

상악 중절치 근관치료후 수복 방법에 따른 응력 분포의 유한 요소 분석

서울대학교 치과대학 치과보존학교실
이재영 · 이정식

목 차

- I. 서 론
- II. 연구 재료 및 방법
- III. 실험 성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

I. 서 론

보통 무수치는 '파절되기 쉬운' 것으로 여겨진다. 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 보고되었다¹⁾. 그럼에도 불구하고, 임상적으로 관찰된 것과 같이 발치시 무수치의 파절이 잘 일어나는 것은 근관 치료나 의상, 치아 우식, 수복 과정중의 외동 형성 등에 의해 상당한 양의 치질이 삭제됨으로써 치아의

구조적인 손상을 초래하기 때문인 것으로 사료된다²⁾.

근관 치료 후 치관의 수복에 대해서는 예로부터 많은 연구가 되어 왔다. 왜냐하면 성공적인 근관 치료를 하고 나서도 수복된 치관이 완전하지 못하면 결과적으로는 아무런 소용이 없기 때문이다. Kantor등³⁾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 경우 가장 파절 저항이 높고, pin-유지 콤포짓트 레진의 경우가 가장 낮은 것으로 보고하였다. Brandal등⁴⁾은 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. Lovdahl과 Nicholls⁵⁾는 근관치료 후 수복된 전치에서 pin-유지 아말감이 cast gold post and core보다 변형이나 파절에 저항도가 높음을 관찰하였고, Chan과 Bryant⁶⁾는 소구치를 대상으로 하여 Para-Post와 콤포짓트 또는 아말감으로 수복한 경우가 cast post and core보다 더 높은 부하

* 본 연구는 1992년도 서울대학교병원 임상연구비에 의하여 이루어진 것임.

에서 파절되었다고 보고하였다. 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 pin등이 같이 혹은 단독적으로 쓰이기도 한다. 이밖에, coronal-radicular amalgam technique⁷⁾이 core를 수복하기 위한 술식으로 사용된다. 그러나, 이와 같은 많은 방법이 수복 후 기능적 운동이나 외상 시 치아의 구조적 integrity나 응력 분포에 어떠한 영향을 미칠 지에 대해서는 많은 논란이 있다.

치아에 있어서 응력 분석에는 여러 가지 방법이 쓰여져 왔다. Strain gauge등을 이용한 기계적 응력 분석⁸⁾, 광탄성 재료를 이용한 광탄성 응력 분석(photoelastic stress analysis)^{9,10,11)}, brittle lacquer coating technique, moire fringe analysis, holography법 등이 있으나, 이 방법들은 실물과 근사한 형태의 모형 설정에 어려움이 있고, 장치 조작의 복잡성, 시편의 단순성 등으로 인해 정확한 분석이라고 보기에는 문제점이 있다. 근관 치료 후 수복 방법에 따른 응력 분석에는 주로 광탄성 분석법이 사용되어 왔다. 그러나 이것은 상아질, 근관 등과 같은 치아 내부나 치조골, 치주인대 등과 같은 복잡한 주위 구조물을 동시에 표현할 수 없는 단점이 있고, 대상간의 응력 수치에 대한 상대적인 비교 또한 거의 불가능하였다. 1956년 Turner등¹²⁾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 유한 요소 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 있다¹³⁾.

이에 저자는 근관 치료 후 수복 방법이 근관 및 치아, 그리고 주위 치주 조직의 구조적 integrity

에 어떠한 영향을 미칠 수 있는지 알아보고자, 상악 중절치 및 치주 조직의 순-구개 방향으로 단면화한 2차원 모델을 개발하고 유한 요소법을 이용하여 응력 분석한 결과를 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

심한 치아 우식증이나 파절 등으로 인해 치관이 소실되어서 근관 치료 후 core build-up을 통해서만 crown 수복이 가능한 경우를 가정하여, core build-up 재료 및 유지 장치로서 사용 빈도수가 높은 4가지 치료 술식을 행한 후, PFM crown을 완성한 치아의 상태로 삼각형 및 사각형 요소(element)를 이용하여 상악 전치의 모델을 개발하였다. 이들은 순-구개 방향으로 단면화한 2차원 모델로 이미 수집된 표준 수치를 참조하였다¹⁴⁾. 각 모델은 치주 인대, 해면골, cortical bone 등을 각각 포함하고, 해당 경우에 따라 gutta percha cone, amalgam, composite resin, porcelain-fused-metal(PFM) crown, Para-Post, TMS(threaded metal system) pin을 포함하고 있다. 근첨공의 개방은 약간 협축으로 치우치게 하였으며, 근관 형성 후 근관의 입구는 직경 1.5 mm (#5 gate glidden drill), 근첨단은 #30 file을 master apical file(MAF)로 정하였다. 그 후 gutta percha cone으로 근관을 충전한 후 그림 1과 같은 방법으로 수복을 달리한 4가지 유형의 모델을 개발하여 비교 검토하였다. 모델 1은 대조군으로 하였으며, 모든 경우에서 치조골 상부는 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계 조건을 지정하였다.

1. 상악 중절치 (모델 1)

치아 주위 치주 조직 응력 분석의 대조군으로 하기 위하여, 정상적인 건전한 치아의 모델을 개발하였다. Wheeler¹⁴⁾에 의한 수치를 이용하여 치아, 치주 인대, 치조골 등을 모델링하였으며, 전장은 23.5 mm, 치관에서의 최대 풍용부의 직경은 7.0 mm, 치경부의 직경은 5.9 mm이며, 치조돌기와 치조골의 외형은 정중앙 최대 함몰부에서의 cortical bone의 두께가 2 mm 정도가 되도록 모델링을 하였다. 모두 393개의 절점(node)으로

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

	Element	Node
Model 1	396	393
Model 2	429	425
Model 3	446	438
Model 4	446	438
Model 5	446	438

이루어진 396개의 요소(element)로 나뉘어진다.

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

법랑-백악 경계선 상부 1 mm 부위에서 치관을 삭제하고 Nayyar등⁷⁾이 언급한 coronal-radicular amalgam technique을 이용하여

core build-up을 행하였다. 근관 입구로부터 약 5 mm 정도 깊이까지 아말감을 충전하여 유지를 얻었고, 1개의 TMS pin(minikin-.425 mm×5 mm, Whaledent International)을 Para-Post 설측, 치근 외면으로부터 약 1mm 되는 위치에 사용하여 보조적 유지를 부여하였다. PFM crown은 Shillingburg¹⁵⁾가 언급한 방법에 따라 형성한 후 장착하였고, 최종적으로 금관까지 수복한 후에는 모델 1과 같은 크기를 갖도록 하였다. 치조골 및 치아 주위 조직은 모델 1과 같도록 하였고, 절점(node)은 425개, 요소(element)는 429개로 이루어졌다.

3. Para-Post를 사용한 콤포지트 core (모델 3)

모델 2와 같은 방법으로 치관을 삭제하고, 콤포지트로 core build-up을 하였다. 이 경우에는 유지 장치를 직경이 1.0mm인 Para-Post(Whaledent

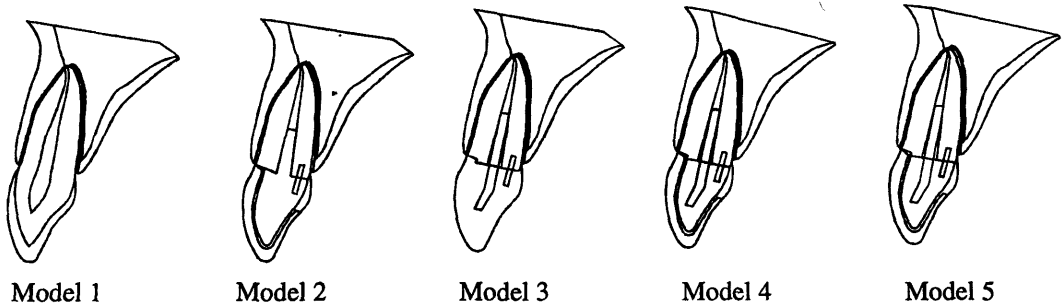


Fig. 1. Diagram of each restoration technique.

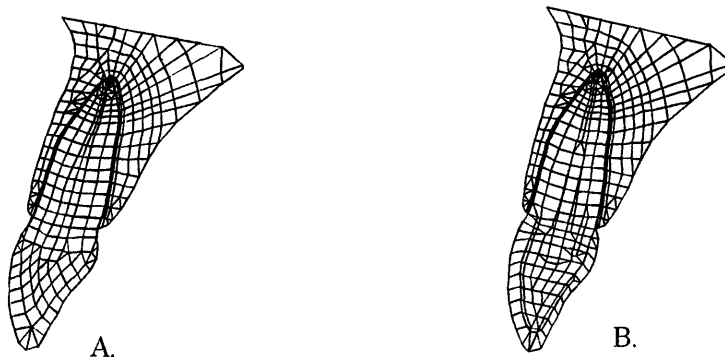


Fig. 2. Finite element model of restoration technique.

A. normal central incisor.

B. PFM restoration with Para-Post and pin.

International, New York, N.Y.)를 이용하였고, 우선 해당 drill로 근관을 형성한 후 zinc phosphate cement를 사용하여 포스트를 근관 내에 접착시켰다. 포스트와 시멘트 경계면은 완전히 결합된 것으로 가정하였으며, 형성 시 근관에 무리한 힘을 가하지 않기 위해서 근관 치료시 형성된 근관의 직경이 1mm인 부분까지만 포스트의 길이가 도달되도록 하였다. 부가적인 유지 장치로 모델 2에서 사용한 TMS pin(minikin-.425 mm×1.5 mm, Whaledent International)을 사용하였다. 치조골및 주위 조직은 모델 2와 같으며, 절점(node)은 438개, 446개의 요소(element)로 나뉘어졌다.

4. Para-Post를 이용한 아말감 core, crown 장착 (모델 4)

모델 3에서 core build-up 재료로 아말감을 사용하고, PFM crown으로 수복하였을 경우로 모델링을 하였다. 절점(node)은 438개였고, 446개의 요소(element)로 나뉘어졌다.

5. Para-Post를 사용한 콤포지트 core, crown 장착 (모델 5)

모델 4에서 core build-up 재료로 콤포지트 레

진을 사용한 경우로 모델링하였다. 절점(node)은 438개였고, 446개의 요소(element)로 나뉘어졌다.

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

본 연구에서는 치아 및 주위 구조물의 응력 분포를 분석하기 위해 1N의 하중을 F1, F2, F3의 3가지 방향에서 적용시켰다. F1은 저작에 따른 힘을 가정하여 절단면에 대해 설측에서 45도의 방향으로, F2는 외상을 가정하여 순측에서 수평 방향으로, F3는 절단면에서 수직으로 하중을 가하여²⁰ 치아 내부 특히 아말감 또는 Para-Post가 끝나는 부위, 치근단 주위의 치조골 등의 응력을 관찰하였다.

Software & hardware

Algor(Algor Interactive System, Inc.)사의 SuperSap finite element analysis 프로그램 version 2.10을 사용하였으며, 이것은 다양한 경우의 유한요소분석에 이용될 수 있도록 개발된 범용 프로그램이다. 사용된 computer는 Intel사의 80486 DX-33 CPU가 장착된 IBM 호환 기종이고, von Mises 유효 응력, shear stress를 계산하여 모니터상에 가시적으로 나타내었다.

Table 2. Physical properties applied to each element.

Material	Modulus of Elasticity (E, MN/m ²)	Poisson's Ratio (ν)	
Enamel	82,500.0	0.33	(16)*
Dentin	18,600.0	0.31	(17)
Cementum	18,600.0	0.31	-
Pulp	0.003	0.45	(13)
Periodontal Ligament	68.9	0.45	(18)
Cortical bone	13,700.0	0.30	(19)
Cancellous bone	1,380.0	0.30	(19)
Composite resin	8,300.0	0.28	(20)
Amalgam	69,000.0	0.35	(17)
Gutta percha	0.69	0.45	(21)
ZPC	22,400.0	0.35	(17)
Parapost	210,000.0	0.33	(22)
TMS pin	210,000.0	0.33	-
Porcelain	69,000.0	0.28	(21)
Metal for Coping	210,000.0	0.20	(23)

* Numbers in parentheses denote references.

III. 실험 성적

위의 실험 방법에 의해 치아 내부 및 주위 치주 조직의 응력 분포를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모델 1

F1의 하중이 가해졌을 때, 유효 응력은 치수강에 인접한 상아질을 따라서 전면, 설측의 cingulum, 그리고 순측 치경부쪽 법랑질 표면에 집중되었다. 치근 및 치근단 주위 조직에서는 주목할 만한 응력의 집중 현상이 없었으나, 치조골의 순측 치근단 부위와 구개측 치근 중간 부위에서 응력이 집중되었다(그림 3). Shear stress는 순측 치경부쪽 법랑질 표면에서 가장 높은 값을 나타내었으며, 치경부 상아질 부위, 구개측 치조골의 전면, 그리고 절단면 부위의 상아-법랑 경계면에서 약한 집중을 보였다(그림 4).

F2 하중에서 유효 응력은 치수강의 절단면쪽, 설측 cingulum의 약간 상부에 집중되었고, F1의 하중보다 더 높은 값을 보였다. 치조골에서는 구개측에서 순측보다 더 집중되는 현상을 보였으나, 치근단 주위는 응력의 분포가 약했다(그림 5). Shear stress는 치수강의 설측면에 인접한 상아질에서 가장 높은 값을 보였고, 하중이 가해진 위치의 상아-법랑 경계면에서 응력이 집중되었다. 치근단에 응력의 집중 현상이 있었으며, 순측 치조골에 내부에도 약한 집중을 보였다(그림 6).

F3의 하중에서는 다른 두 하중보다 낮은 응력 값을 나타냈다. 하중이 가해진 부위가 유효 응력에서 가장 높은 값을 나타냈으나 전반적으로 큰 응력의 집중 현상은 없었다(그림 7). Shear stress는 치관의 설측을 따라 집중되면서, 중간 부위에서 가장 높은 집중을 보였고, 순측 백악-법랑 경계면 주위의 법랑질에서도 가장 높은 값을 보였다. 치근에서는 전체적으로 치수를 중심으로 순측 절반이 설측 절반보다 높은 응력 값을 보였으며, 치조골에서는 치근단의 순측 일부와 치근단 상부 조직에 응력의 집중을 보였다(그림 8).

2. 모델 2

F1과 F2의 하중에서 유효 응력은 금관의 변연

부 직하방의 상아질에서만 국소적인 집중이 있고, 치근부에서는 특별히 집중되는 부위가 없었다. 주위 치주 조직에서는 모델 1과 같이 특정 부위에 집중되는 경향은 없었고, cortical bone의 전반에 걸쳐 해면골보다는 약간 높은 값을 나타냈다(그림 9, 11). Shear stress를 보면, 부위별 응력의 분포는 유사하나 동일 부위에서는 반대의 방향으로 응력이 작용함을 관찰할 수 있었다.(그림 10, 12).

F3의 하중에서의 유효응력은 하중을 가한 위치의 직하부 도재와 금속의 경계면에서 가장 높은 값을 보였으며, 금속과 도재, 금속과 core, 핀과 core의 경계면, 근관내 아말감의 치근단쪽 끝, 치근단 주위 주직, 그리고 순측 치근단 부위의 치조골 표면에서 약한 값을 보였다(그림 13). Shear stress는 치관부의 설측 치경부 1/3과 순측 중간 1/3의 금속과 도재, 금속과 core 경계면에서 약간 높은 값을 보였으며, 치근부는 모델 1과 유사하였다(그림 14).

3. 모델 3

F1과 F2의 하중에서 Para-Post의 순측 전면을 따라, 그리고 핀의 설측 전면을 따라 유효 응력의 집중 현상이 있었다(그림 15, 17). 특히 F1의 하중을 가한 경우에는 Para-Post주위에서 인접면의 절단면쪽 끝에서 치근단쪽 끝으로 이행함에 따라 증가하다가, core-치근 경계면에서 최대값을 보인 후 감소하였다(그림 15). F3의 하중에서는 core부위의 Para-Post에서 큰 응력 집중이 있었다(그림 19). Shear stress는 F1의 하중 조건에서만 Para-Post의 절단면쪽 부위의 설측과 핀의 절단면쪽 부위에서 큰 값을 보였고(그림 16), F2와 F3의 경우에는 응력의 집중이 거의 없었다(그림 18, 20). Para-Post의 치근단쪽 끝에서는 F1의 경우에 주위 조직과 비교해 음의 응력값이 나타난 반면(그림 16), F2의 경우에는 양의 값을 나타내었다(그림 18). F3의 경우에는 치아 장축을 중심으로 순측이 설측보다 전반적으로 큰 값을 나타내었다(그림 20).

4. 모델 4

F1의 하중의 경우, 유효 응력은 crown의 순설

축 변연에서 최대값을 나타냈으며, 포스트의 치근 부쪽 중간 부위에 약한 집중을 보였다(그림 21). Shear stress는 crown의 순축 변연과 순축 core 인접면, core-치근 경계부의 포스트에서 최대값을 나타냈다. 치근부에서는 순축의 치경부 절반에 응력 집중이 있었으며, 치조골에서는 구개측 표면에 응력값이 크게 일어났다(그림 22).

F2의 하중에서는 유효 응력값이 F1의 하중에서와 유사한 분포를 보였으며(그림 23), shear stress는 치근단부 주위의 실축 치조골에서 최대값을 보이고, 편주위의 순축 core-치근 경계부, Para-Post의 치근단부쪽 끝에 응력의 집중이 있었다(그림 24).

F3의 하중에서는 F1과 F2의 경우보다는 약하지만 Para-Post 전체에 걸쳐 응력분포를 보였으며, 포스트의 치근단부쪽 끝부위의 순축 상아질에 응력이 집중되었다(그림 25, 26).

5. 모델 5

F1의 하중이 가해졌을 때의 유효 응력은 crown의 실축 변연에서 최대값을 나타내고, zinc phosphate cement부위의 치근단부쪽 끝에서 순축과, 금관에 인접한 순축 core에 약하게 집중되었다(그림 27). F2 하중에서는 편주위에 F1에서보다 약간 큰 응력을 보였으며(그림 29), F3의 하중에서는 Para-Post 전체에 걸쳐 응력이 약하게 집중되었다(그림 31). Shear stress의 분포는 모델 4와 유사하였다(그림 28, 30, 32).

IV. 총괄 및 고안

전치는 구강내에서 가장 전면에 위치하고 있고 환자 자신의 눈으로 쉽게 상태를 관찰할 수 있어서 치아 우식에 의해 손상 받을 확률이 구치부보다는 적다. 반면에 외상에 의한 손상은 구치부에 비해 월등히 높다고 보고된 바 있다²⁶⁾. 상악 중절치는 그 중에도 파절에 대한 위험률이 높은 치아로 치관의 손상이 많고, 이에 따른 치과 시술이 더 큰 손실을 유발할 수 있다는 것은 간과되어서는 안된다. 또한, 전치부는 상대적으로 시야 확보가 유리하고, 교합압이 구치부에 비해 적기 때문에 치관이 거의 파괴 또는 손상을 받은 경우에도 발

치 후 계속 가공의치를 장착하기 보다는 여러 방법을 통해 치관을 수복하고 PFM crown으로 수복하는 경우가 많다.

이와 같은 치관의 수복 시 어떠한 시술 방법을 선택하는 지는 잔존하는 건전한 치질의 양, 치아의 위치, 교합의 상태, 주위 치주 조직과 골의 상태와 양, 상하악간의 여유 공간, 치근과 근관의 형태 등에 의존된다²⁶⁾. 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 고려할 때 Para-Post system[®]이 많이 사용되고 있다. 그러나, Para-Post를 많이 사용하고 있음에도 불구하고, 아직도 적절한 직경 및 깊이의 선택에 대해서는 특정한 기준이나 이상적인 치료 원칙이 제시되지는 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-Post 주위의 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 천공

에도 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.

광탄성 분석의 경우는 응력의 분포를 어느 정도 가시적으로 볼 수가 있으나 모형의 단순화가 필요하기 때문에 실제 임상과 같을 수는 없다. 정확한 치주 조직의 재현, 구강내와 같은 상황의 재현, 치아의 내부에 발생하는 응력의 관찰 등을 동시에 표현하지 못한다는 점이 광탄성 분석의 가장 큰 단점으로 남아 있다. 반면 유한 요소법은 각각 요소의 응력 계산이 가능하고, 광탄성 분석에 비해 쉽게 하중을 가할 수 있으며, 마찰과 play를 쉽게 부여할 수 있는 여러 가지 장점을 가지고 있다. 물론 유한 요소법도 가정하는 부분에서의 오차는 존재한다. 본 연구에서 발생가능한 오차는 아말감-치아면의 play를 부여하지 않았고, Para-Post와 근관 내면 사이의 시멘트가 완전히 결합된 것으로 가정한 부분이다.

하중에 관해서는 학자에 따라 다양한 크기를 사용하고 있고, 그 적용 방법도 여러 가지 방법을 사용하고 있다. 본 연구에서는 하중을 가한 후 응력의 분포를 관찰하고자 하였기 때문에, 하중의 크기는 분석후 분포가 차이를 가질 정도의 하중만 가하였고, 따라서 결과적으로 나온 응력의 수치는 상대적인 것이지 절대적인 값을 의미하지는 않는다. 본 연구에서 설측으로부터 45도의 방향으로 하중을 가한 것은 저작시의 기능적 운동에 의한 것을 가정한 것으로 Cailleteau 등¹³⁾, Ko 등²⁰⁾, Peters 등²⁷⁾, Leary 등²⁸⁾의 연구와 유사하게 선택하였고, 그 다음으로 빈번한 것이 외부로부터의 충격으로, 이는 힘의 크기나 형태가 일정한 것도 아니므로 역시 분석에 필요한 최소한의 크기의 힘만을 사용하였다. 절단면에서 수직 방향으로 가하

는 하중은 하악 전치와의 교합에 의해 가해지는 힘을 가정하였다.

표 3에서는 각 모델에 대하여 각 하중 조건에 대한 최대 유효 응력값을 보여주고 있다. von Mises 유효 응력은

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

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 분포될 때 파절의 발생 가능성은 줄게 될 것이다.

표 4에서는 shear stress의 최대값을 나타내고 있다. 응력에는 크게 길이를 변화시키는 인장(압축) 응력과 모양을 변화시키는 전단 응력이 있다. 여러 가지 재료로 이루어진 치아 수복과 같은 경우에는 단일 재료로 이루어진 경우보다 전단 응력이 중요시되며, 이는 각 재료의 경계 부위가 주로 전단 응력에 의해 분리가 일어나게 되고 이에 의해 응력의 재 분포가 전체적으로 일어나 하중을 지탱하는 힘이 약화되기 때문이다. 본 연구에서 각기 서로 다른 재료로 이루어진 물질들 간에는 완전 결합으로 가정하였고, 이렇게 가정한 상태에서 전단 응력이 커지는 부위가 상이한 재질의 경계에 주로 분포하므로 이러한 경계부에서부터 치아가 파괴될 가능성이 높다고 사료된다.

그러므로, 이상과 같은 관점에서 각 치료 술식에 대한 파절 가능성을 유효 응력과 전단 응력으로 관찰해 보며, 술식의 장단점을 기술하는 것이 본 연구에서 알아보고자 하는 바와 일치할 것으로 사료된다. 여기에서 주의할 점은 각 그림에서의 응력값이 상대적으로 다르며 최대 응력값을 표 3, 4에서 비교해야 한다는 것이다. 건전한 치아에서는 치경부와 중간 1/3 부위의 치근면 그리고 치근단 1/3 부분은 유효 응력이 집중되어 파절의 위험성이 상대적으로 높은 곳으로 사료된다(그림 3,

5, 7). 설측 cingulum 약간 상부의 상아법랑 경계부는 모든 하중의 경우에서 응력이 집중이 가장 빈번하게 일어났으며, 아마도 이는 물리적 성질이 다른 두개의 물질(법랑질, 상아질)이 접하고 있음으로써 생기 현상으로 사료된다(그림 3, 4, 5, 6, 7, 8).

모델 2에서는 Para-Post를 사용한 모델 3, 4, 5보다 근관벽이나 core에 응력의 집중 현상이 상대적으로 적었다(그림 9, 11, 13). 이는 아말감의 탄성 계수가 Para-Post의 탄성 계수보다 현저히 적은 이유도 있지만, core를 이루는 재료가 단 한 종류(아말감)만으로 이루어져 인접한 이성 물체간의 응력 발생 요인이 감소되었기 때문인 것으로 생각된다. 또한 주위 치주 조직에 응력 집중 현상도 거의 없으므로 이것만으로 판단하면 가장 우수한 수복 방법으로 생각할 수도 있다. 그러나, 표 3에서 보듯이 큰 크기의 응력이 PFM crown의 순설측 변연부에 집중되며, 이곳에서부터 파절이 일어날 가능성은 다른 경우보다 커지게 된다. 단 근처에서 사용할 경우 coronal-radicular 아말감 술식의 가장 큰 문제점은 유지력에 있다. 충분한 유지를 위해서 근관 깊은 곳까지 gutta percha를 제거하게되고, 아말감을 깊은 부위까지 충전하기 위한 특별한 기구가 필요하며, 아말감으로 충전된 부분에 측방 근관이 있을 경우 미세 유출로 인한 부식이 근관 치료의 실패를 유발하거나 파절에 대한 저항성을 약하게 할 위험성이 높을 것으로 사

료된다.

모델 3의 경우 Para-Post와 pin의 전면에 걸쳐서 높은 응력값을 보였다(그림 15, 17, 19). Cailleateau 등¹³⁾의 연구에 의하면, 치근 내의 응력 분포는 post 삽입에 의해 변할 수 있으며 post가 근관 벽의 응력을 분산시키는 역할을 하지 못한다고 하였으며, 최대 굽힘 응력은 post의 근침 쪽 끝에서 나타난다고 하였다. 그러나 본 연구에서 관찰된 바에 의하면, core-치근 경계부위의 Para-Post내부에 높은 유효 응력이 집중되었으며, 이는 모델의 잔존 치질 양이 차이가 있기 때문인 것으로 사료된다. 이러한 유효 응력의 집중 부위는 파절의 가능성이 높을 것으로 해석할 수 있으나, Para-Post의 재질이 stainless steel로 되어 있으므로 실제 구강내에서 가능한 최대 하중내에서는 파절은 없을 것이다. 그러나, Para-Post와 core의 인접면 부위의 core측은 Para-Post에 비하면 약한 콤포지트 레진이므로 레진 부위에서 유효 응력에 의한 파절의 가능성은 높다고 할 수 있다. Shear stress는 F1의 하중에서만 치관 부위에 많은 집중이 있었다(그림 16). 이는, 모델 3의 술식에서는 하악 전치의 과도한 접촉에 의한 교합력이 치관부에서 Para-Post와 core의 분리할 가능성이 높을 것으로 해석할 수가 있다.

모델 5는 모델 3을 PFM crown으로 수복하였을 경우를 가정하여 치관 및 치주 조직의 응력변화를 관찰하기 위한 것으로, 모델 3과 비교해 볼

Table 3. Maximum value of von Mises equivalent stress in each model.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
F1	2.07483	3.44896	2.97665	3.57186	3.85011
F2	3.36193	3.39192	2.45711	3.40974	3.57424
F3	0.82189	1.07773	0.96182	1.07318	1.16169

Table 4. Maximum value of shear stress in each model.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
F1	0.97673	0.90866	0.69031	0.67487	0.87309
F2	1.16837	0.43145	0.42454	0.42451	1.43595
F3	0.35505	0.38144	0.37802	0.38109	0.39677

때, Para-Post 내부에 집중되었던 유효 응력이 많이 약해지면서 core와 PFM crown의 경계부로 재 분포되는 양상을 보였다(그림 27, 29, 31). 이는 PFM crown의 보호 작용으로 인하여 가해진 하중에 의한 응력의 분포가 core 내부보다는 치근으로 직접 전달되었기 때문으로 사료된다. 모델 4는 모델 5의 술식과 같으나 core의 재료가 아말감으로 대체된 경우로, 유효 응력의 분포 상태는 두 경우가 거의 유사하나, 모델 4의 경우가 최대 응력값에 있어서 약간 작은 값을 보였다(그림 21, 23, 25, 표 3). 이는 아말감과 Para-Post의 물리적 성질의 차이가 콤포짓트 레진과 Para-Post의 차이보다는 적기 때문일 것으로 사료된다. Shear stress는 모델 5에서 응력이 거의 균등하게 분포된 것과는 달리 단순히 치관의 변연부에만 집중된 것으로 보아(그림 22), 콤포짓트 레진의 stiffness값이 작아서 응력의 전달되지 않은 것으로 사료된다. 모델 3, 4 및 5에서 포스트의 근침 쪽 끝부위에 집중되는 응력(그림 9, 11, 13, 15, 17, 19, 21, 23, 25, 27, 29, 31)은 피로에 의한 균열의 형성 확률이 높아지고, 그 부위에 파절의 위험성이 높아지게 된다. 따라서 근관 치료시나 포스트를 위한 근관 형성시 잘못된 기구사용을 통해 일어날 수 있는 근관벽의 결손 부위가 없도록 하는 주의가 요구된다.

Leary 등²⁹⁾에 의하면 시멘트 층은 stress breaker의 역할을 한다고 하였다. 본 연구에서는 Para-Post의 접착을 위해서 산화 아연 시멘트를 사용하였으며, 이것은 근관벽과 Para-Post의 빈 공간을 채우는 역할도 하게 된다. 이는 본 연구의 모델 3, 4, 5에서 관찰한 결과와 일치하며, Para-Post내의 응력이 주위 상아질로 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.

이상적인 치관의 수복 술식은 수복 후 자연치와 동일한 강도 및 형태를 부여할 수 있어야 한다. 본 연구에서 관찰한 4가지의 술식의 유효 응력과 전단 응력을 관찰한 결과, coronal-radicular 아말감 술식은 유지(retention)만 보장된다면 수복 후

치질의 파절위험성이 가장 적은 것으로 사료된다. 실제 임상에서는 본 연구에서 가정한 바와 같이 치관이 백아-법랑 경계선에서 수평으로 삭제된 경우는 거의 없고 어느 정도의 치관부 치질은 잔존하는 경우가 많으므로, 잔존된 치질이 많을 수록 이 술식의 효과는 크게 나타날 수가 있게 된다. Para-Post는 수복되는 부위가 커서 유지력 외에도 치관부의 보강이 필요할 때에 사용함이 유리할 것으로 사료된다. Pin 자체는 수복물의 물성을 증가시키지는 못하나 언급한 바와 같이 유지의 증가와 수복된 치관의 치아 장축을 축으로 한 회전 운동을 방지하는 역할을 할 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 조건에 대하여 반복적인 수행이 가능하다는 것과 뛰어난 가시화 기능으로 해석된 결과를 눈으로 쉽게 확인할 수 있다는 것이다. 유한 요소법은 대상물을 요소화하는 과정 중에서 대상물을 여러 개의 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^{3,13,16,18,21,22,24,27,28,30,31,32,33,34,35)}. 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 때문에³⁶⁾, 본 연구에서는 오차를 줄이기 위해 비교적 많은 수의 요소(표 1)로 모델을 구성하였다. 또한, 어느 정도 근사한 모델을 만들 수 있는가가 이러한 유한 요소

법의 실제 적용에 큰 관심사가 될 수 밖에 없다. 유한 요소법의 모델 개발에는 많은 경험을 필요로 함은 주지된 사실이다. 그러나 치아의 경우는 복잡한 구조물이고, 건축물같이 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 수직인 제 3의 축 방향으로 전달되어야 할 응력이 단일 평면에 모이게 되므로, 실제 3차원의 값보다는 과장되어서 나타나게 된다²⁰. 그러나 그 분포는 거의 큰 차이가 없으므로, 응력의 분포를 관찰하기 위한 유한요소 모델은 여러 가지 면에서 2차원이나 3차원의 차이는 거의 없는 것으로 보아도 좋을 것이다. 본 연구에서는 여러 연구에서의 모델을 검토한 후, 저자가 직접 모는 종이에 치아의 외곽선을 그리고, 전문가에게 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 중절치의 치관이 심하게 손상된 경우를 가정하여, 근관 치료 후 4가지 종류 - (1) coronal-radicular amalgam restoration, (2) Para-Post후 콤포짓트 core로만 수복, (3) Para-Post후 아말감 core로 수복하고 porcelain-fused-metal crown을 장착, (4) Para-Post후 콤포짓트 core로 수복하고 porcelain-fused-metal crown을 장착 - 의 수복 방법을 행하였다. 수복 후 이에 따른 치아 내부 및 주위 치주 조직의 응력 분포를 관찰하고자 순-구개 단면의 2차원 유한 요

소 모델을 개발하고, 절단면에 대해 설측에서 45도의 방향, 순측 최대 풍음부에서 수평 방향, 절단면에 대해 수직 방향의 3가지 하중을 가하여 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 자연치의 응력은 치수강 주위의 상아질, 순측 치경부, 치근단에 집중되며, 치조골에는 설측에서 45도의 하중을 가한 경우에만 현저한 응력의 집중이 있다.
2. Coronal-radicular amalgam 술식은 Para-Post로 유지를 얻은 경우보다 치근 및 주위 치주 조직에 대한 응력 집중이 적다.
3. Para-Post부위의 유효 응력은 양쪽 끝보다는 치근-core 경계부에서 최대값을 보이고, 아말감 core후 PFM crown으로 수복한 경우의 응력이 가장 작다. 수평 방향의 하중인 경우만 치근 내부 및 치근단, 치조골에 큰 shear stress가 분포된다.
4. PFM crown내에 콤포짓트 core를 한 경우는 아말감의 경우보다 치근 및 치주 조직에 대해 하중에 의한 응력 집중 부위가 거의 없다.
5. 치조골에는 수평 하중을 가하였을 경우에만 순측과 구개측에 현저한 shear stress의 집중이 있다.

참고 문헌

1. Fusayama T., Maeda T., Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res* 48;452, 1969.
2. Angelo A. Caputo, Jon P. Standlee. Biomechanics in clinical dentistry. Quint Publish Co., 185-203, 1987.
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. Lovdahl P.E., Nicholls J.I.. Pin-retained

- amalgam cores vs. cast-gold dowel cores. *J Prosthet Dent* 38;507-14, 1977.
6. Chan R.W., Bryant R.W., Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 48;401-6, 1982.
 7. 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.
 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. Standlee, 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. Cailleateau, 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. H.T. Shillingburg. Fundamentals of tooth preparation. Quint Publish Co., 259-78. 1987.
 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. K.W.J. Wright, A.L. Yettram. Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 42;411-16, 1979.
 20. R.G. Craig. Selected properties of dental composites. *J Dent Res* 68;1544-50, 1979.
 21. 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.
 22. Williams K.R., Edmundson J.T., Rees J.S. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 3;200-6, 1987.
 23. R.G. Craig. Restorative dental materials. 8th Ed. Mosby, 502, 1989.
 24. 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.
 25. J.O. Andreasen. Traumatic injuries of the teeth. 2nd ed. WB Saunders, 42, 1981
 26. H.T. Shillingburg, J.C. Kessler. Restoration of endodontically treated teeth. Quint Publish Co. 1982.
 27. 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.
 28. 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.
29. J.M. Leary, M.E. Jensen, J.J. Sheth. Load transfer of posts and cores to roots through cements. *J Prosthet Dent* 62;298-302, 1989.
 30. 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.
 31. John W. Stanford, Keith V. Weigel, George C. Paffenbarger, W.T. Sceney. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Amer Dent Assoc* 60;746-56, 1960.
 32. 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.
 33. Vijay K. Goel, Satich C. Khera, Jeffrey L. Raiston, Kuang H. Chang. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 66;451-9, 1991.
 34. 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.
 35. 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.
 36. 최 석근. 유한요소분석. 집문당, 187-203, 1992.

Explanation of Figures

- Fig. 3. Model 1 - von Mises Equivalent Stress, F1
- Fig. 4. Model 1 - Shear Stress, F1
- Fig. 5. Model 1 - von Mises Equivalent Stress, F2
- Fig. 6. Model 1 - Shear Stress, F2
- Fig. 7. Model 1 - von Mises Equivalent Stress, F3
- Fig. 8. Model 1 - Shear Stress, F3
- Fig. 9. Model 2 - von Mises Equivalent Stress, F1
- Fig. 10. Model 2 - Shear Stress, F1
- Fig. 11. Model 2 - von Mises Equivalent Stress, F2
- Fig. 12. Model 2 - Shear Stress, F2
- Fig. 13. Model 2 - von Mises Equivalent Stress, F3
- Fig. 14. Model 2 - Shear Stress, F3
- Fig. 15. Model 3 - von Mises Equivalent Stress, F1
- Fig. 16. Model 3 - Shear Stress, F1
- Fig. 17. Model 3 - von Mises Equivalent Stress, F2
- Fig. 18. Model 3 - Shear Stress, F2
- Fig. 19. Model 3 - von Mises Equivalent Stress, F3
- Fig. 20. Model 3 - Shear Stress, F3
- Fig. 21. Model 4 - von Mises Equivalent Stress, F1
- Fig. 22. Model 4 - Shear Stress, F1
- Fig. 23. Model 4 - von Mises Equivalent Stress, F2
- Fig. 24. Model 4 - Shear Stress, F2
- Fig. 25. Model 4 - von Mises Equivalent Stress, F3
- Fig. 26. Model 4 - Shear Stress, F3
- Fig. 27. Model 5 - von Mises Equivalent Stress, F1
- Fig. 28. Model 5 - Shear Stress, F1
- Fig. 29. Model 5 - von Mises Equivalent Stress, F2
- Fig. 30. Model 5 - Shear Stress, F2
- Fig. 31. Model 5 - von Mises Equivalent Stress, F3
- Fig. 32. Model 5 - Shear Stress, F3

논문 사진 부도 ①

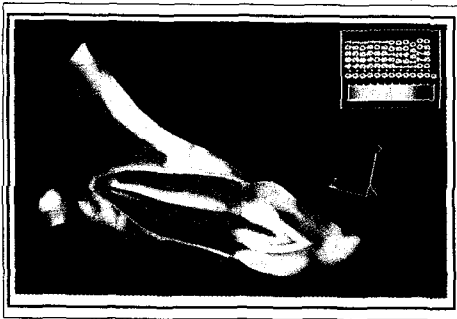


Fig. 3

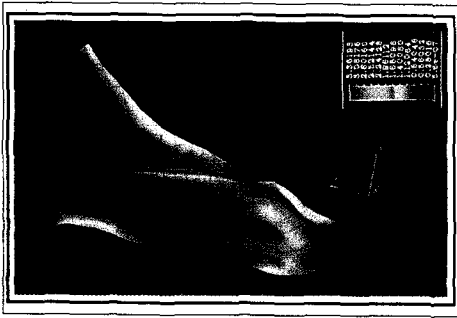


Fig. 5

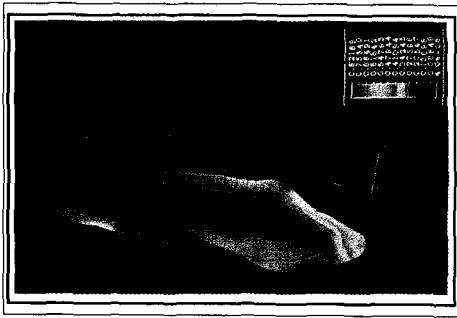


Fig. 7



Fig. 9

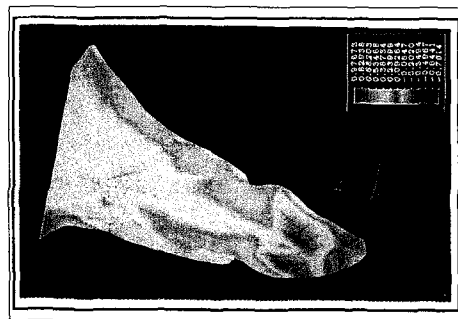


Fig. 4

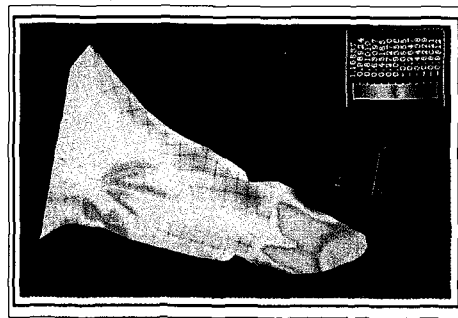


Fig. 6

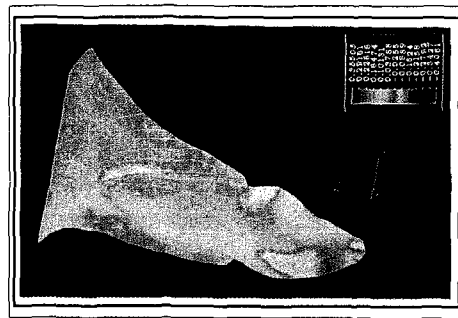


Fig. 8

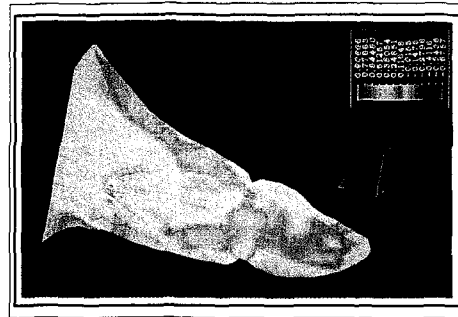


Fig. 10

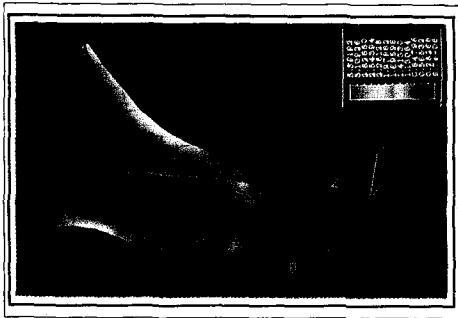


Fig. 11

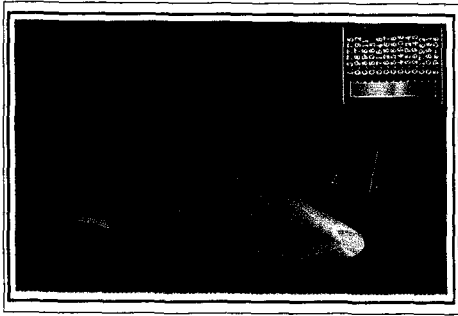


Fig. 13

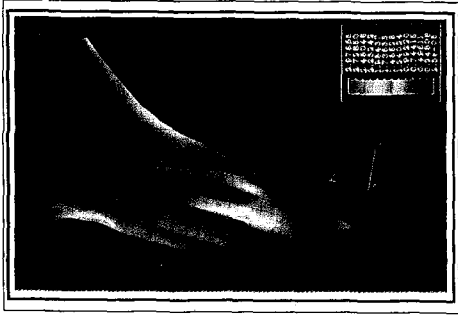


Fig. 15

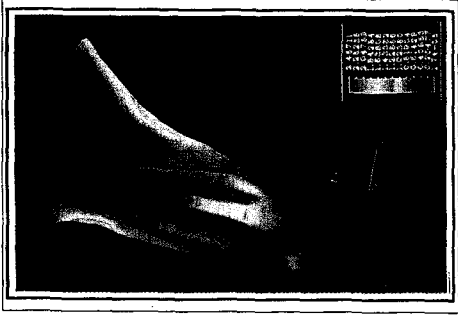


Fig. 17

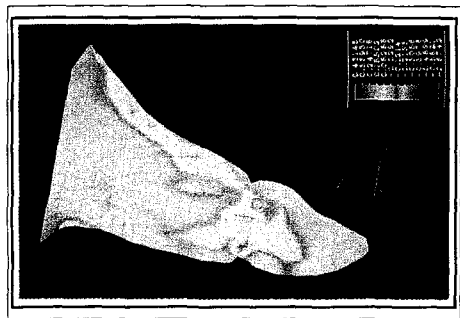


Fig. 12

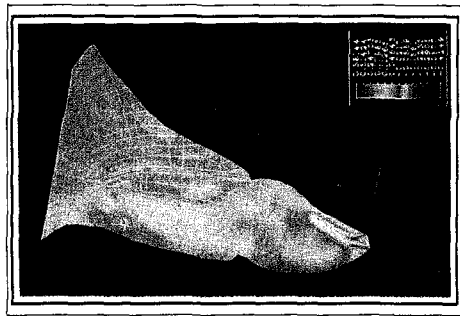


Fig. 14

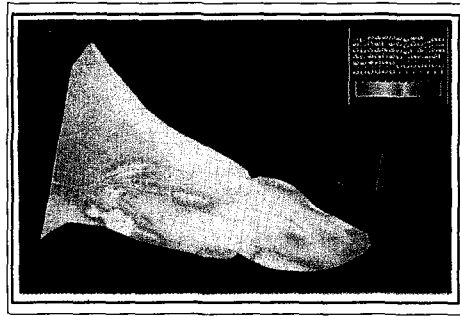


Fig. 16

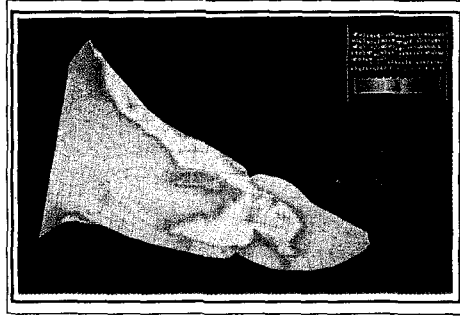


Fig. 18

논문 사진 부도 ③

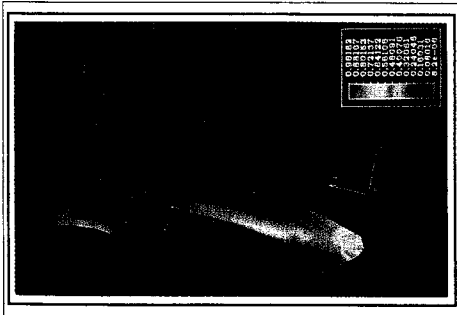


Fig. 19

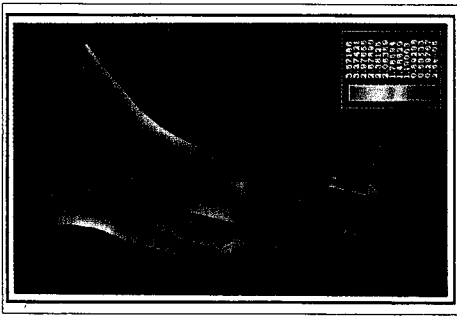


Fig. 21

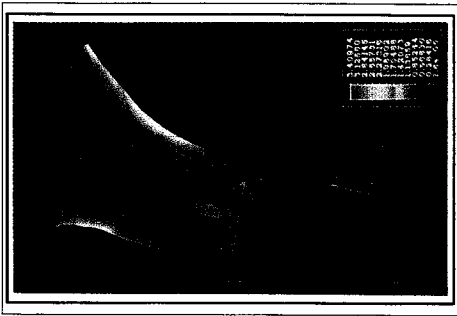


Fig. 23

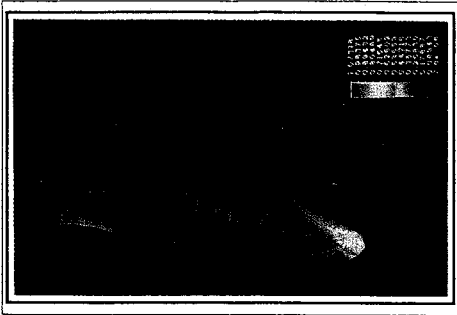


Fig. 25

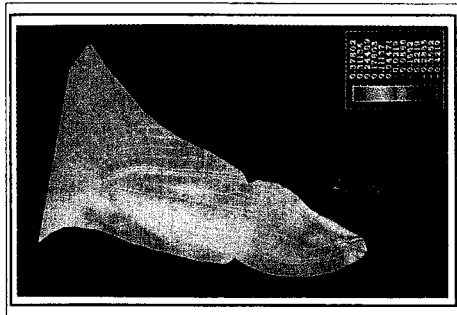


Fig. 20

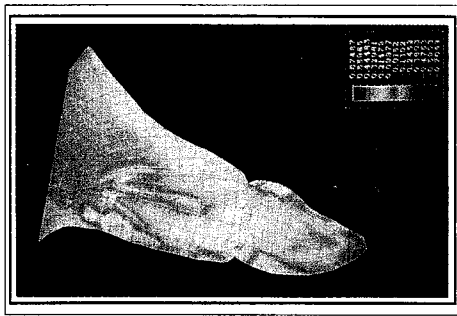


Fig. 22

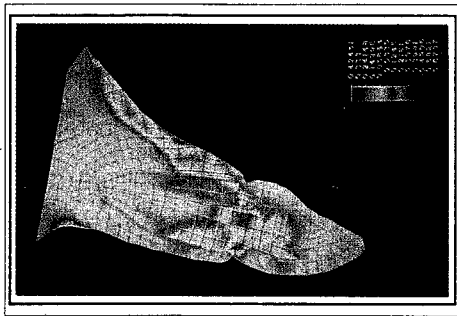


Fig. 24

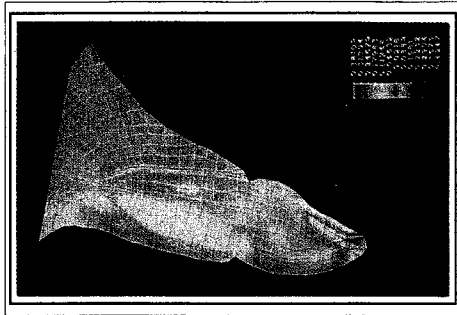


Fig. 26

논문 사진 부도 ④

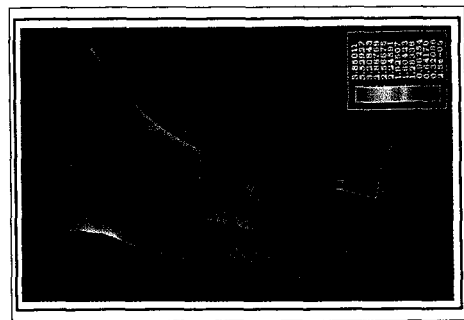


Fig. 27

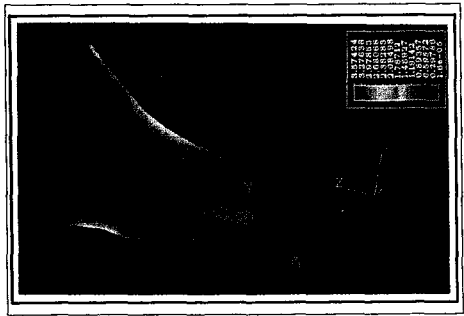


Fig. 29

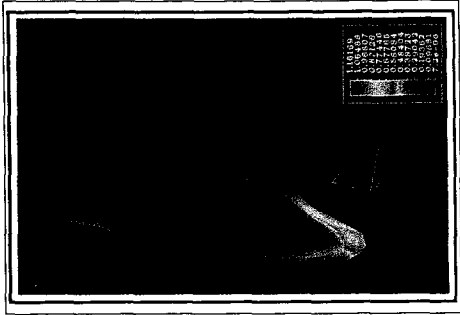


Fig. 31

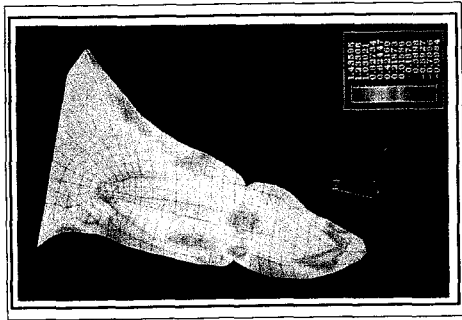


Fig. 28

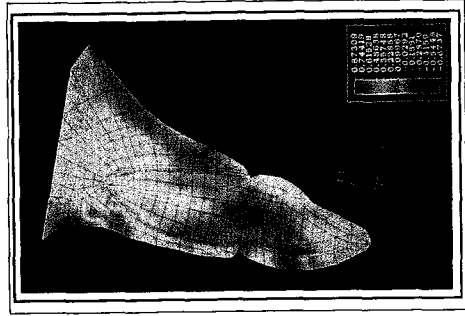


Fig. 30

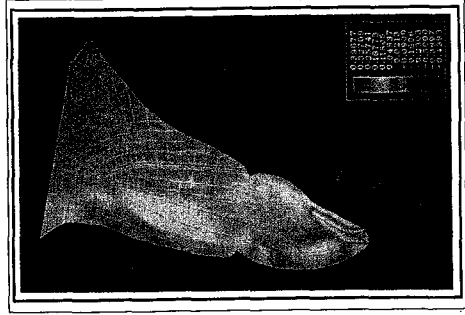


Fig. 32

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

Jae-Young Lee, D. D. S., Chung-Sik Lee, D. D. S., Ph. D.

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

Restoration of severely damaged teeth after endodontic treatment had been an interest to many dentists, and it is a fact that there have been 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 influence of them on the teeth and surrounding periodontal tissue.

In this study, we assume that the crown of the upper incisor have severely damaged, so, after the root canal therapy, 4 types of restoration had been carried out; 1) coronal-radicular amalgam restoration, 2) after setting up the Para-Post, restore with composite resin core only, 3) after setting up the Para-Post, restore with amalgam core, then cover with the PFM crown 4) after setting up the Para-Post, restore with composite core, then cover with the PFM crown.

After restoration, in order to observe the concentration of stress at internal portion of the teeth and the surrounding periodontal tissue, developing a 2-dimensional finite element model of labiopalatal section, then loading forces from 3 direction - direction of 45 degrees from lingual side near the incisal edge, horizontal direction from labial height of contour, vertical direction at the incisal edge - were applied.

The analyzed results were as follows :

1. Stress of the normal central incisor was concentrated on the dentin around pulp chamber, labiocervical portion of a tooth and root apex, but with the alveolar bone, in the case of load from the direction of 45 degrees from lingual side near the incisal edge showed remarkable concentration of stress.
2. Coronal-radicular amalgam technique showed less concentration of stress on the root and surrounding periodontal tissue than the restoration with the Para-Post.
3. The von Mises equivalent stress on the Para-Post showed maximum value at root-core junction rather than both ends and model with PFM restoration with amalgam core showed the least concentration of stress. Only the force from horizontal direction showed large shear stress on internal portion of the root, root apex and alveolar bone.

4. PFM crown with composite core rarely showed the concentration of stress on root and periodontal tissue.
5. As for alveolar bone, remarkable shear stress was concentrated on labial and palatal side by horizontal load.

Keywords; Para-Post, coronal-radicular amalgam technique, core, finite element analysis, von Mises equivalent stress, shear stress