N
∕	0.9D	S	4.47	N	3.38	7.58	3.74	N
∕	∕	L	4.48	N	3.38	7.56	3.74	N
R.P.	1.5D	S	4.88	N	3.42	7.75	3.61	N
∕	∕	L	4.88	N	3.42	7.74	3.61	N
∕	0.9D	S	4.85	N	3.42	7.71	3.57	N
∕	∕	L	4.85	N	3.42	7.69	3.57	N
C.P.	1.5D	S	2.52	9.52	N	5.80	17.26	N
∕	∕	L	2.25	7.94	N	5.73	16.90	N
∕	0.9D	S	2.83	9.61	N	6.54	14.06	N
∕	∕	L	2.57	7.27	N	6.45	14.50	N
P.P.	1.5D	S	3.19	7.03	3.83	6.40	12.07	N
∕	∕	L	3.15	6.97	3.84	6.34	10.76	N
∕	0.9D	S	3.58	7.60	3.83	6.96	8.48	N
∕	∕	L	3.54	7.62	3.84	6.90	8.78	N

* A.P.=Amalgam post and core R.P.=Composite resin post and core
 C.P.=Cast post and core P.P.=Para-post and amalgam core
 # 1.5D=1.5mm of diameter
 0.9D=0.9mm of diameter
 § S=1/2 of anatomical root length
 L=2/3 of anatomical root length
 N=Not detected

(그림 9), 수직력을 가했을 때는 길이에 따른 차이가 나타났다. 길이가 긴 경우에는, 직경에 관계없이 금관 설측 변연에 응력이 집중되었으나(그림 7-II, 7-IV), 길이가 짧은 경우에는 직경의 크기가 영향을 미쳐서, 직경이 크면 치근첨 부위에(그림 7-I), 직경이 작으면 post apex의 직하방 상아질 부위에 응력이 집중되었다(그림 7-III). 그리고 최대 응력값은 모든 수복방법 중에서 가장 작은 값을 보였다(표 3).

4) Para-post와 amalgam core

응력 분포 양상은 amalgam 또는 composite resin post와 core의 경우와 거의 유사하였고, 최대 응력이 집중되는 부위도 하중 방향에 대

하여 각각 동일한 위치에 나타났다(그림 8, 10). 그러나, 최대 응력값은 amalgam 또는 composite resin post와 core보다는 작았고 cast post와 core 보다는 컸다(표 3).

2. Post와 core

부위의 응력 분포 양상 1) Amalgam post와 core 길이와 직경은 영향을 미치지 않았으나 하중의 방향은 영향을 미쳤다. 수직력이 가해졌을 때에는 중심과 부위에, 경사력을 가했을 때에는 post와 core의 설측 경계 부위에 최대 응력이 발생하였다(그림 3, 5). 그러나, 최대 응력값은 차이가 없었다(표 3).

2) Composite resin post와 core amalgam의 경우와 동일하였다(그림 4, 6, 표 3).

3) Cast post와 core

다른 재료의 post와 core들에 비해 상아질보다는 post 부분에 가장 응력이 집중되는 현상을 보였으며 응력값도 모든 수복방법 중에서 최대이었다(표 3). 하중의 방향에 따른 차이를 살펴보면, 수직력을 가했을 때 길이는 영향을 미치지 않았으나 직경에 따른 차이는 관찰되었다. 직경이 큰 경우는 최대 응력이 post apex의 설측 부위에 (그림 7-I, 7-II), 직경이 작은 경우는 post apex의 협측 부위에 나타났다(그림 7-III, 7-IV).

경사력을 가했을 때는 길이에 따라 응력분포가 상이하였다. 길이가 긴 경우에는 직경에 상관없이, post의 설측면 중간 지점에 최대 응력이 집중되었다(그림 9-II, 9-IV). 길이가 짧은 경우에는 직경에 따라 차이가 있었으며, 직경이

작은 경우에는 post의 설측면 중간 지점에(그림 7-III), 직경이 큰 경우에는 post apex의 설측 부위에 모든 수복방법 중에서 최대값인 응력이 발생하였다(그림 7-I, 표 3). 길이가 짧고 직경이 큰 경우에는 post의 설측면 중간 지점에 나타난 응력도 최대응력에 가까운 값을 보였으며, 하중의 방향에 관계없이 모두 post apex의 설측 부위에 최대 응력이 나타났다(그림 7-I, 9-I).

4) Para-post와 amalgam core

수직력을 가했을 때, 길이가 긴 경우에는 직경에 따른 차이가 없었으며 post의 최상방 설측 부위에 응력이 집중되었다(그림 8-II, 8-IV). 그러나, 길이가 짧은 경우에는 직경에 따라 차이가 있었으며, 직경이 큰 경우에는 post apex의 설측 부위에(그림 8-I), 직경이 작은 경우에는 post의 최상방 설측 부위에 응력이 집중되었다.(그림 8-III).

경사력을 가했을 때에도 길이가 긴 경우에는

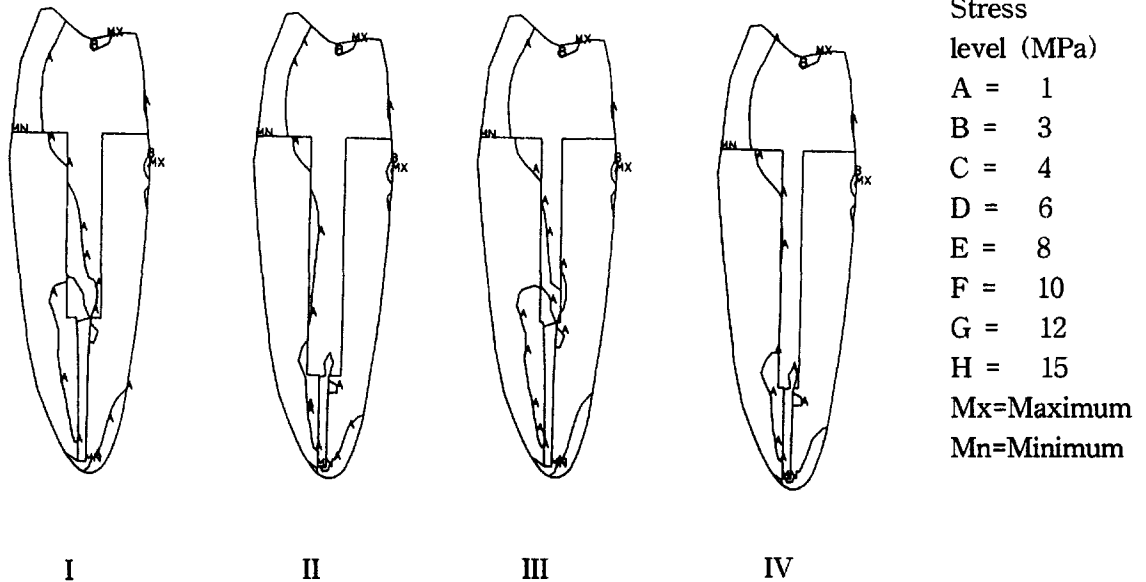


Fig. 3 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and amalgam post and cores under vertical loads.

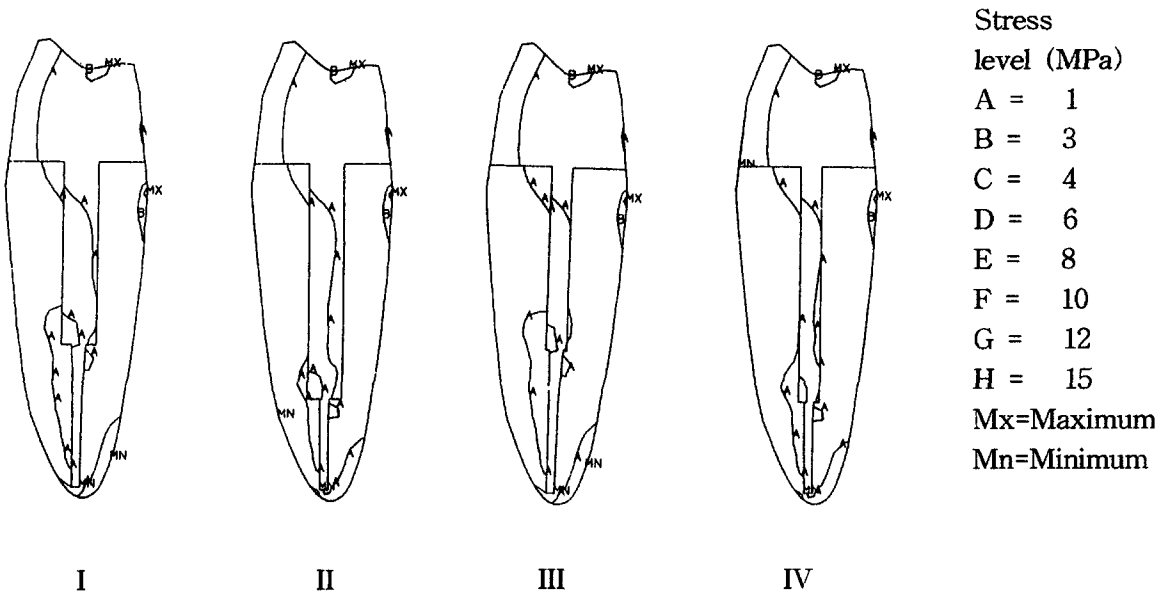


Fig. 4 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and composite resin post and cores under vertical loads.

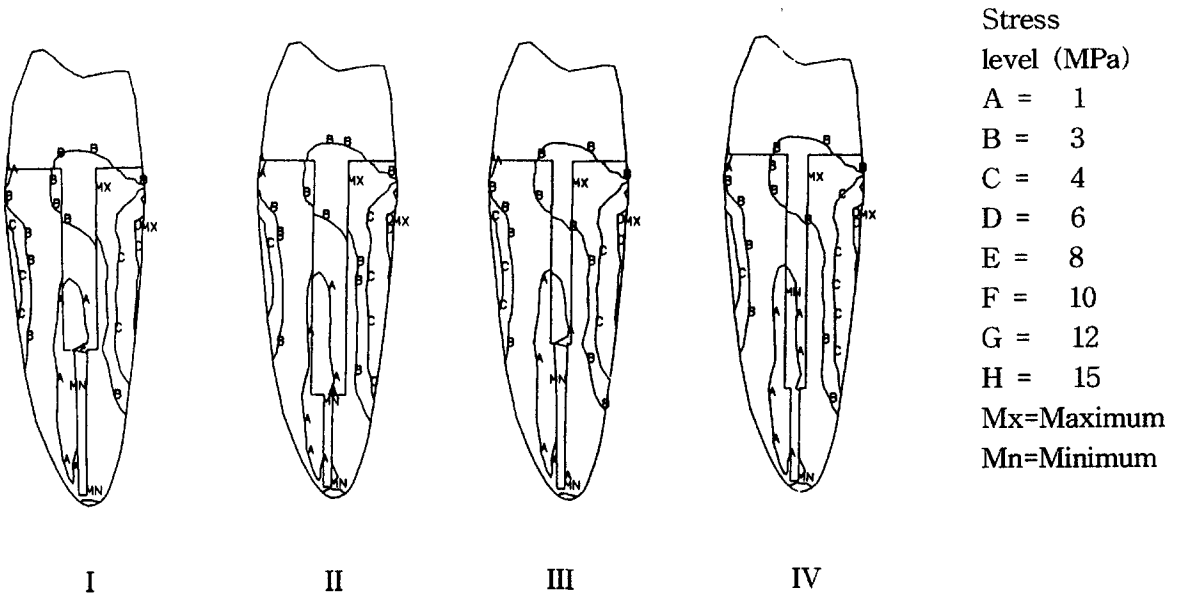


Fig. 5 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and amalgam post and cores under oblique loads.

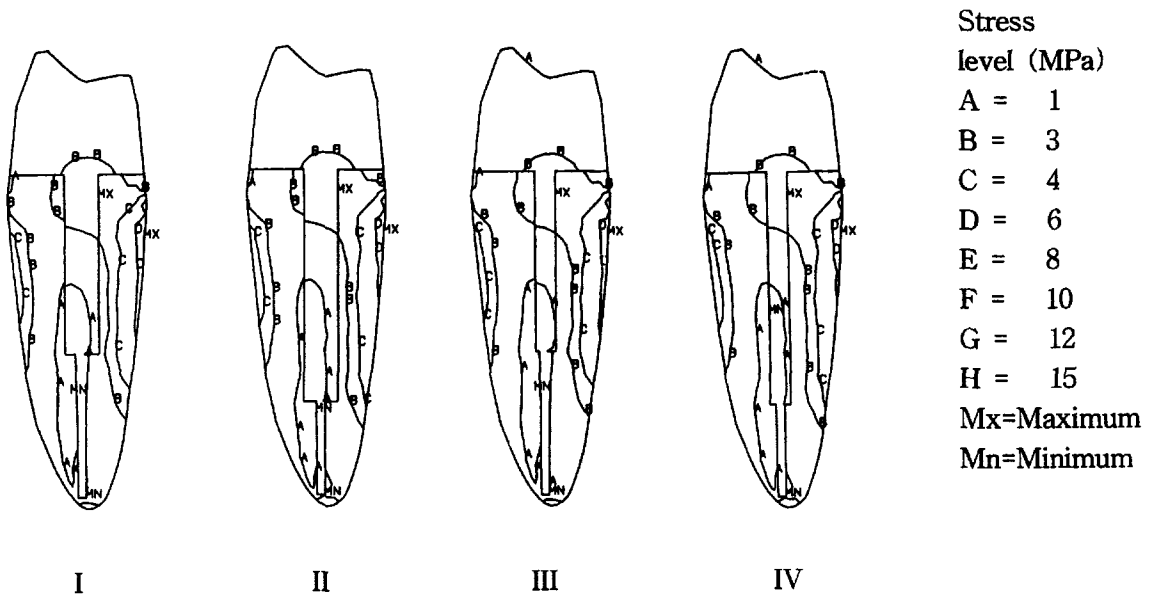


Fig. 6 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and composite resin post and cores under oblique loads.

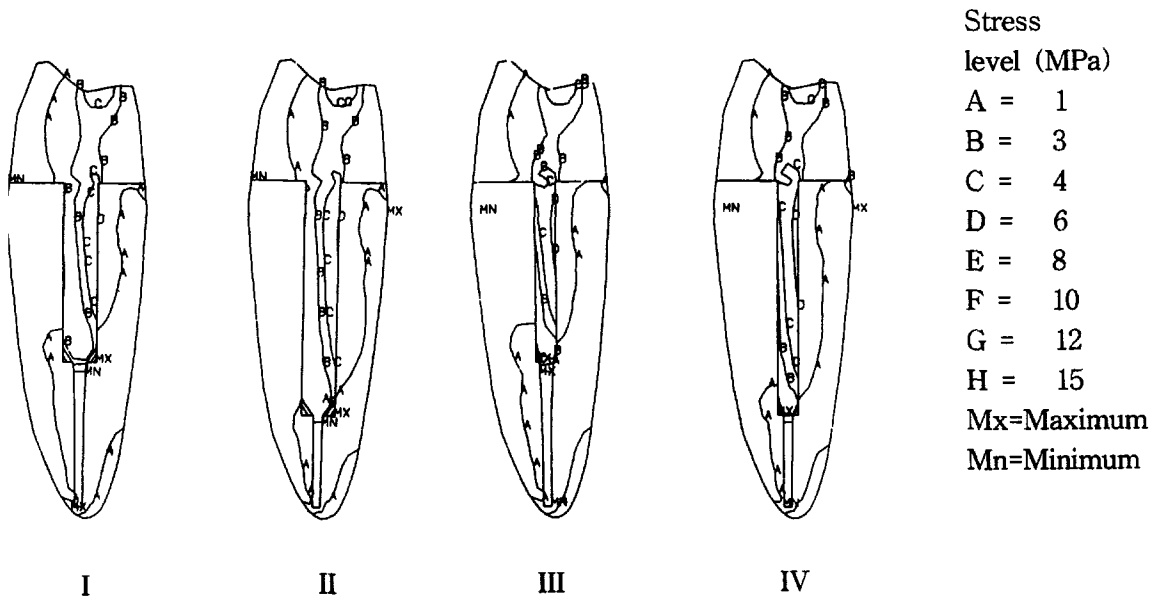


Fig. 7 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and cast post and cores under vertical loads.

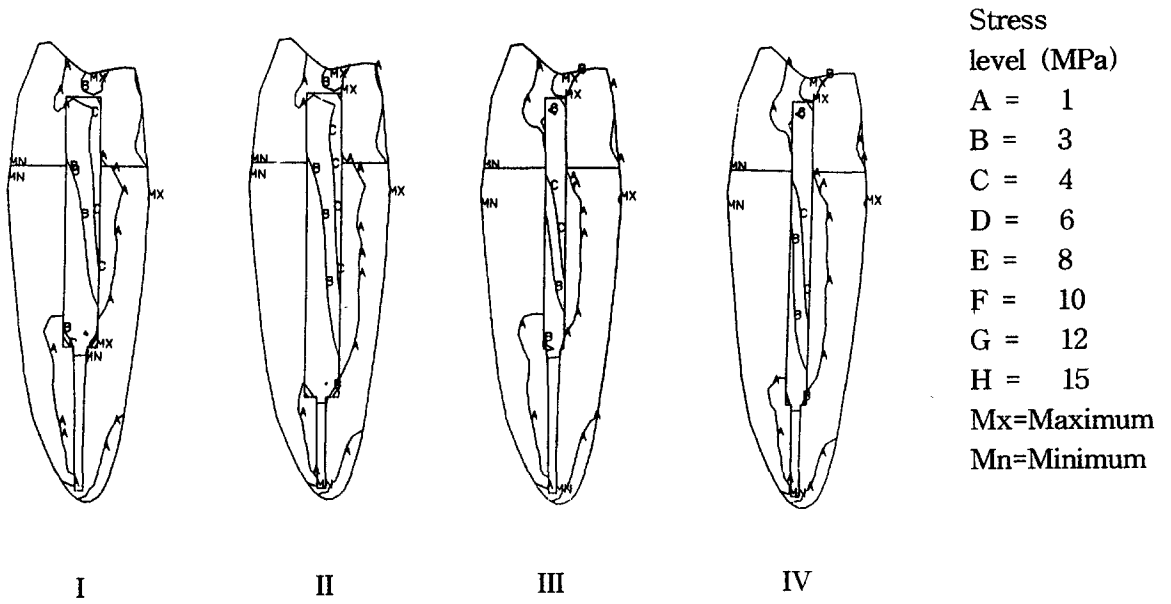


Fig. 8 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and Para-post and amalgam cores under vertical loads.

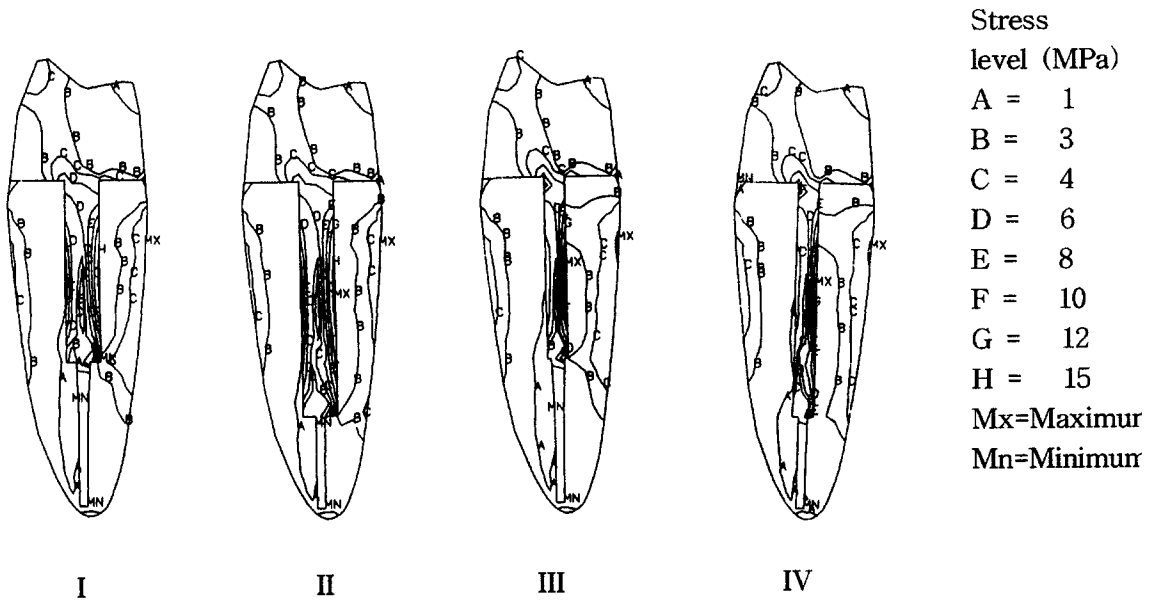


Fig. 9 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and cast post and cores under oblique loads.

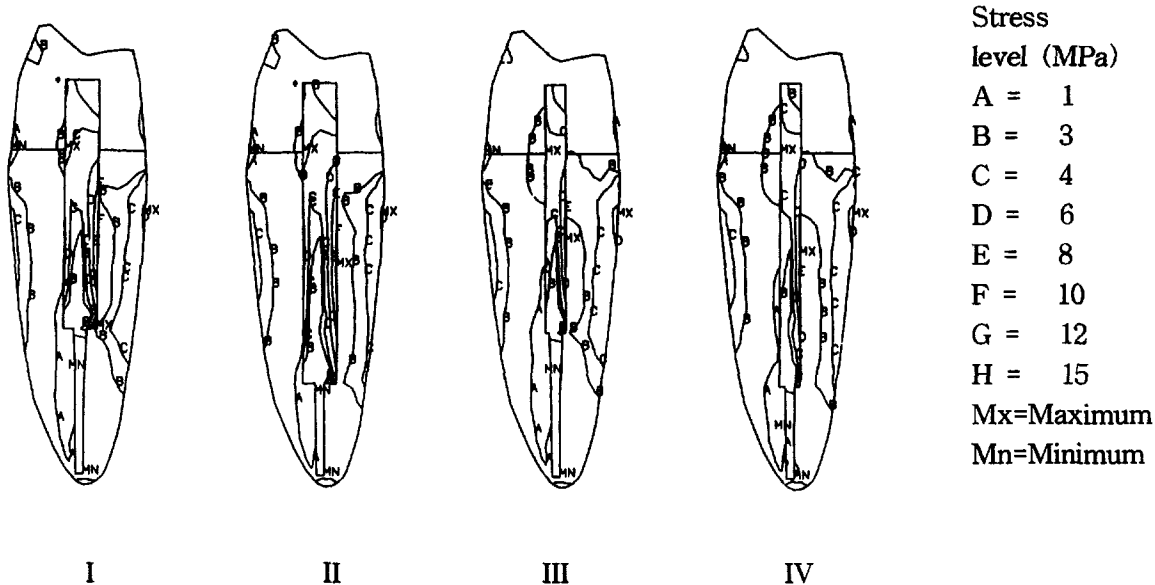


Fig. 10 Comparisons of von Mises' equivalent stress distributions in dentin and Para-post and amalgam cores under oblique loads.

직경에 따른 차이가 없었으나 길이가 짧은 경우에는 직경에 따른 차이가 있었다. 직경이 작은 경우에는 post의 설측면 중간 지점에(그림 10-III), 직경이 큰 경우에는 post apex의 설측부위에 최대 응력이 나타났으며, 이 경우 post의 설측면 중간 지점에도 최대 응력의 크기에 가까운 응력이 집중되는 것을 관찰할 수 있었다(그림 10-I).

Cast post와 core의 경우처럼, 수직력과 경사력에 대해 상아질보다 post부위에 큰 응력이 집중되는 현상을 볼 수 있었다. 그러나, post부위의 최대 응력값을 cast post와 core의 경우와 비교해 보면 경사력에 대해서는 모든 경우에 작은 값을 보였으나 수직력에 대해서는 직경이 작고, 길이가 긴 경우에 cast post와 core의 최대 응력값보다 컸다(표 3).

Post부위와 core부위의 물성이 다르기 때문에 core부위의 응력분포도 관찰한 바, 하중의 방향에 따라 차이가 있었다. 수직력을 가했을 경우에는 core의 중심과 부위에 응력이 집중되는 현상을 볼 수 있었으나(그림 8), 경사력을

가했을 경우에는 이러한 현상이 나타나지 않았다(그림 10).

IV. 총괄 및 고찰

근관치료를 받은 치아는 파절되기 쉬우므로 적절한 방법으로 수복하여 파절을 방지하여야 한다고 하였다⁴⁸⁻⁵⁰). 그러므로 치관부 손상이 광범위한 치아인 경우에는 특히 유지형태와 저항형태를 충분히 고려한 수복물을 설계하여, 치아와 주위조직에 생리적 한계를 초과하는 하중이 가해지지 않고 균등하게 응력이 분산되도록 하여 치아 파절, 수복물의 탈락등과 같은 실패가 나타나지 않도록 하여야 한다.

치아와 주위의 지지 조직은 조성이 다양하며 구조도 복잡한 데, 수복물이 장착되면 더욱 복잡한 구조물로 바뀌며 저작압의 방향과 크기도 일정치 않고 대합치와의 접촉점도 한개 이상이므로 치아에 발생하는 응력의 크기와 양상을 조사하는 것은 간단한 문제가 아니다. 치아와 수복물, 그리고 지지 조직에 가해지는

응력의 크기와 양상을 분석하기 위해 다양한 방법들이 사용되고 있으나 대부분의 경우에 구강내에서 직접 응력을 측정하는 것이 불가능하다. 따라서 모형을 실제와 유사하게 설계하거나 제작하여 조사하는 방법을 사용하지만, 치아와 수복물 및 지지 조직은 서로 다른 소재의 복합 구조물로 되어 있어 실물과 일치하는 모형을 설계하기가 어렵다. 그러므로, 생체와 유사한 조건의 모형을 설계할 수 있고, 복합 구조물을 이루는 각 재료의 물성치를 해석에 이용할 수 있기 때문에 실제 구조물의 거동과 유사한 변위 및 응력을 산출할 수 있는 유한 요소법이 자주 이용되고 있다.

1. 상아질 부위의 응력 분포 양상

최대응력이 발생한 위치는 post와 core 형성 법과는 상관없이 하중의 방향에 따라 차이가 있었다. 수직력에 대해서는 금관 설측 변연부에(그림 4, 5, 8-II, 8-IV, 9), 경사력에 대해서는 금관의 설측 변연부 하방 약 1~1.5 mm 부위에 각각 최대응력이 발생하였다(그림 6, 7, 10, 11). 이러한 결과는 최종 수복물인 금관이 응력 발생을 좌우하기 때문에 ferrule을 부여한 금관을 장착하면 post와 core의 수복 방법을 달리 한 경우에도 응력발생에 차이가 나지 않는다고 보고한, Nayyar 등³⁴⁾, Gelfand⁴⁰⁾ 그리고 Hoag와 Dwyer⁵¹⁾ 등의 연구 결과와 같다. 그리고, 응력이 금관의 변연에 집중된 것은 강도가 높은 금관에서 낮은 상아질로 이행되는 부분이므로 하중이 가해졌을 때 상아질에 응력이 집중된다고 설명한 Assif 등¹³⁾의 연구 결과와 유사하였다.

경사력을 가한 경우와 유사하게, 수직력에 대해서도 금관의 설측 변연에 최대응력이 발생한 것은 교합면 중심부와 치아의 중심보다는 설측에 위치하기 때문인 것으로 생각된다. 그러나 경사력이 가해졌을 때, 수직력이 가해진 경우보다 1~1.5mm 정도 하방에 최대응력이 나타난 것은 설측 치조정이 작용점의 역할을 한 것으로 생각된다. 경사력을 가한 경우에 수직력을 가한 경우보다 상아질에 큰 응력이 발생하였으며(표 3), 이는 Ho 등⁵²⁾과 Ko 등⁵³⁾의

연구 결과와 유사하였다. 이들은 post가 치아의 중심부에 있기 때문에, 경사력이 가해지면 post가 굽힘 상태가 되어 하중을 흡수하기보다는 상아질 쪽으로 전달하고, 수직력이 가해지면 post가 압축 상태로 하중을 흡수하기 때문이라고 하였다.

재료의 종류는 최대응력의 크기에 영향을 미쳐서 composite resin post와 core가 가장 큰 응력값을 보인 반면, cast post와 core의 경우는 가장 작은 응력값을 보였다(표 3). 그 중 특히 직경이 크고 길이가 긴 cast post와 core가 수직력 및 수평력 모두에서 가장 작은 값을 보였다. 이러한 결과는 표 2의 물성치에서 볼 수 있는 탄성계수의 크기와 관계가 있으며, 탄성계수가 작을수록 상아질에 나타나는 최대응력 값이 컸다. 따라서, 본 실험과 동일한 조건하에서는 cast post와 core를 사용하는 것이 상아질에 발생하는 응력을 감소시킬 수 있는 방법이라고 생각된다.

Post의 길이에 따른 응력의 분포와 크기의 변화는, post의 길이가 길어지면 응력 분포의 범위가 확대될 뿐, 응력 크기의 차이는 없었다. 이는 본 실험에서 사용한 post의 길이가 해부학적 치근 길이의 1/2 과 2/3이므로 치근내에서 발생하는 응력을 충분히 분산한 결과라고 생각되며, 이는 post의 길이가 치근 길이의 1/2 이상인 경우 임상적으로 적절하다고 보고한 Perel과 Muroff²⁾의 연구 결과와 일치하였다.

Post의 직경 변화에 따른 응력 분포의 양상은 뚜렷한 차이를 보이지 않았으며(표 3), 이는 직경이 작은 post가 치아와 지지 조직에 적은 응력을 가하므로 가능한 많은 치질을 남긴 경우 양호한 응력 분산을 보인다는 Trabert 등⁷⁾과 Mattison²⁶⁾의 보고와는 차이가 있었다. 그 이유는 본 실험에서 사용한 post의 직경이 1.5 mm인 경우에도 협설 방향으로 충분한 두께의 치근 상아질이 잔존하기 때문이라고 생각된다.

2. Post와 core 부위의 응력 분포 양상

길이와 직경보다는 재료의 종류와 하중의 방향이 주로 영향을 미쳐서, 탄성 계수가 클수록 post에 응력이 집중되었고 수직력보다는 경사

력을 가했을 때 최대응력의 값이 컸다(표 3).

Amalgam과 composite resin의 경우에, 응력 분산 양상과 응력 크기의 변화는 서로 비슷하였는데 이는 탄성계수가 서로 비슷하기 때문이라고 사료된다. 하중에 대해서는 수직력이 가해졌을 때에는 core의 중심와에(그림 3, 4), 경사력이 가해졌을 때에는 post와 core의 설측 경계에(그림 5, 6) 최대응력이 발생하였다. 이때 최대응력값은 상아질에 나타난 응력값보다는 작았다(표 3). 이러한 현상은 임상적으로 amalgam이나 composite resin post와 core를 사용하여 수복한 경우에, 치근 파절보다는 post와 core의 경계 부위의 파절 또는 치아와 core의 경계면에서 core가 탈락되는 것과 같은 실패 양상이 나타나는 것과 관련이 있을 것으로 생각된다. 그리고 amalgam과 composite resin post와 core의 경우에, 수직력을 가했을 때 core의 중심와에 최대응력이 발생하는 현상은 수직력을 가했을 때 core의 중심와 부위에서부터 파절이 일어난다고 보고한 Tjan 등⁷⁰⁾의 연구 결과와 일치하였다.

Cast post와 core의 경우에는 상아질보다 post에 응력이 집중되었고, 응력값도 모든 수복 방법 중에서 최대이었으며(표 3) 이는 cast post와 core의 탄성계수가 크기 때문이라고 생각된다. 수직력을 가했을 때는 post apex에(그림 7), 경사력을 가했을 때는 post의 설측면 중간부위에 최대 응력이 나타난 결과(그림 9)는 Eshelman 등⁶⁹⁾의 연구결과와 유사하였다.

길이가 짧고 직경이 작은 cast post와 core에 수직력을 가했을 때 post apex와 그 직하단 상아질에 응력이 집중되었는데(그림 8-III) 이는 류 등⁴⁶⁾의 결과와 유사하였다. 한편, 길이가 짧고 직경이 큰 cast post와 core에 경사력을 가했을 때, post apex에 최대응력이 발생한 것은(그림 10-I, 11-I) post apex에서 최대 굽힘 상태가 생긴 결과이며 Cailleateau 등⁵²⁾, Davy 등⁵³⁾, William와 Edmundson⁵⁸⁾의 연구 결과와 일치하였다. 이러한 최대 굽힘 상태가 post apex 부위에 생기고, 인접 상아질이 얇으면 응력이 집중되어 결국에는 치근이 파절될 수 있으므로 post apex를 tapering시켜서 치질을

보호하고 상아질 내에 발생하는 응력을 감소시킬 수 있다고 Pao⁵⁴⁾는 보고하였다.

cast post와 core를 사용한 경우에는 post나 core가 파절되기보다는 cement의 합착실패 또는 이와 동반한 치근의 파절이 발생한다²²⁾고 하므로 인접 상아질에 응력이 집중되지 않도록 고려하여야 한다.

Para-post 와 amalgam core의 경우에는 cast post와 core처럼 수직력과 경사력에 대해 상아질보다 post에 응력이 집중되었다(표 3). 그러나 post의 최대 응력값을 cast post와 core의 경우와 비교하면, 경사력에 대해서는 모든 경우에 작은 값을 보였으나, 수직력에 대해서는 직경이 작고 길이가 긴 경우에만 동일 규격의 cast post와 core의 최대 응력값보다 컸다(표 3). 수직력을 가했을 때 core의 중심와와 post의 최정상에 응력이 집중되었는데, 이는 물성이 다른 post와 core부분이 서로 근접해 있기 때문이며 이 부위의 core가 파절될 가능성이 높을 것으로 생각된다. 이는 stainless steel post와 composite resin core 및 amalgam core의 파절 실험에서 core가 post에서 떨어져 나오는 양태를 보인다는 Chan 등¹²⁾과 Kantor와 Pine²⁰⁾의 연구 결과와 상관이 있다고 생각된다.

V. 결 론

상이한 post 와 core 형성법으로 수복하고 주조 금판을 장착한 하악 제 2 소구치의 상아질 부위와 post와 core부위에 발생하는 응력을 분석하기 위하여 직경, 길이, 그리고 post와 core의 재료에 따라 16가지의 2차원 유한 요소 모형을 설계하였다. 치아 장축에 평행하고 기저부 끝조직에 수직인 방향으로 수복치아의 중심와에 10N의 힘을 가한 경우와, 중심 교합시 접촉이 예상되는 협면 접촉점에 치아 장축에 대해 45도의 방향으로 10N의 힘을 가한 경우에, 상아질과 post와 core에 발생하는 응력의 분포와 크기를 von Meises의 등가응력으로 평가하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 상아질 내에 발생한 응력

- 1) 분포 양상은 post 와 core의 재료, 길이 및 직경에 관계없이 유사한 형태를 보였다.
- 2) 수직력을 가했을 때는 금관의 설측 변연부에, 경사력을 가했을 때는 금관의 설측 변연부 하방 약 1~1.5mm 지점에 응력이 집중되었다.
- 3) 최대응력값은 cast post와 core의 경우에 가장 작았고, composite resin post와 core의 경우에 가장 컸다.

2. Post와 core 부위에 발생한 응력

- 1) amalgam과 composite resin post와 core는 응력 분포 양상과 최대 응력값이 유사하였다. 수직력에 대해서는 core의 중심와에, 경사력에 대해서는 post와 core의 설측 경계 부위에 최대 응력이 나타났다.
- 2) cast post와 core의 경우는 응력이 가장 많이 집중되었으며 최대응력값도 가장 컸다. 수직력을 가한 경우에는 post apex 부위에, 경사력을 가한 경우에는 post의 설측면 중간부위에 최대 응력이 나타났다.
- 3) Para-post와 amalgam core의 경우, 수직력에 대해서는 core의 중심와 부위와 post의 최상방 설측 부위에, 경사력에 대해서는 post의 설측면 중간부위에 최대 응력이 나타났다.

참고 문헌

1. Shillingburg HT, Kessler JC : Restoration of the endodontically treated teeth. Chicago : Quintessence Publishing Co.,Inc., p. 28-30, 1982.
2. Perel M, Muroff FI : Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent., 28 : 405, 1972.
3. Kurer PF : Don't post it? The New York State Dental Journal., 37, 1992.
4. Baum L, Phillips RW, Lund MR : Text-book Operative Dentistry Philadelphia, W. B. Saunders. p.541-571, 1985.
5. Desort KD : The prosthodontic use of endodontically treated teeth : Theory and biomechanics of post preparation. J Prosthet Dent., 49 : 203, 1983.
6. Goerig AC, Mueninghoff LA : Management of the endodontically treated tooth : part.I : concept for restorative design. J Prosthet Dent., 49 : 340, 1983.
7. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M : Tooth fracture-A comparison of endodontic and restorative treatments. J Endodont., 4 : 341-345, 1978.
8. Plasmans PJJM, Visseren LGH, Vrijhoef MMA, Kayser AF : In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. J Endodont., 12 : 382-387, 1986.
9. Brown DR, Barkmeier WW, Anderson RW : Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent., 41 : 40-44, 1979.
10. Taleghani M, Morgan RW : Reconstructive materials for endodontically treated teeth. J Prosthet Dent., 57 : 446-449, 1987.
11. Stadlee JP, Caputo AA, Hanson EC : Retention of endodontic dowels : Effects of cement, dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent., 39 : 401, 1978.
12. Chan RW, Bryant RW : Post-core foundation for endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent., 48 : 401, 1982.
13. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I : Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent., 61 : 535,

- 1989.
4. Sorensen JA, Engelman NJ : Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.*, 63 : 529, 1990.
 5. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD : *Fundamentals of fixed prosthodontics* 2nd ed., Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc. p.143, 1981.
 6. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB : Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.*, 24 : 10, 1970.
 7. Sivers JE, Johnson WT : Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.*, 36 : 631, 1992.
 8. Trope M, Maltz D, Langer I, Tronstad L : Resistance to fracture of restored endodontically treated premolar. *Endo. Dent. Traumatol.*, 1 : 108-111, 1985.
 19. Guzy GE, Nicholls JI : In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.*, 42 : 39, 1979.
 20. Kantor ME, Pines MS : A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent.*, 38 : 405-412, 1977.
 21. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC : Retention of endodontic dowels : Effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent.*, 39 : 401, 1978.
 22. Newburg RE, Pamerjet CH : Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent.*, 36 : 636, 1976.
 23. Colley IT, Hampson EL, Lehman ML : Retention of post crowns. *Br Dent J.*, 124 : 63, 1968.
 24. Johnson JK, Sakumaura JS : Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.*, 40 : 645, 1967.
 25. Krupp JD, Caputo AA, Trabert KC, Standlee JP : Dowel retention with glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent.*, 41 : 163, 1979.
 26. Mattison GD : Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent.*, 48 : 407, 1982.
 27. Cooper JM : Restoration of the devitalized tooth. In Baum, L, ed ; *Advanced restorative dentistry.*, Philadelphia, W.B. Saunders Co., Chapter 13, 1973.
 28. Lindhe LA : The use of composites as core material in root-filled teeth. *Swed Dent J.*, 8 : 209-16, 1984.
 29. Oliva RA, Lowe JA : Dimensional stability of composite used as a core material *J Prosthet Dent.*, 56 : 554, 1986.
 30. Oliva RA, Lowe JA : Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials. *J Prosthet Dent.*, 57 : 554-9, 1987.
 31. Standlee JP, Caputo AA : Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg.*, 33 : 952, 1972.
 32. Henry PJ : Photoelastic analysis of post core restorations. *Australian Dental Journal.*, 22 : 157-159, 1977.
 33. Gutmann JL : Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent.*, 38 : 413-419, 1977.
 34. Nayyar A, Walton RE, Leonard L : An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.*, 43 : 511, 1980.
 35. Sorensen JA, Martinoff JT : Intraoral reinforcement and coronal coverage ; A study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.*, 51 : 780-784, 1984.
 36. Trabert KC, Cooney JP : The endodontically treated tooth ; Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am.*, 28

- : 923-51, 1984.
37. Trabert KC, Cooney JP, Caputo AA, Standlee JP, Teel S, Wands DM, Ingle JI : Restoration of endodontically treated teeth and preparation for overdentures. *Endodontics*, 3rd ed, Philadelphia : Lea & Febiga, 810-59, 1985.
 38. Eissmann HF, Radke RA : Postendodontic restoration. *Pathways of the pulp*. St Louis : CV Mosby Co., 640-83, 1987.
 39. Sorensen JA, Engelman MJ : Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.*, 63 : 529, 1990.
 40. Gelfand M, Goldman M, Sunderman EJ : Effect of complete veneer crowns on the compressive strength of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.*, 52 : 636, 1984.
 41. Tjan HL, Whang SB : Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent.*, 53 : 496, 1985.
 42. Loney RW, Kotowicz WE, Mcdowell GC : Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent.*, 63 : 506, 1990.
 43. Behrend DA : A method of studying patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man. *Arch. Ora Biol.*, 19 : 23-27, 1974.
 44. Weijs WA, Dejongh JT : Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit. *Arch. Oral Biol.*, 22 : 667-675, 1977.
 45. Ralph WJ, Williams JF : Analysis of stresses in alveolar bone (A two-dimensional photoelastic model). *Arch. Oral Biol.*, 20 : 411-414, 1975.
 46. 류선열, 양홍서, 조규중 : Post 형태에 따른 치근 내부와 지지조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구. *대한치과의사협회지*, Vol. 26, No. 8, 737-752, 1988.
 47. Wheeler RC : *Dental anatomy, physiology and Occlusion*. Philadelphia, W.B. Saunders Co. 1974.
 48. Steele GD : Reinforced composite restorations for endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.*, 30 : 816-819, 1983.
 49. Silverstein WH : The reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 14 : 372-381, 1964.
 50. Sokol DJ : Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent.*, 52 : 231-234, 1984.
 51. Hoag EP, Dwyer TG. : A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent.*, 47 : 177-81, 1982.
 52. Cailleteau et al : A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endodont.*, 18 : 540, 1992.
 53. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF : Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel design. *J. Dent. Res.*, 60 : 1301-1310, 1981.
 54. Pao YC et al. : Root stresses with tapered end post design in periodontally compromised teeth. *J Prosthet Dent.*, 57 : 281-286, 1987.
 55. Ming-Hsun Ho, Hsiang-Ho Chen : Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.*, 72 : 367, 1994.
 56. Ching-Chang Ko, Chung-sheng Che : Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.*, 68 : 415-421, 1992.
 57. 김진, 방몽숙 : 시대적 형태에 따른 post and core의 치근 내부 및 지지조직의 응력 분산에 대한 치과보철학회지, 31 : 468, 1993.
 58. Williams KR, Edmundson JT, Rees JR : Finite element stress analysis of restored

- teeth. *Dent Master.*, 3 : 200, 1987.
9. Reinhardt RA, Pao YC, Krejci RF : Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res.*, 62 (9) : 1002, 1983.
 10. Huysmans MCDNJM, Van der Varst PGT : Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent.*, 21 : 57, 1993.
 11. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적인 연구. *대한치과 의사 협회지.*, 24 : 617, 1986.
 12. Yaman P, Thorsteinsson TS : Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent.*, 68 : 416, 1992.
 13. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP : The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent.*, 44 : 398, 1980.
 14. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP : The dentatus screw ; comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehab.*, 9 : 23, 1982.
 65. Standlee JP, Caputo AA : The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent.*, 68 : 436, 1992.
 66. Caputo AA, Hokama SN : Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. *J Prosthet Dent.*, 18 : 431, 1987.
 67. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC : Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent.*, 55 : 540, 1986.
 68. Eshelman EG, Sayegh FS : Dowel materials and root fracture. *J Prosthet Dent.*, 50 : 342, 1983.
 69. Goaz PW, White SC : *Oral radiology.* St Louis. : the Mosby Co., 154, 1982.
 70. Tjan AHL, Dunn JR, Lee JKY : Fracture resistance of amalgam and composite resin cores retained by various intradental retentive features. *Quintessence International.*, 24 : 211-217, 1993.