

지대치 형태에 따른 Post core의 치근내부 및 지지조직의 응력분석

전남대학교 치과대학 보철학교실

김 진 · 방몽숙

I. 서 론

근관치료된 치아는 치수가 없기 때문에 혈류공급이 되지 않아 상아질이 건조해지고 탄력성이 상실되며, 이차 상아질을 생성하지 못하고, 충치에 대한 저항성이 감소되어 취약해진다. 잔존치근을 보존하여 치주조직의 건강을 유지하며 취약해진 치아를 강화시키고 상실된 치관부를 수복하는 하나의 방법으로 post core가 사용되고 있으며¹⁻⁷⁾, 이것은 금관에 유지력 및 강도를 주며 내부 응력의 집중으로 인한 치근 파절로부터 치아를 보호하여 기능과 심미성을 회복할 수 있다.^{3,4,8-14)}

그러나 post core를 장착 했을때 시멘트층의 파괴, post core의 탈락, 치질과 보철물 변연부의 적합 불량, 치근의 파절 및 보철물의 탈락등 여러가지 문제점이 나타나므로 post core를 이용하여 보철물을 제작하는 경우 기능하중하에서 충분히 유지되며 지대치, 치근막, 치조골에 균등하게 응력이 분산되어 치근의 파절을 초래하지 않도록 설계하여야 한다.

Mattison¹⁵⁾은 광탄성 응력분석을 통해 직경이 작은 post가 치아와 지지조직에 적은 응력을 가하므로 과도하게 치질을 제거하는 경우 응력의 증가로 인하여 파절이 발생하기 쉽다고 보고하였으며, Tylman²⁾ 및 Cohen과 Burns¹⁶⁾는 치경부에 2mm정도의 치질이 존재하여야 치근의 수직파절을 방지할 수 있다고 하였으나, Sorensen과 Engelman¹¹⁾은 만능물성시험기를 이용한 실험에서 shoulder에서 상방으로 최소한 1mm의 치질이 있어야 치근의 파절을 방지할 수 있다고 하였다.

Core나 금관의 일부분으로 치경부 치근에 주조금속의 환상대(encircling band)를 형성함으로써 근관

치료치아의 강도를 증진시키며 치근의 파절을 방지하는 ferrule 효과^{1,14,17)}에 관하여, 치근면을 두평면으로 형성하여야 한다는 보고와^{1,18)} 교합면 주위에 contrabevel을 형성하여야 한다는 보고^{5,12,14)}가 있다.

치근내부 post의 형태에 관하여 parallel-sided post는 인장력, 전단력 및 비틀림에 대해 유지력이 우수하고 응력분산이 양호한¹⁹⁻²⁴⁾ 반면, post첨단 부위의 과도한 상아질의 제거로 높은 응력이 집중되어 치아를 약하게 할수도 있다²⁵⁾. Tapered post는 기능하중을 가했을 때 post가 내부 치근면과 만나는 부위에 과도한 응력의 집중을 보이며 썩기효과로 시멘트와 코어 및 치질 경계부 하방에 높은 응력이 집중되어 파절이 나타날 수도 있지만 post첨단 부위의 치질을 보존할 수 있다는 장점도 있다.^{19,20,26,27)}

양 등²⁸⁾은 post 직경, 길이 및 taper의 정도가 다를때 외력에 의해 상아질과 치조골에 발생하는 응력을 분석하여 직경과 길이에 따른 최대응력의 차이는 보이지 않았으나 tapered post의 경우 썩기효과로 post하방 첨단에 큰 응력이 집중되어 불리하다고 보고하였다.

이와같이 잔존치질의 형태와 post core의 설계, ferrule효과, post직경과 taper의 정도에 관해서는 아직까지 학자들 간에 많은 논란이 있어왔으나 상부 보철물의 유지 및 치질과 보철물의 적절한 적합을 위하여 주조 post core를 이용하여야 한다는 의견에는 일치점을 보이고 있다²⁾.

본 연구는 서로 상이한 지대치 형태 및 주조 post core설계에 따른 기능하중 및 수평하중하에서 치근과 지지조직 내에 발생하는 응력분포와 변위를 관찰하여 치근의 파절을 방지할 수 있는 post core의 형태를 결정하고자 2차원 유한요소법을 이용하여 본 실험을

실행하였다.

II. 연구방법

본 연구에 이용된 모형은 Wheeler²⁹⁾가 보고한 상악 중절치를 기초로 하여 치근에 제3형 금합금으로 구조한 post core와 금관이 장착된 상태를 순설 절단면에서 측정된 형태로 치경부 치질변연에 butt joint를 갖는 경우, 금관변연 상방 잔존치질이 1mm와 2mm인 경우, 130°의 shoulder를 갖는 경우, 금관변연 상방 잔존치질이 2mm이며 contrabevel을 갖는 경우 및 치경부 잔존치질이 1mm와 2mm인 경우의 총 7종의 post core를 설계하였으며 Fig. 1 및 Table 1과 같다.

post의 직경은 1.2mm^{15,30)}, 길이는 치근의 2/3인 9mm^{9,31,32)}, 하부근관은 4mm의 치근단부 폐쇄를 형성하였고^{17,18,23,34)}, 50 μ m의 시멘트층을 상아질과 post 사이에 형성²⁸⁾하였으며, 치근막은 0.25mm의 균일한 막으로, 구강점막은 1mm로 설계하였다^{25,36)}.

본 연구에 사용된 유한요소 모형은 치조골, 치근막, 구강점막, 상아질, gutta percha, 제3형 금합금,

치과용 시멘트로 구성하였으며, 재료의 물리적인 성질은 선현들의 보고^{28,37-41)}를 참조하여 Table 2과 같이 설정하였다.

각 모형을 삼각형 요소로 분할하되 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰이 필요한 부위는 가급적 작은 요소로 분할하여 2차원 유한요소 모형을 제작하였으며, 각 type의 요소의 수와 분포는 Table 3과 같고, 모델의 두께는 8mm로 가정하여 계산하였다.

외력에 의해 발생된 응력과 변위를 해석하기 위하여 외부하중에 영향을 적게 받는 모형의 하단 골조직의 절점의 변위를 X, Y방향으로 구속하여 고정시켰다. 개개모델에 부하된 하중은 10kgf이며, 하중의 작용방향은 (1) 중심교합시 상악과 하악치아의 교합 접촉점에 26°의 경사력(P₁), (2) 외상성 충격을 가당한 순면의 수평력(P₂)을 적용시켰다(Fig. 2).

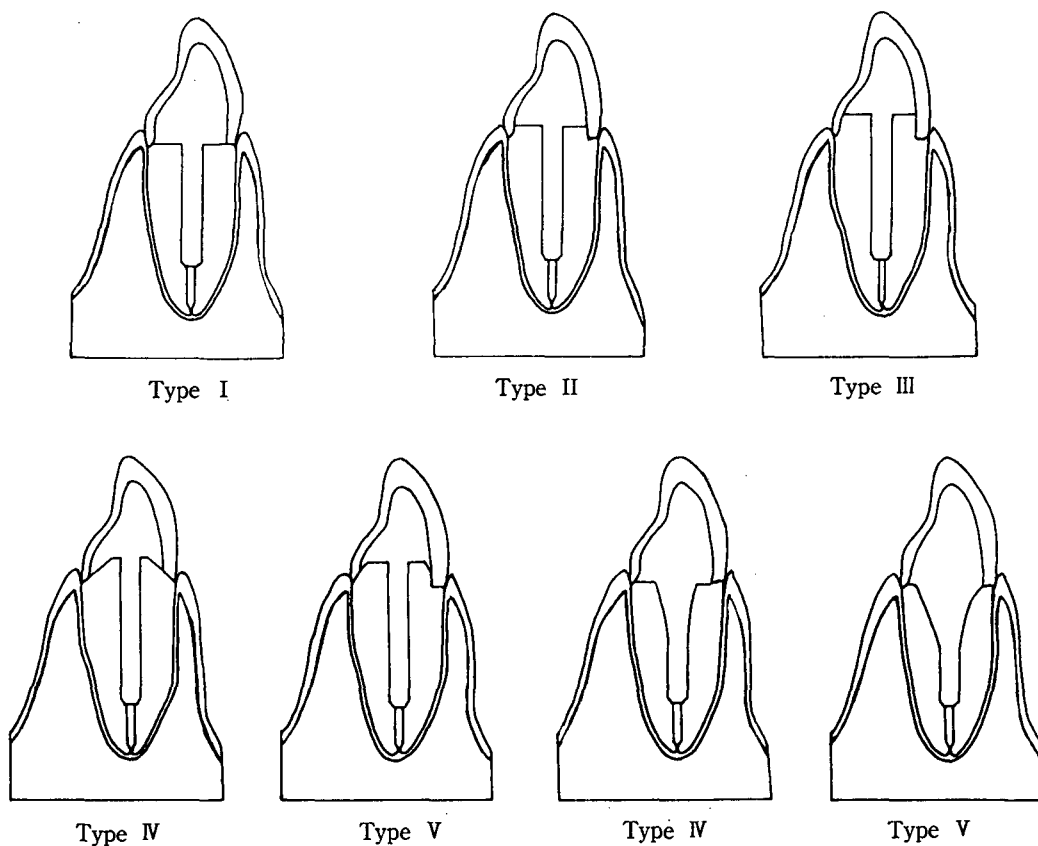
요소번호, 절점번호, 절점의 좌표 및 각 구성물질의 탄성계수와 Poisson's ratio를 ANSYS 4.4A 2D plain stress analysis program에 입력하여 각 요소의 최대인장응력, 진단응력 및 변위량을 계산하였다.

Table 1. Types of post core design

Type I	90° shoulder without coronal dentinal extension*, butt joint configuration at the tooth-core junction
Type II	90° shoulder with 1mm coronal dentinal extension, butt joint configuration at the tooth-core junction
Type III	90° shoulder with 2mm coronal dentinal extension, butt joint configuration at the tooth-core junction
Type IV	130° angle forming a sloped shoulder from the base of the core to the margin
Type V	90° shoulder with 2mm coronal dentinal extension, 1mm wide 60° contrabevel at the tooth-core junction
Type VI	tapered post with 2mm axial tooth structure** at the shoulder
Type VII	130° tapered post with 1mm axial tooth structure at the shoulder

* Coronal dentinal extension-tooth structure occlusal to the shoulder preparation.

** Axial tooth structure-the amount of the tooth structure between the inside wall of the canal & the external surface of the tooth at the preparation margin.



Cr, crown ; CPC, cast post core ; Cem, cement ; Dent, dentin ;
G.P., gutta percha ; PDL, periodontal ligament.

Fig. 1. Cross-sectional view of post core design.

Table 2. Elastic constants of materials

Materials	Young's modulus (kg/mm ²)	Poisson's ratio
Type III gold alloy	8.46×10 ³	0.33
Dental cement	9.103+10	0.35
Dentin	1.9+10 ³	0.30
Periodontal ligament	5.08	0.45
Gutta percha	0.07	0.45
Alveolar bone	1.4+10 ³	0.30
Oral mucosa	0.35	0.45

Table 3. Numbers of element and nodal point

	Node	Element
Type I	420	720
Type II	418	715
Type III	441	757
Type IV	444	758
Type V	439	756
Type VI	429	736
Type VII	433	746

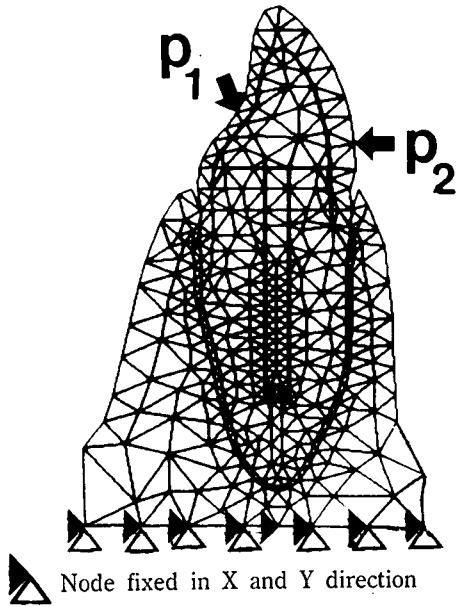


Fig. 2. Finite element model and loads applied.

III. 연구결과

1. 응 력

1) 상악과 하악 치아의 교합 접촉점에 26°의 경사력 (P_1)을 가한 경우

모든 Type에서 치근의 설측에 인장응력이 발생되고, 순측에 압축응력이 발생되어 경사력에 의해 발생하는 수직력과 수평력에 의한 모멘트를 지지하는

방향으로 인장응력이 분포되고 있다(Figs. 4-10). 잔존치질에 따른 응력분포의 형태는 Type I의 경우 설측치근에 최대 인장응력이 상하로 크게 발달하여 core와 치질의 경계부에 0.621kgf/mm^2 이상의 인장응력이 나타났고(Fig. 4), 치질이 증가할수록 설측치근에 분포되는 인장응력은 감소되면서 설측치조골쪽으로 분포되어가는 경향을 보여(Fig. 5) 실제 Type III의 경우는 최대 인장응력이 잔존치근에 발생하지 않고 설측치조골에 발생하며, core와 치질 경계부에 발생하는 인장응력은 0.315kgf/mm^2 로 50% 정도 감소되었다(Fig. 6).

Type IV는 설측변면에서 type VI보다 22% 정도 큰 0.744kgf/mm^2 의 최대 인장응력이 core와 접촉하는 치근계면에 발생하고 설측치근을 따라 큰 응력이 나타나고 있다(Fig. 7). Contrabevel이 있는 Type V는 Type III과 거의 유사한 응력분포 양상을 보이고 있으나, contrabevel을 따라서 60% 정도 큰 0.507kgf/mm^2 의 인장응력이 전달되고 있다(Fig. 8).

또한 치경부 치질에 따른 응력분포는 Type VI의 경우 잔존치질에 작용하는 인장응력의 크기가 감소되면서 최대 인장응력도 설측치조골에 발생하게 되어 치근에는 응력이 적게 나타났다(Table 4, Figs. 9, 10).

한편, 전단응력의 분포양상은 대부분 core와 post 경계부에서 최대응력이 발생되며(Figs. 11-17), 치질이 많을수록 경계부에서 발생하는 응력의 크기가 증가되는 경향을 보여서 Type I의 경우 최대응력이 0.397kgf/mm^2 인데(Fig. 11) 반해, Type III의 경우

Table 4. Maximum tensile stress under the P_1

(Unit : Kgf/mm²)

	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V	Type VI	Type VII
Post	0.225	0.247	0.281	0.318	0.374	0.512	0.509
Dentin	0.684	0.674	0.579	0.656	0.579	0.643	0.692
Alveolar bone	0.671	0.671	0.673	0.671	0.673	0.672	0.671

Table 5. Maximum shear stress under the P_1

(Unit : Kgf/mm²)

	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V	Type VI	Type VII
Post	0.397	0.399	0.479	-0.355	0.454	-0.270	0.291
Dentin	-0.227	-0.228	-0.268	-0.355	-0.268	-0.270	-0.226
Alveolar bone	0.193	0.196	0.398	0.190	0.396	0.309	0.195

0.478kgf/mm²으로 20% 정도 높은 응력이 발생하였다 (Fig. 13). Type IV, Type V, Type VI 및 Type VII의 경우는 전단면이 크기 때문에 Type I, II 및 III의 경우에 비해 더 낮은 응력이 나타나며(Figs. 14-17), 단지 Type V는 Type III과 유사한 응력분포 형태이나 bevel의 효과 때문에 최대 전단응력이 29% 정도 감소되었다(Table 5, Fig. 15).

2) 순면에 수평력(P₂)을 가한 경우

전반적으로 순축치근과 치조골쪽에 인장응력이 발생되고 설측으로는 압축응력이 발생하는 굽힘모멘트를 지지하는 형상으로 분포되고 있으며(Figs. 18-24), 치질이 적은 Type I의 경우는 금관과 치질의 경계부에 1.941kgf/mm²의 최대 인장응력이(Fig. 18), Type II는 1.836kgf/mm²의 응력(Fig. 19)이 발생하였다. 금관변연 상방 잔존치질이 많을수록 최대 인장응력의 발생위치는 순축의 하부 치조골쪽으로 이동해 가면서 그 크기도 1.462kgf/mm²로 감소되었다(Fig. 20). 또한 Type IV는 Type II와 III의 중간 정도의 응력분포 양상으로 1.501kgf/mm²의 최대 인장응력이 치근단 1/3부위의 순축 치조골에 발생되며(Fig. 21), Type V는 Type III와 거의 유사한 응력분포 양상을 보였다(Fig. 22).

Type VI은 치질과 core의 경계부에 발생하는 응력이 17% 정도 감소되었고 최대 인장응력도 치근단 1/3부위의 순축 치조골에 1.463kgf/mm²을 보이고 있으나(Fig. 23), Type VII은 Type IV와 유사한 응력분포 양상을 보이며, 잔존치근의 순축 중간부에

1.489kgf/mm²의 최대응력이 나타났다(Table 6, Fig. 24).

한편, 전단응력의 분포양상은 대부분 core와 post의 경계부와 치근첨단에 최대응력이 발생하였다(Figs. 25-31). 금관변연 상방 잔존치질이 많을수록 core와 post 경계부의 최대응력은 0.718kgf/mm²에서 0.777kgf/mm²로 증가하였고, 치근첨단에 발생하는 응력도 0.345kgf/mm²에서 0.458kgf/mm²로 증가하였다(Figs. 25-27). Type IV는 core와 post 경계부에 0.523kgf/mm²의 최대응력이 발생되지만 순축 shoulder변연에서 치질과 접촉되는 부위에 0.384kgf/mm²의 응력이 발생되고 있다(Fig. 28).

Type V는 Type III과 흡사한 응력분포를 보이며(Fig. 29), Type VI의 경우도 거의 흡사한 분포양상을 보이나 post의 접촉면이 넓으므로 최대 전단응력이 Type III보다 21% 정도 적은 0.614kgf/mm²으로 나타났다(Fig. 30). Type VII은 Type II와 거의 유사한 응력 분포양상을 보이나 역시 post의 접촉면이 넓기 때문에 최대 전단응력의 크기는 Type II보다 26% 정도 감소를 보였다(Table 7, Fig. 31).

2. 변 위

Post core에 10kgf의 하중을 가했을때 지대치와 치조골의 외형에 발생하는 변위를 관찰하기 위해서 외형을 구성하는 절점의 변위량을 구하였다. 경사력(P₁)을 가한 경우가 수평력(P₂)을 가한 경우보다 변위량은 44% 정도 적었으며, 절단 변연부에서 관찰된 변위는 다음과 같았다(Table 8).

Table 6. Maximum tensile stress under the P₂

(Unit : Kgf/mm²)

	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V	Type VI	Type VII
Post	1.175	1.154	1.015	1.188	1.043	1.030	1.330
Dentin	1.941	1.836	1.236	1.501	1.226	1.134	1.489
Alveolar bone	1.171	1.258	1.462	1.175	1.462	1.463	1.173

Table 7. Maximum shear stress under the P₂

(Unit : Kgf/mm²)

	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V	Type VI	Type VII
Post	-0.718	-0.715	-0.777	-0.524	-0.736	-0.615	-0.529
Dentin	0.345	0.345	0.457	0.384	0.457	0.457	0.345
Alveolar bone	-0.664	-0.644	-0.701	-0.511	-0.701	-0.614	-0.525

Table 8. Displacement of the crown at the incisal dege

(Unit : mm)

	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V	Type VI	Type VII
P ₁	+0.332	+0.332	+0.127	+0.334	+0.127	+0.127	+0.332
P ₂	-0.591	-0.592	-0.226	-0.594	-0.226	-0.226	-0.590

-, Lingual displacement ; +, Labial displacement

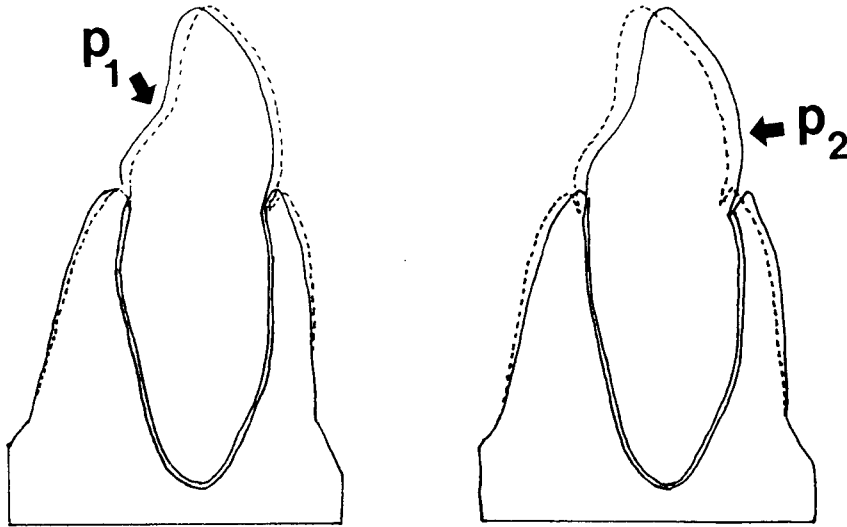


Fig. 3. Magnified displacement by loads (X2). Black dots moved to the white dots.

IV. 총괄 및 고안

보철물을 제작할 때는 보철물, 지대치, 치근막 또는 치조골의 보전을 고려하여 생리적인 한계를 초과한 과도한 하중의 부담을 방지하도록 하여야 한다.

치과 보철물에 가해지는 교합력이나 비기능적인 외력이 보철물, 지대치, 치근막, 또는 치조골에 전달되는 양상과 지지조직의 역학적 반응을 명확히 규명하는 것은 보철물의 설계, 저작기능의 회복, 지대치 및 지지조직의 보호에 매우 중요한 문제이다.

보철물에 대한 역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기 곤란하기 때문에 실물과 유사한 모형을 제작하여 간접적인 방법으로 측정한다. 치의학 분야에서 사용되는 응력과 변위에 관한 실험적인 분석법에는 Strain gauge법, Brittle coating법, 기계적인 파절시험법^{8, 42, 43)}, 2차원 및 3차원 광탄성법^{10, 15)}

³²⁾ 등이 있다. 이와같은 실험적 방법은 구강내와 유사한 모형을 제작하기가 어렵고 장치조작이 복잡하며, 전체적인 현상의 파악이 난해하여 정확한 방법이 되지 못한다. 이에 반하여 유한요소법은 공학적인 수치해석법으로 1960년 Clough가 유한요소법으로 정의한 이래 구조역학에서 널리 사용되고 있으며, 치의학 분야에서도 시도되고 있다.

유한요소법은 모형의 형태와 크기를 실물과 쉽게 일치시킬 수 있고 구성재료의 물리적인 성질인 탄성계수와 Poisson율을 쉽게 설정할 수 있으며, 내부응력과 변위의 계측이 가능하고 하중조건도 용이하게 변경시킬 수 있다는 장점이 있다.

실험조작은 컴퓨터를 이용하기 때문에 실험적 방법의 난제들을 대부분 해결할 수 있으며, 수치해석의 일종이지만 원칙적으로 어떠한 형상도 취급할 수 있고 2차원 및 3차원 해석이 가능하다^{28, 37-41)} 그러나 치의학을 비롯한 생체 역학적 구조해석에 유한 요

소법을 이용하는 경우 생체의 불규칙한 기하학적인 형상과 구조물질의 복잡성으로 인하여 정확한 해를 구하기가 어려우며 만족스런 결과를 얻기 위해서는 가능한 많은 요소로 분할하는 것이 유리하지만 컴퓨터의 용량이나 계산시간등 실제 적용에 있어서 분할 가능한 요소의 갯수에 제한이 따르기 때문에 복잡한 구조물에 대한 해석은 실용적인 측면에서 어떤 한계에 이르게 된다⁴⁴⁾.

외력에 의한 치아의 변위는 점성 탄성체처럼 반응하지만 본 연구에서는 치아와 지지조직을 탄성체로 가정하여 점성요소에 관여하는 하중의 지속시간과 빈도를 무시하고 하중의 크기, 방향 및 하중점의 위치를 하중조건으로 고려하였다. 외력의 방향설정은 다양하게 고려할 수 있으나 외상성 충격을 가정할 수면에서 수평력(P_1), 중심교합시 접촉되는 상악치아의 설면에 26° 의 경사력(P_2)³²⁾으로 설정하였다.

본 연구에서는 10kgf의 하중을 가하였으나 실제 구강에서의 평균 저작압은 16kgf⁴⁵⁾로 지지조직이 선형 탄성체와 유사한 반응을 보이기 때문에 실제적인 응력의 양은 부하된 하중에 1.6을 곱하여 생각하면 된다.

구조물에 외력이 가해지면 내부에 응력이 발생한다. 상아질의 파절강도는 인장강도 $5.27\text{kgf}/\text{mm}^2$, 전단강도 $14\text{kgf}/\text{mm}^2$ 으로 압축이나 전단력 보다는 인장력에 약한 특성을 보이며 파절은 표면에 발생하는 작은 균열로부터 쉽게 전파된다. 그러므로 치근에 발생하는 최대 인장응력이 높으면 치근의 파절이 예측된다. 반면 금합금처럼 전성이 높은 재료는 전단응력이나 금속의 피로현상에 의해 파절되는 것으로 알려져 있다^{43, 45)}.

본 연구에서 P_1 하중을 가한 Type I에서는 순축으로 0.332mm의 변위가 일어나며 설측치근에 $0.684\text{kgf}/\text{mm}^2$ 의 최대 인장응력이 집중되었고(Fig. 4), Type II는 I과 유사하게 나타났으며(Fig. 5), Type III의 경우는 Type I 보다 작은 인장응력과 변위가 나타났으며(Fig. 6), P_2 하중을 가한 Type I의 경우 설축으로 0.591mm의 변위가 일어나며 금관과 치질의 경계부에 $1.941\text{kgf}/\text{mm}^2$ 의 최대 인장응력이 집중되었으나(Fig. 18), Type III의 경우에 변위 및 인장응력이 감소되어 나타났다(Fig. 20). 이러한 결과에서 치경부 치질변연에 butt joint를 갖는 경우는 금관과 치질의 경계부에 높은 인장응력의 집중으로

치질의 파절이나 core가 접합되는 면의 파괴로 post core가 탈락될 수 있을 것으로 생각된다.

Sorensen과 Engelman¹¹⁾은 만능물성시험기를 이용한 파절실험에서 shoulder 상방으로 치질이 없는 경우 30kg, 금관변연 상방 치질이 1mm 존재하고 contrabevel을 준 경우에는 65-70kg힘에 치질이 파괴되므로 shoulder 상방으로 1mm의 치질은 남아 있어야 한다고 보고하였다. 본 실험에서 P_1 하중이 가해질 때 상아질을 파절시키는데 필요한 힘은 금관변연 상방 치질이 없는 경우는 73kgf, 1mm인 경우는 78kgf, 그리고 2mm인 경우는 91kgf로 증가되었다. 이러한 결과는 2mm의 금관변연 상방 치질을 갖는 경우 치경부에서 butt joint이거나 1mm의 치질을 갖는 경우보다 뚜렷하게 응력과 변위가 감소되어 보다 균등하게 응력을 분산할 수 있으므로 치질이 증가할수록 치근의 파절을 방지할 수 있으리라 생각되며 이는 Tylman²⁾, Sivers와 Johnson¹³⁾ 및 Cohen과 Burns¹⁶⁾의 보고와 일치된 결과를 보였다.

P_1 하중을 가한 Type IV의 경우 $0.744\text{kgf}/\text{mm}^2$ 의 인장응력이 설측변연에 집중되었으며(Fig. 7), P_2 하중을 가한 경우는 순축치근에 상하로 길게 $1.501\text{kgf}/\text{mm}^2$ 의 인장응력이 발생하였고(Fig. 21), Type V에 P_1 과 P_2 하중을 가한 경우 Type IV와 비교할 때 최대 인장응력은 치조골쪽으로 이동하여 실제 치근에는 작은 응력이 발생하여(Fig. 8, 22), 130° 의 shoulder의 경우 응력과 변위가 훨씬 크게 나타났다. 또한 상아질을 파절시키는데 필요한 힘은 130° 의 shoulder의 경우 35kgf이며 contrabevel을 준 경우는 43kgf를 가해야 파절이 발생하므로 130° shoulder 보다는 치근에 contrabevel을 준 경우가 치근 파절을 방지하는데 더 유리할 것으로 생각되었다. 본 실험 결과에서 치근면을 두평면으로 제작하는 경우는 가능하중을 가했을 때 설측변연에 인장응력의 집중으로 인한 시멘트의 파괴나 post core의 탈락 가능성이 높을 것으로 생각되며 수평력을 가했을 때도 순축치근의 파절을 방지하여 wrap-around 형태로 치근을 보호하여 ferrule 효과를 얻기 위해서는 치근면에 contrabevel을 주는 것이 바람직할 것으로 생각된다.

치경부 잔중치질에 따른 응력분포에서 P_1 과 P_2 하중을 가한 경우 Type VI는 Type VI I 보다 치근에 작은 인장응력과 변위를 보였다(Figs. 9, 10, 23, 24). 이러한 결과는 치경부 치질이 1mm인 경우 치근에

발생되는 인장력과 변위량이 크게 나타나 치근의 파절가능성이 높으므로 이를 방지하기 위하여는 가능한 많은 치질을 보존하여야 할 것으로 생각된다.

Tjan과 Whang²⁰⁾ 및 Sorensen과 Engelman²⁷⁾은 만능물성시험기를 이용한 파절실험을 통해 치경부 잔존치질이 1mm인 경우와 3mm인 경우 치근의 파절에 필요한 힘은 30kg으로 치경부 치질에 따라 차이를 파절시키는데 필요한 힘은 차이가 없다고 보고 하였으나, 본 실험에서는 수평력이 가해질 때 치근을 파절시키는데 필요한 힘은 치경부 치질이 1mm인 경우 35kgf, 2mm인 경우 40kgf로 치질이 많을수록 파절저항성이 높을 것으로 생각되며 이는 광탄성 응력분석을 이용하여 직경이 작은 post가 치아와 지지조직에 적은 응력을 가하므로 가능한 많은 치질을 남긴 경우 양호한 응력분산을 보인다는 Mattison¹⁵⁾의 보고와 일치하였다.

Eshelman과 Sayegh⁴⁶⁾는 금합금으로 주조된 post를 장착한 치아가 평균 29kgf의 수평력에 의해 파절된다는 실험결과를 보고하였으나 본 연구에서는 36kgf의 수평력을 가했을 때 상아질이 파절될 것으로 예측되어 다소의 차이를 보였는데 이것은 실험방법과 사용된 시편의 차이인 것으로 생각된다. 본 실험에서는 수평력이 가해질 때 동일한 양의 하중이라도 경사력에 비해 큰 응력이 지지조직 내에 발생되어 상아질과 post 내부에 파절의 위험이 높을 것으로 생각된다.

P₁과 P₂하중을 가한 경우 최대 전단응력은 대부분 core와 post 경계부에서 발생되는데 치경부 치질변연에 butt joint를 갖는 경우보다 금관변연 상방 잔존치질이 많을수록 경계부에서 발생하는 전단응력의 크기는 증가되었고(Figs. 11, 13, 25, 27), parallel-sided post인 Type I, I 및 III이 tapered post인 Type VI과 VII보다 전단응력이 훨씬 높게 나타났다(Table 5, 7, Figs. 16, 17, 30, 31). 또한 P₁과 P₂하중에서 Type V는 Type III과 유사한 응력분포 형태를 보이거나 bevel의 효과로 최대 전단응력이 감소되었다(Table 5, Fig. 15, 29).

이처럼 전성이 높은 금합금 같은 재료는 높은 전단력에 의한 금속의 피로 현상 때문에 장기간 사용했을 때 post core 연결부와 시멘트의 파괴가 우려되기 때문에 이를 방지하기 위하여 post는 충분한 강도를 가지는 금속을 사용하여야 할 것으로 생각

된다. 이상의 결과를 종합해 보면 변연부위의 접촉면 파괴에 대해 안전하면서 치근의 파절을 방지하고 포스트의 전단에 대해 안전한 post core는 치경부 잔존치질이 2mm인 tapered post의 경우와 금관변연 상방 잔존치질이 2mm이면서 contrabevel을 갖는 parallel-sided post의 경우가 가장 좋은 형태라고 생각된다.

본 연구에서는 총 7종의 post core와 2종의 하중 조건에 대해 post와 지지조직에 나타나는 역학적인 반응을 평가하기 위하여 2차원 유한요소법을 이용한 결과 core의 형태에 의해서도 역학적인 거동이 차이가 나타나지만 변위가 응력에 가장 큰 영향을 주는 것은 하중 방향과 하중점의 위치였다. 따라서 만족스런 임상결과를 얻기 위해서는 적절한 post core설계 이외에도 치근관의 taper와 불규칙성을 고려하고 시멘트의 탄성계수가 상아질 및 금관과는 다르고 두께도 다양하므로 이들을 고려한 3차원 유한요소법 또는 광탄성 응력분석등을 통한 연구를 시행하며 파절의 기시부와 파절양상, 파절강도 등을 규명하는 체계적인 연구가 계속되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 잔존치질에 따라 다양한 형태의 주요 post core를 설계하고 이들의 응력과 변위를 비교하여 보다 바람직하게 응력을 분산할 수 있는 post core를 제작하고자 2차원 유한요소법을 이용하여 상악 중절치에 치경부 치질변연에 butt joint를 갖는 경우, 금관변연 상방 잔존치질이 1mm와 2mm인 경우, 130°의 shoulder를 갖는 경우, 금관변연 상방 잔존치질이 2mm이며 contrabevel을 갖는 경우 및 치경부 잔존치질이 1mm와 2mm인 경우로 총 7종의 post core를 설계하여 치근, 포스트 및 치조골에 발생하는 응력과 변위를 분석하였다.

본 실험에 사용된 모형은 치근막, 상아질, post core, 금관, 치과용 시멘트, 치조골, gutta percha로 구성하였으며 10kgf의 하중을 순면에 수평력과 중심교합시 상악전치의 설면에 26°의 경사력으로 가하여 나타난 응력분포 양상과 변위를 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 경사력을 가한 경우 130° shoulder에서는 금관변연에 높은 인장응력과 전단응력이 나타났다.

2. Contrabevel이 있는 경우 전단면의 증가로 bevel 부위에 전단응력은 29%로 작게 나타났다.
3. 치경부의 잔존치질이 1mm인 경우 경사력을 가했을때 잔존치근에 인장응력이 높게 나타났다.
4. 치경부 치질변연에 butt joint를 갖는 경우 경사력과 수평력이 가해질때 큰 인장응력이 치근에 집중되었다.
5. 하중의 방향이 주조 포스트와 코어의 형태보다 최대 응력이나 변위에 더 큰 영향을 나타내었다. 이상의 결과에서 근관치료치아에 post core를 이용하여 수복하는 경우 치경부 잔존치질이 2mm인 tapered post의 경우와 교합면 주위에 contrabevel을 가지면서 금관변연 상방 잔존치질이 2mm인 parallel-sided post의 경우가 집중된 응력의 크기가 작고 변연부위의 접촉면 파괴에 대해 안전하면서 치근의 파절을 방지하고 포스트의 전단에 대해 안전하여 치근과 주위조직에 좋은 형태라고 생각된다.

참고문헌

1. Rosen H : Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. J Prosthet Dent, 11 : 973, 1961.
2. Tylman SD : Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. ed 6., St. Louis, The C. V. Mosby Co., p580, 1970.
3. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW : Modern practice of crown and bridge fixed partial prosthodontics. ed 3., Philadelphia, W. B. Saunders Co., p608, 1971.
4. Perel M, Muroff FI : Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent, 28 : 405, 1972.
5. Desort KD : The prosthodontic use of endodontically treated teeth : Theory and biomechanics of postpreparation. J Prosthet Dent, 49 : 203, 1983.
6. Goerig AC, Mueninghoff LA : Manangement of the endodontically treated tooth : part. I : Concept for restorative design. J Prosthet Dent, 49 : 340, 1983.
7. Shadman H, Azarmehr P : A direct technique for fabrication of post and cores. J Prosthet Dent, 34 : 463, 1975.
8. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC : Retention of endodontic dowels : Effects of cement, dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent, 39 : 401, 1978.
9. Chan RW, Bryant RW : Post-core foundation for endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent, 48 : 401, 1982.
10. 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.
11. Sorensen JA, Engelman MJ : Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent, 63 : 529, 1990.
12. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD : Fundamentals of fixed prosthodontics. 2nd ed., Chicago, Quintessence Publishing Co., Inc. p143, 1981.
13. Sivers JE, Johnson WT : Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am, 36 : 631, 1992.
14. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB : Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent, 24 : 10, 1970.
15. Mattison GD : Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent, 48 : 407, 1982.
16. Cohen S, Burns RC : Pathways of the pulp. ed 4., St. Louis, The C. V. Mosby Co., p640, 1987.
17. Weine FS : Endodontic therapy. ed 4., St. Louis, The C. V. Mosby Co., p659, 1989.
18. Sheets CE : Dowel and foundations. J Prosthet Dent, 23 : 58, 1970.
19. Standlee JP, Caputo EW, Pollack MH : Analysis of stress distribution by endodontic posts. J Oral Surg, 33 : 952, 1972.
20. Tjan AHL, Whang SB : Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. J Prosthet Dent, 53 : 496, 1985.

21. Newburg RE, Pameijer CH : Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent*, 36 : 636, 1976.
22. Kantor ME, Pines MS : A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 38 : 405, 1977.
23. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC : Retention of endodontic dowels. *J Prosthet Dent*, 39 : 401, 1978.
24. Johnson JK, Sakamura JS : Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent*, 40 : 645, 1978.
25. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KS : Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent*, 40 : 645, 1978.
26. Sorensen JA, Martinoff JT : Clinically significant factors, in dowel designs. *J Prosthet Dent*, 52 : 28, 1984.
27. Sorensen JA, Engelman MJ : Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 64 : 419, 1990.
28. 양홍서, 류선열, 조규종 : Post 형태에 따른 치근 내부와 지지조직의 응력분산에 관한 2차원적 연구. *대한치과외과학회지*, 26 : 737, 1988.
29. Wheeler RG : *Dental anatomy and Physiology*. 4th ed., Philadelphia, W. B. Saunders Co., p135, 1965.
30. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF : Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 62 : 166, 1989.
31. Hoag EP, Dwyer TG : A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent*, 47 : 177, 1982.
32. Mattison GD, Von Fraunhofer JA : Angulation loading effects on cast-gold endodontical posts : A photoelastic stress analysis. *J Prosthet Dent*, 49 : 636, 1983.
33. Bourgeois RS, Lemon RR : Dowel space preparation and apical leakage. *J Endodont*, 7 : 66, 1981.
34. Zillich RM, Corcoran JF : Average maximum post lengths in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 52 : 489, 1984.
35. Carranza FA : *Glickman's clinical periodontology*. 7th ed. W. B. Saunders Co., p156, 1990.
36. 上條雍彦 : *圖說 口腔解剖學 骨學*, Vol 1, 頭蓋學. p182, アナトーム社.
37. Reinhardt FA : *Glickman's clinical periodontology*. 7th ed., W. B. Saunders Co., p156, 1990.
38. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적인 연구. *대한치과외과학회지*, 24 : 617, 1986.
39. Yettram AL, Wright KWJ, Pickard HM : Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res*, 55 : 1004, 1976.
40. Farah JW, Craig RG : Finite element stress analysis of a restored isymmetric 1st molar. *J Dent Res*, 53 : 859, 1974.
41. Peters MCRB, Poort HW, Farah JW, Craig RG : Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res*, 6 : 760, 1983.
42. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ : Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent*, 41 : 159, 1979.
43. Guzy GE, Nicholls JI : In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*, 42 : 39, 1979.
44. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법 입문, 서울, 동명사, 1985.
45. Craig RG : *Restorative dental materials*. 8th ed., St. Louis, The C. V. Mosby Co., p65, 1989.
46. Eshelman EG, Sayegh FS : Dowel materials and root fracture. *J Prosthet Dent*, 50 : 342, 1983.

Abstract

STRESS ANALYSIS OF ROOT AND SUPPORTING
TISSUES BY VARIOUS POST CORE DESIGN

Jin Kim, D. D. S., Mong - Sook Vang, D. D. S., Ph. D.,
Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University.

The Purpose of this study was to analyze the stresses and displacements of various post and core.

The Finite element models of central incisors were divided into seven types according to the various amount of remaining tooth structures.

10kgf/mm² force was applied respectively as follows :

- 1) Horizontal on the labial surface
- 2) 26° diagonal direction on the lingual surface

Material property, geometry, and load condition of each model were inputted to the two dimensional ANSYS 4.4A finite element program : stresses and displacements were analyzed.

Results were follows :

1. In the case of 130° shoulder post and core, Maximum tensile and shear stresses were observed in the crown margin.
2. Maximum shear stress was about 29% reduced by contrabevel.
3. In the case of 1mm axial tooth structure, Maximum tensile stress observed in the dentin.
4. In the case of but joint of cervix, Maximum stress concentration was observed in the dentin by the inclined and horizontal force.
5. Horizontal force produced the extraordinary high stresses in dentin and supporting structures.
6. The amount of remaining tooth structure affected the level of stress significantly and it determined the location of stress concentration.

Explantation of Figures

STRESS

1) 10mlf/mm^2 force was applied 26° diagonal direction on the lingual surface of maxillary central incisor.

Fig. 4. Maximum tensile stress in Type I.

Fig. 5. Maximum tensile stress in Type II.

Fig. 6. Maximum tensile stress in Type III.

Fig. 7. Maximum tensile stress in Type IV.

Fig. 8. Maximum tensile stress in Type V.

Fig. 9. Maximum tensile stress in Type VI.

Fig. 10. Maximum tensile stress in Type VII.

Fig. 11. Maximum tensile stress in Type I.

Fig. 12. Maximum tensile stress in Type II.

Fig. 13. Maximum tensile stress in Type III.

Fig. 14. Maximum tensile stress in Type IV.

Fig. 15. Maximum tensile stress in Type V.

Fig. 16. Maximum tensile stress in Type VI.

Fig. 17. Maximum tensile stress in Type VII.

2) 10mlf/mm^2 force was applied Horizontal on the labial surface of maxillary central incisor.

Fig. 18. Maximum tensile stress in Type I.

Fig. 19. Maximum tensile stress in Type II.

Fig. 20. Maximum tensile stress in Type III.

Fig. 21. Maximum tensile stress in Type IV.

Fig. 22. Maximum tensile stress in Type V.

Fig. 23. Maximum tensile stress in Type VI.

Fig. 24. Maximum tensile stress in Type VII.

Fig. 25. Maximum tensile stress in Type I.

Fig. 26. Maximum tensile stress in Type II.

Fig. 27. Maximum tensile stress in Type III.

Fig. 28. Maximum tensile stress in Type IV.

Fig. 29. Maximum tensile stress in Type V.

Fig. 30. Maximum tensile stress in Type VI.

Fig. 31. Maximum tensile stress in Type VII.



김 진 · 방몽숙 사진부도 II

