

포스트 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

최수용, 이선형, 양재호, 정현영

I. 서론

근관치료가 완료된 치아를 보강(reinforce)하는 기술은 100년이상 사용되어왔다. 근관치료를 받은 치아는 일반적으로 취약해지고 많은 양의 치질이 소실되어 있기 때문에 이러한 치아의 수복이 문제로 남는다⁽¹⁻⁴⁾. 그러나 과거 30년 동안 근관치료 술식은 계속 발전하여 근관 치료가 된 무수치의 효용성이나 예후가 향상되었으며 따라서 치관부 손상이 심한 차이를 보존할 수 있게 되어 근관치료가 된 치아를 접하게 되는 예가 많아지고 근관치료가 된 치아를 접하게 되는 예가 많아지고 근관치료를 성공으로 건전한 치근의 임상적 중요성이 증가하고 있다⁽⁵⁻⁹⁾.

근관치료가 된 치아에 관한 역학적 연구는 생체내에서 시행하기가 어려워 대부분의 연구가 생체외에 행해지는데 발치된 치아나 수지 모형(plastic analogue), 광탄성 분석법(photoelastic analysis), 유한 요소법(finite element analysis) 등으로 시행한다. 생체외 연구에 관한 여러 지침이 제시되었지만 발치된 치아나 실험적 연구 모형에 직접 가해지는 tensile, torque, shear force 등이 생체내 환경을 재현하지 못한다는 점에서 결과의 실용성이 의문시된다. 발치된 치아는 표준화가 어렵고 치근막과 같은 주위 조직이 없어 하중에 대한 반응이 생체내와 동일하지 않고, 수지 모형은 발치과정 등에서 생기는 손상이 없이 표준화가 용

이하지만 생체내의 상아질을 재현할 수 없다. 광탄성 분석법도 자주 사용되지만 구강조직의 탄성률에 맞는 모형을 만들기가 어렵다는 단점이 있다. 이에 비해 유한요소법에서는 구강내와 같이 여러 종류의 물질이 한 개체를 이루는 복잡한 경우에도 각 구조물의 물리적 성질을 부여하여 생체내의 환경을 비교적 정확히 재현해낼 수 있으며 정량적인 분석도 가능한 장점을 지닌다^(1, 10-16).

근관치료가 된 치아에 관한 유한요소법적 연구로 Davy등⁽¹⁷⁾은 포스트로 수복한 치아의 상아질내 응력이 감소함을 보고하였고, Ko등⁽¹⁸⁾은 포스트의 보강작용(reinforcement effect)이 의문시된다고 하였다. Peters등⁽¹⁹⁾은 길이가 길고 직경이 굵은 포스트가 응력의 균일한 분산을 보였으나 길이의 변화는 응력 양상 변화에 큰 영향을 미치지 않는다고 하였고 Reinhardt등⁽¹¹⁾은 치조골 높이가 감소할수록 포스트첨부주변으로 응력의 극적인 증가와 집중을 보인다고 하였다. 국내 연구로는 양 등⁽²⁰⁾이 포스트의 길이가 짧으면 낮은 응력을 보이고 하중의 방향이 포스트의 형태보다 최대응력이나 변위에 대해 훨씬 큰 영향을 미친다고 하였다. 김 등⁽²¹⁾은 치관변연 상방에 치질이 많이 존재하는 경우에 응력의 집중이 적었다고 하였다. 이⁽¹²⁾는 치관부에서 치근부까지 연장된 아말감 수복(coronal-radicular amalgam restoration)이 Para-Post로 유지를 얻은 경우보다 치근 및 주위조

직에 대한 응력집중이 적었다고 하였다. 그러나 상기한 연구들은 2차원 유한요소법에 의한 연구로 평면응력상태의 한계를 안고 있으며^(12, 13) 응력 분석을 위한 하중량이 실제 임상과는 거리가 먼 작은 힘으로 실제 임상에서의 유용도가 의문시된다.

이에 저자는 저상 치조골 상태와 치근전장 1/3의 치조골이 흡수된 상태의 상악중절치의 3차원유한요소 모형을 제작하여 포스트의 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관하여 해석한 결과 다소 지견을 얻었기에 이에 보고 하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

전형적인 해부학적 형태를 가진 발거된 상악중절치⁽²²⁾를 백아법랑경계 1mm 상방까지 치관부를 제거하여 협측과 설측 백아법랑경계에서 근첨까지의 길이가 13mm이고 치근의 중앙부에서의 전장이 17mm인 치근을 제작하여 통법에 따라 근관형성을 하였다. 근첨은 #35 파일을 master apical file(MAF)로 정하였고 그후 gutta percha cone으로 측방가압 충전법을 사용하여 근관을 충전하였다⁽²³⁾. 포스트를 위한 근관형성은 #6 Peeso reamer(Produits Dentaires S.A. ; 직경 1.7mm)를 사용하여 parallel-sided 포스트 근관을 형성하였고 협측과 설측에 #170바(직경 약 1mm)를 사용하여 keyway를 형성하였다^(24, 25). 통법에 따른 주소 포스트를 제작하고 다시 도재전장 주조관을 제작하여 인산아연 시멘트로 접착하였다.

제작된 상악 중절치 모형을 자가중합 레진에 매몰한 후 절단 연마하여 연속 단층촬영 영법(serial photography technique)으로 15단면을 얻었다(13, 26)(그림 1, 2). 시멘트층은 상아질, 포스트, 도재전장 주조관 사이에 50 μ m의 균일한 막으로^(21, 27), 치밀골은 0.5mm, 치근막은 0.25mm의 균일한 막으로⁽²⁹⁾ 설계하였다. 정상상태의 치조골정은 백아법랑경계 1mm 하방으로 설정하였고⁽³⁰⁾ 치조골 흡수에 따른 응력의 양상을 보기위해 치근 전장의 1/3(약 4mm)이 흡수된 경우도 설계하였다. 3종의 포스트 길이를 설계하였으며, 치근 중앙부에서의 전장이 12mm인 long post의 첨단은 근



Fig. 1. Labial surface of incisor and approximate locations of planes for serial sectioning.

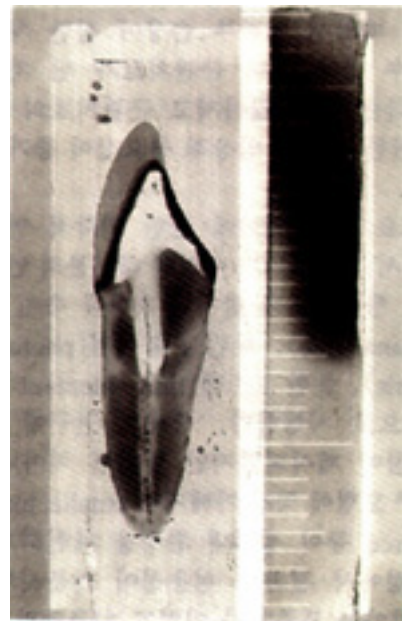


Fig. 2. Section No. 11 with millimeter scale.

침에서 5mm의 거리를 두었고, 전장이 10mm인 medium post의 침단은 근점에서 7mm, 전장이 8mm인 short post의 침단은 근점에서 9mm의 거리를 두는 것으로 설계하였다. 정상 치조골 상태에서는 금합금 포스트를 사용하고 흡수된 치조골 상태에는 금합금과 비금속 포스트를 사용한 것으로 설계하였다. 이를 토대로 삼차원 유한요소 모형을 제작하였으며 정상 치조골의 경우는 3669개의 절점(node)과 2876개의 요소(element)로 구성되었고 흡수된 치조골의 경우는 3355개의 절점과 2588개의 요소로 구성되었다(그림 11-16). 사용된 요소의 형식은 8개의 절점으로 이루어진 육면체(#5 Brick 8-Node)였다. modelling이 끝나는 치조골 상부는 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계조건을 지정하였다.

본 연구에 사용된 유한요소 모형은 법랑질, 상아질, 치주인대, 치밀골, 해면골, 도재, 제3형 금합금, Co-Cr 합금, 인산아연 시멘트, gutta percha로 구성되었으며 재료의 물리적 성질은 선현들의 보고를 참조하여(표 1)과 같이 설정하였다^(11, 12, 18, 19, 31, 32).

절단면 설측에서 순측을 향하여 치아장축과 45° 방향으로 힘을 가한 경우(F1)와 순면 최대풍용부에서 치아장축과 수직으로 설측을 향하여 힘을 가한 경우(F2)

의 von Mises 응력과 순설방향의 변위를 관찰하였으며 가해진 힘의 크기는 최대교력을 가정한 300N이었다(그림 3). 또한 중앙 절단면에서 치근내부 상아질의 26개 절점과 포스트 내부 13(long post), 11(medium post), 9(short post)개 절점에서의 응력을, 포스트와 시멘트 계면 15, 13, 11개 절점에서의 변위를 정량 분석하였다(그림 4).

컴퓨터는 80486 DX2-50 IBM 호환기종을 사용하였고 소프트웨어는 Algor Interactive System사의 SuperSap finite element analysis 프로그램을 사용하였다.

III. 연구성적

1. 절단면 설측에서 순측을 향하여 치아장축과 45° 방향으로 힘을 가한 경우(F1)

F1의 모형외면에서 관찰된 von Mises 응력의 분포는 포스트의 길이나 재질에 관계없이 거의 일정한 경향을 보이고 치관순측 변연부와 치근점 부근의 순측, 설측 치조골에 집중되는 경향을 보이고, 설측보다 순측에 약간 더 집중되었다. 치조골이 흡수된 경우에는

Table 1. Material properties in the finite element models

Material	Modulus of Elasticity (E, MPa)	Poisson's Ratio (ν)
Enamel	8.25×10^4	0.33
Dentin	1.86×10^4	0.31
Cortical bone	1.37×10^4	0.30
Cancellous bone	1.37×10^3	0.30
Porcelain	6.90×10^4	0.28
Gold	7.70×10^4	0.33
Co-Cr	2.00×10^5	0.33
ZPC cement	2.20×10^4	0.35
Periodontal ligament	68.9	0.45
Gutta percha	0.69	0.45

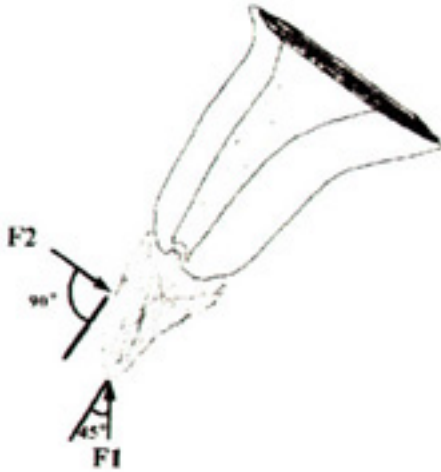


Fig. 3. Two different loadings.

F1 represented the masticatory force and was 45 degrees lingual to the long axis of the tooth.

F2 simulated the traumatic force and acted horizontally at the facial crown.

Both forces were assumed to be 300N.

노출된 치근의 순측과 설측에도 응력이 모이는 것을 볼 수 있었다(그림 17, 18).

중앙 단면에서의 von Mises 응력의 분포는 정상 치조골 상태의 경우는 비교적 적은 응력을 보여 포스트의 순측 중간부위 상아질, 그리고 포스트의 하반부에 약간의 응력을 보였고 치조골이 흡수된 경우에는 포스트 침부의 설측과 포스트의 중간부위 순측과 설측에 해당하는 상아질과 포스트의 하반부에 많은 응력의 집중을 보였다. 포스트의 길이가 길면 포스트와 포스트 침부주위 상아질에, 짧으면 포스트의 중간부위 순측과 설측 상아질에 응력이 분산 됨을 보였다. 치조골이 흡수된 경우의 비금속 포스트는 포스트를 제외한 나머지 부위의 응력이 약간 감소하였고 포스트 내부에는 더 많은 응력이 집중되었다(그림19-21).

치근내부 상아질의 von Mises 응력의 분포는(표2)와(그림 5)에 나타난 바와 같다. 정상 치조골인 경우에는 치근내부 상아질의 응력집중이 적었으나 치조골이



Fig. 4. von Mises stresses and displacement were examined along the presented lines on mid-sagittal section of the tooth.

1 ; von Mises stresses of dentin(node No. ; 26)

2 ; von Mises stresses of post(node No., ; 13, 11, 9)

3 ; displacement of post-cement interface(node No. ; 15, 13, 11)

흡수된 경우에는 포스트 침부의 설측부와 포스트 중간부위의 순측 상아질에서 높은 응력을 보였고 포스트 길이가 갈수록 포스트 중간부위의 순측과 설측 상아질내의 응력은 줄어들고 포스트 침단부위 상아질의 응력은 줄어들고 포스트 침단부위 상아질의 응력은 증가하였다. 치조골이 흡수된 경우에는 같은 길이의 포스트를 사용한 정상치조골 상태의 경우보다 포스트 중간부위의 순측과 설측 상아질에 약 2-2.5배, 포스트 침부 상아질에 약 3배의 응력을 보였다. 비금속 포스트를 사용하면 금합금 포스트의 경우보다 포스트 중간부위의 순측과 설측 상아질의 응력은 감소하지만 포스트 침부 상아질의 응력은 증가하였다. 치조골이 흡수된 경우의 long metal post(치조골 높이의 1/2길이)는 근접에서 상아질의 비례한계(proportional limit)인 125MPa의 응력을 보였다.

포스트 내부의 von Mises 응력의 분포는(표 3)과(그림 6)에 나타난 바와 같다. 응력은 포스트의 침부로

갈수록 증가하다가 포스트 침부 약 2mm 상방에서 최대 응력을 보였고 길이가 길수록 만홍 응력을 보였다. 치조골이 흡수된 경우에는 정상치조골의 경우보다 포스트 내부에 약 2배의 응력이 집중되었고, 비금속 포스트는 금합금 포스트보다 포스트 내부에 약 1.5배의 응력을 보였다. 치조골이 흡수된 경우에서 금합금 포스트는 medium post와 long post가 제 3형 금합금의 항복강도(yield strength ; 241MPa)보다 높은 응력의 집증을 보였으며 long metal post도 항복강도(710MPa)를 넘는 응력을 보였다.

변위는 치조골이 흡수된 경우가 정상치조골 상태보다 많은 변위를 보였고, 변위량의 차이는 보이지만 양상은 거의 유사하여 골 높이나 포스트의 길이와 관계 없이 절단면의 순측에서 가장 많은 변위를 보였다(그림 22).

포스트와 시멘트 계면에서의 변위는(표 4)와(그림 7)에 나타난 바와 같다. 치조골이 흡수된 경우에는 많은 변위를 보이고 모든 경우에서 포스트의 순측 계면보다 포스트의 설측 계면에서 변위량이 많았다. 동일한 치조골 상태에서 포스트의 길이를 길게 하면 변위는 감소되었고, 비금속 포스트는 금합금 포스트보다 약간(약 0.02mm)변위가 감소하였다.

2. 순면 최대응응부에 치아장축과 수직으로 설측을 향하여 힘을 가한 경우(F2)

F2의 모형외면에서 관찰된 von Mises 응력분포는 F1과 거의 유사하나 치관 순측 변위부의 응력은 미야강게 나타났고 치근 침부의 순측과 설측 치조골에 분산된 응력이 보이며 설측에 좀 더 큰 응력을 보였다. 중앙 단면에서의 von Mises 응력 또한 집중되는 응력량은 적지만 F1의 경우와 유사한 경향을 보였다(그림 23-27).

치근내부 상아질의 응력분포는(표 5)와(그림 8)에 나타난 바와 같다. 양상은 F1과 유사하나 응력은 다소 적은 편으로 상아질의 비러한계보다 작은 응력을 보였다.

포스트 내부의 응력분포는(표 6)과(그림 9)에 나타난 바와 같다. 역시 모든 경향은 F1과 유사하고 응력은 적었다. 포스트 침부 2mm 상방에서 최대의 응력을

보이고 치조골이 흡수된 경우의 long gold post만이 제Ⅲ형 금합금의 항복강도를 넘는 응력을 보였다.

변위는 F1과 유사하게 절단면에서 가장 큰 변위를 보이거나 변위의 방향은 설측으로 일어났다. 변위량의 차이는 있지만 경향은 거의 일정한 양상이었다(그림 28).

포스트와 시멘트 계면의 변위는 (표 7)과 (그림 10)에 나타난 바와 같다. 설측으로 변위가 일어나 반대의 양상을 보이지만 F1과 유사한 결과이고 절대적인 변위량은 약간 적었다.

IV. 총괄 및 고안

치주치료 및 근관치로의 발달로 인하여 과거보다 더 많은 치아를 보존할 수 있게 되었다. 이에 따라 많은 연구에서 근관치료된 치아의 파절, 특히 치주적 문제를 가진 근관치료된 치아의 파절에 관하여 보고하고 있다. 유한요소 분석 모형은 폐리 상황에서 다양한 하중으로 이야기되는 치아 내외부의 응력량과 분산을 자세히 연구할 수 있고 주어진 상황에서 파절의 가능성에 관하여 예견할 수 있게 한다⁽¹¹⁾.

유한요소법은 1956년 Tuner등의 항공기 구조해석에 관한 연구가 발표된 이후 공학, 순수수학 분야는⁽³³⁾ 물론 현재 치의학 분야에서도 많은 응용을 하고 있는 방법이다. 치의학 분야에서는 단순화시킨 모형으로 다양한 종류의 2차원 유한 요소법적 분석을 시행하였으나^(11-14, 16-21, 26, 27, 31, 32) 이는 치아의 모양이 대칭적이지 않다는 점과 입체적인 구조물의 응력이나 변위가 평면으로 표현된다는 점에서 오류를 범할 가능성이 있다⁽¹³⁾. 3차원 유한요소법도 오차의 가능성은 있지만 치아의 복잡한 응력 상태를 더 사실적으로 나타내리라 예측할 수 있다. 본 연구에서 사용된 300N의 하중은 선현들의 연구에 의한 최대교합력을 가정한 것이고⁽³⁴⁾ 지축의 45°는 기능적 운동을, 지축에 수직방향은 외상을 가정한 것이다^(12, 18-21, 27, 35). 그리고 포스트의 응력에 관한 다른 저자들의 유한요소법 분석에서 사용되는 절단면에 지축방향으로의 힘은^(12, 18, 20, 21, 27) 실제로 일어나기 어려운 상황으로 여겨져 분석에서 제외시켰다.

Table 2. von Mises stresses of the dentin on mid-sagittal section(diagonal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	1.46E+01	1.46E+01	1.46E+01	3.05E+01	3.05E+01	3.04E+01	2.94E+01	2.93E+01	2.91E+01
2	3.40E+01	3.40E+01	3.38E+01	3.59E+01	3.58E+01	3.58E+01	3.47E+01	3.46E+01	3.45E+01
3	3.98E+01	3.97E+01	3.95E+01	4.37E+01	4.37E+01	4.38E+01	4.17E+01	4.18E+01	4.20E+01
4	4.20E+01	4.18E+01	4.13E+01	5.26E+01	5.26E+01	5.25E+01	4.98E+01	5.00E+01	5.03E+01
5	4.45E+01	4.42E+01	4.35E+01	6.45E+01	6.46E+01	6.46E+01	6.09E+01	6.13E+01	6.19E+01
6	4.78E+01	4.73E+01	4.63E+01	7.65E+01	7.65E+01	7.70E+01	6.98E+01	7.05E+01	7.31E+01
7	4.58E+01	4.53E+01	4.55E+01	7.82E+01	7.83E+01	8.30E+01	6.78E+01	6.96E+01	7.99E+01
8	3.90E+01	3.81E+01	4.17E+01	6.92E+01	7.05E+01	8.22E+01	5.66E+01	6.15E+01	8.20E+01
9	3.68E+01	3.71E+01	3.99E+01	6.08E+01	6.48E+01	7.24E+01	4.92E+01	5.87E+01	7.13E+01
10	2.97E+01	3.42E+01	3.62E+01	6.01E+01	7.70E+01	8.37E+01	4.50E+01	7.60E+01	8.39E+01
11	3.00E+01	3.42E+01	3.36E+01	7.07E+01	8.42E+01	8.72E+01	5.95E+01	8.27E+01	8.72E+01
12	4.39E+01	4.33E+01	3.94E+01	1.17E+02	1.17E+02	1.10E+02	1.25E+02	1.19E+02	1.10E+02
13	3.16E+01	2.43E+01	1.93E+01	7.90E+01	5.37E+01	5.46E+01	9.64E+01	5.35E+01	5.46E+01
14	5.35E+01	3.84E+01	1.50E+01	6.86E+01	3.31E+01	3.32E+01	8.48E+01	3.36E+01	3.33E+01
15	5.16E+01	4.24E+01	1.92E+01	6.08E+01	3.96E+01	4.05E+01	7.34E+01	3.92E+01	4.06E+01
16	4.64E+01	4.47E+01	4.43E+01	1.02E+02	9.13E+01	9.09E+01	1.11E+02	9.07E+01	9.09E+01
17	4.53E+01	4.49E+01	5.07E+01	8.87E+01	9.79E+01	1.01E+02	8.04E+01	9.57E+01	1.00E+02
18	4.54E+01	5.25E+01	5.40E+01	8.12E+01	9.89E+01	1.02E+02	6.49E+01	9.82E+01	1.01E+02
19	4.76E+01	5.19E+01	5.51E+01	7.94E+01	9.16E+01	9.74E+01	6.23E+01	8.66E+01	9.52E+01
20	5.29E+01	5.48E+01	6.23E+01	8.95E+01	9.52E+01	1.11E+02	6.97E+01	8.27E+01	1.11E+02
21	6.19E+01	6.27E+01	6.73E+01	9.81E+01	1.01E+02	1.11E+02	8.03E+01	8.77E+01	1.07E+02
22	6.90E+01	6.91E+01	7.07E+01	9.82E+01	9.56E+01	1.04E+02	8.38E+01	8.70E+01	9.63E+01
23	6.95E+01	6.94E+01	6.97E+01	9.14E+01	9.20E+01	9.34E+01	8.02E+01	8.18E+01	8.57E+01
24	6.60E+01	6.59E+01	6.62E+01	8.06E+01	8.10E+01	8.19E+01	7.16E+01	7.27E+01	7.51E+01
25	5.43E+01	5.43E+01	5.44E+01	5.95E+01	5.96E+01	5.99E+01	5.32E+01	5.36E+01	5.44E+01
26	4.41E+01	4.41E+01	4.42E+01	4.56E+01	4.57E+01	4.58E+01	4.53E+01	4.54E+01	4.57E+01

HLG; normal alveolar bone, long, gold post, HMG; normal alveolar bone, medium, gold post, HSG; normal alveolar bone, short, gold post, LLG; resorbed alveolar bone, long, gold post, LMG; resorbed alveolar bone, medium, gold post, LSG; resorbed alveolar bone, short, gold post, LLM; resorbed alveolar bone, long, metal post, LMM; resorbed alveolar bone, medium, metal post, LSG; resorbed alveolar bone, short, metal post

(• These abbreviations are identical to the following ones.)

Table 3. von Mises stresses of the post on mid-sagittal section(diagonal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	3.88E+01	3.87E+01	3.82E+01	3.90E+01	3.88E+01	3.85E+01	5.84E+01	5.78E+01	5.62E+01
2	4.96E+01	4.94E+01	4.86E+01	5.06E+01	5.04E+01	4.97E+01	8.36E+01	8.27E+01	7.94E+01
3	5.07E+01	5.02E+01	4.85E+01	5.36E+01	5.32E+01	5.12E+01	1.00E+02	9.84E+01	9.12E+01
4	6.42E+01	6.32E+01	5.94E+01	7.75E+01	7.64E+01	7.11E+01	1.59E+02	1.54E+02	1.36E+02
5	7.98E+01	7.83E+01	7.25E+01	9.37E+01	9.15E+01	8.20E+01	2.28E+02	2.18E+02	1.81E+02
6	1.05E+02	1.02E+02	9.20E+01	1.46E+02	1.40E+02	1.22E+02	3.19E+02	2.96E+02	2.40E+02
7	9.39E+01	8.95E+01	7.23E+01	1.49E+02	1.41E+02	1.06E+02	2.77E+02	2.49E+02	1.84E+02
8	1.31E+02	1.21E+02	5.99E+01	2.50E+02	2.31E+02	1.19E+02	4.35E+02	3.78E+02	2.08E+02
9	1.23E+02	1.10E+02	7.64E+01	2.39E+02	2.15E+02	1.06E+02	3.97E+02	3.29E+02	1.66E+02
10	1.59E+02	1.37E+02		3.38E+02	2.75E+02		5.40E+02	4.07E+02	
11	1.55E+02	1.22E+02		3.70E+02	1.84E+02		5.63E+02	2.82E+02	
12	2.08E+02			4.99E+02			7.49E+02		
13	7.47E+01			1.27E+02			1.83E+02		

Table 4. Displacement of the post-cement interface on mid-sagittal section(diagonal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	3.04E-01			4.82E-01			4.67E-01		
2	2.64E-01	3.06E-01		4.16E-01	4.91E-01		4.05E-01	4.83E-01	
3	2.26E-01	2.65E-01	3.07E-01	3.53E-01	4.23E-01	4.96E-01	3.46E-01	4.18E-01	4.95E-01
4	1.86E-01	2.27E-01	2.65E-01	2.85E-01	3.59E-01	4.28E-01	2.81E-01	3.55E-01	4.27E-01
5	1.44E-01	1.87E-01	2.27E-01	2.10E-01	2.88E-01	3.62E-01	2.10E-01	2.87E-01	3.62E-01
6	9.92E-02	1.44E-01	1.86E-01	1.32E-01	2.11E-01	2.90E-01	1.34E-01	2.11E-01	2.90E-01
7	5.73E-02	9.78E-02	1.42E-01	6.23E-02	1.29E-01	2.10E-01	6.16E-02	1.29E-01	2.09E-01
8	5.05E-02	8.51E-02	1.31E-01	5.16E-02	1.12E-01	1.99E-01	4.99E-02	1.11E-01	1.89E-01
9	6.21E-02	9.88E-02	1.41E-01	7.06E-02	1.31E-01	2.08E-01	7.03E-02	1.31E-01	2.08E-01
10	1.00E-01	1.43E-01	1.91E-01	1.35E-01	2.09E-01	2.99E-01	1.36E-01	2.10E-01	2.99E-01
11	1.43E-01	1.91E-01	2.57E-01	2.09E-01	2.97E-01	4.15E-01	2.09E-01	2.96E-01	4.14E-01
12	1.91E-01	2.57E-01	2.98E-01	2.93E-01	4.10E-01	4.83E-01	2.89E-01	4.05E-01	4.80E-01
13	2.56E-01	2.97E-01	3.51E-01	4.03E-01	4.77E-01	5.72E-01	3.93E-01	4.69E-01	5.67E-01
14	2.96E-01	3.49E-01		4.68E-01	5.63E-01		4.54E-01	5.53E-01	
15	3.48E-01			5.53E-01			5.34E-01		

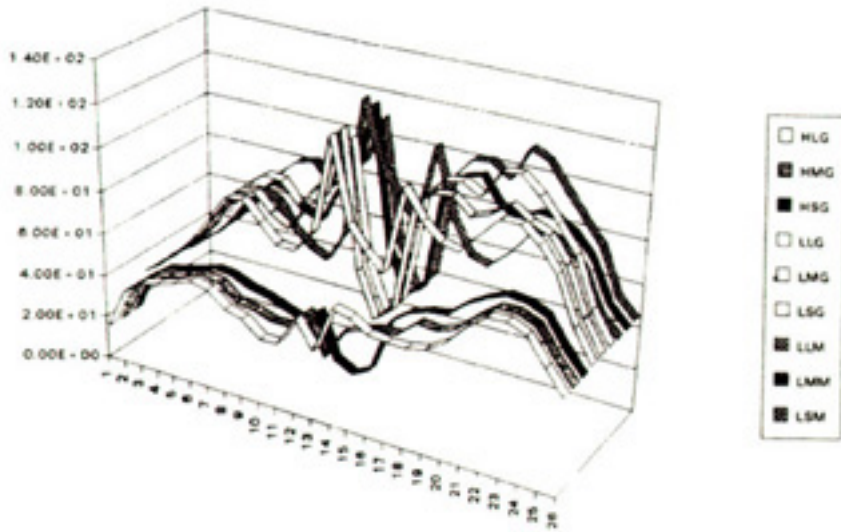


Fig. 5. von Mises stresses of dentin on mid-sagittal section of the tooth(diagonal force).

- HLG ; normal alveolar bone, long, gold post,
 - HMG ; normal alveolar bone, medium, gold post,
 - HSG ; normal alveolar bone, short, gold post,
 - LLG ; resorbed alveolar bone, long, gold post,
 - LMG ; resorbed alveolar bone, medium, gold post,
 - LSG ; resorbed alveolar bone, short, gold post,
 - LLM ; resorbed alveolar bone, long, metal post,
 - LMM ; resorbed alveolar bone, medium, metal post,
 - LSM ; resorbed alveolar bone, short, metal post
- (* . These abbreviations are identical to the following ones.)

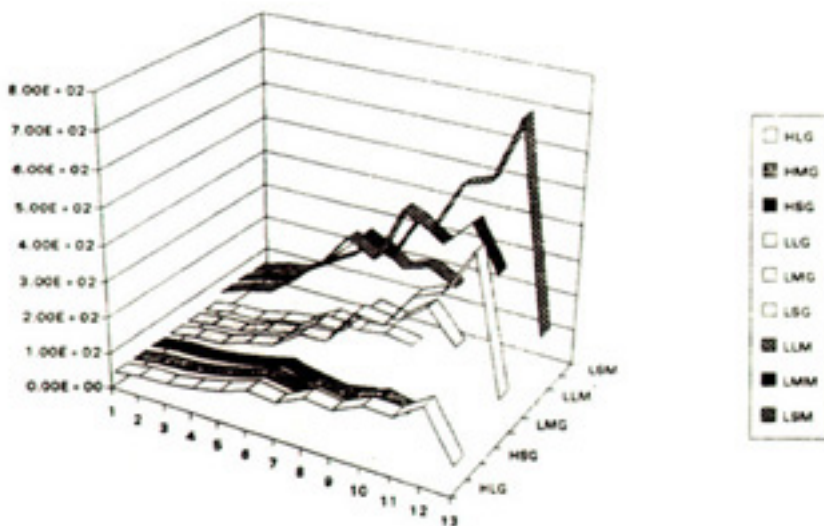


Fig. 6. von Mises stresses of post on mid-sagittal section of the tooth(diagonal force).

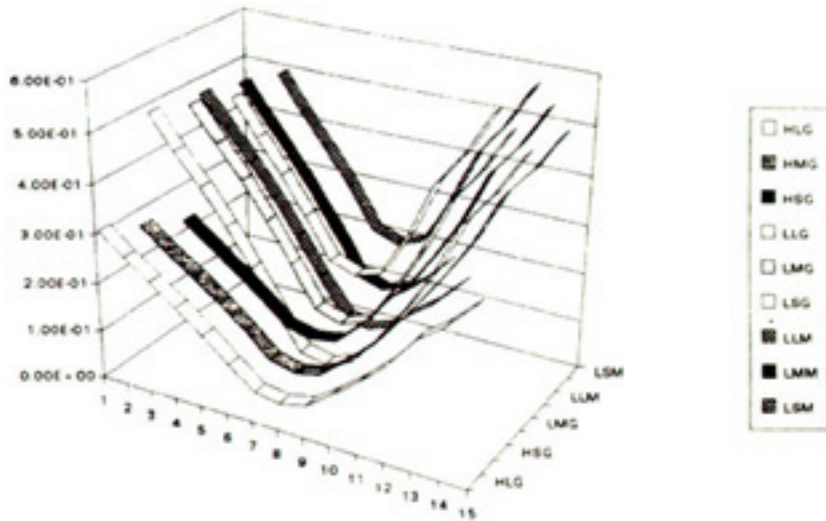


Fig. 7. Displacement of post-cement interface on mid-sagittal section of the tooth(diagonal force).

Table 5. von Mises stresses of the dentin on mid-sagittal section(horizontal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	1.10E+01	1.09E+01	1.09E+01	1.65E+01	1.64E+01	1.64E+01	1.65E+01	1.64E+01	1.63E+01
2	1.85E+01	1.84E+01	1.84E+01	2.02E+01	2.01E+01	2.01E+01	1.94E+01	1.93E+01	1.94E+01
3	2.39E+01	2.39E+01	2.38E+01	2.74E+01	2.74E+01	2.76E+01	2.56E+01	2.57E+01	2.62E+01
4	2.80E+01	2.78E+01	2.77E+01	3.71E+01	3.72E+01	3.74E+01	3.42E+01	3.44E+01	3.53E+01
5	2.77E+01	2.75E+01	2.73E+01	4.62E+01	4.64E+01	4.69E+01	4.21E+01	4.27E+01	4.43E+01
6	2.94E+01	2.92E+01	2.91E+01	5.74E+01	5.77E+01	5.92E+01	5.05E+01	5.18E+01	5.59E+01
7	2.86E+01	2.83E+01	2.91E+01	6.14E+01	6.23E+01	6.76E+01	5.12E+01	5.44E+01	6.54E+01
8	2.50E+01	2.48E+01	2.76E+01	5.64E+01	5.89E+01	6.93E+01	4.46E+01	5.15E+01	6.93E+01
9	2.39E+01	2.46E+01	2.66E+01	4.77E+01	5.26E+01	5.94E+01	3.74E+01	4.81E+01	5.86E+01
10	2.09E+01	2.48E+01	2.66E+01	5.08E+01	6.67E+01	7.26E+01	3.78E+01	6.61E+01	7.26E+01
11	2.16E+01	2.48E+01	2.54E+01	6.10E+01	7.30E+01	7.72E+01	5.13E+01	7.11E+01	7.73E+01
12	3.37E+01	3.37E+01	3.17E+01	1.03E+02	1.04E+02	9.95E+01	1.10E+02	1.05E+02	9.95E+01
13	2.47E+01	1.95E+01	1.68E+01	7.23E+01	5.24E+01	5.31E+01	8.70E+01	5.22E+01	5.31E+01
14	3.88E+01	2.72E+01	1.17E+01	5.72E+01	2.87E+01	2.93E+01	7.04E+01	2.89E+01	2.93E+01
15	3.72E+01	2.93E+01	1.30E+01	5.16E+01	3.20E+01	3.26E+01	6.16E+01	3.18E+01	3.27E+01
16	3.28E+01	3.10E+01	3.05E+01	8.28E+01	7.25E+01	7.15E+01	9.06E+01	7.25E+01	7.15E+01
17	3.06E+01	3.33E+01	3.39E+01	6.88E+01	7.53E+01	7.71E+01	6.33E+01	7.41E+01	7.71E+01
18	2.98E+01	3.48E+01	3.55E+01	6.06E+01	7.47E+01	7.67E+01	4.87E+01	7.47E+01	7.64E+01
19	3.01E+01	3.32E+01	3.51E+01	5.74E+01	6.75E+01	7.15E+01	4.52E+01	6.48E+01	7.01E+01
20	3.27E+01	3.41E+01	3.90E+01	6.47E+01	6.94E+01	8.09E+01	5.02E+01	6.09E+01	8.16E+01
21	3.69E+01	3.75E+01	4.05E+01	6.79E+01	7.05E+01	7.79E+01	5.54E+01	6.15E+01	7.59E+01
22	3.94E+01	3.95E+01	4.06E+01	6.43E+01	6.53E+01	6.84E+01	5.48E+01	5.75E+01	6.45E+01
23	3.77E+01	3.76E+01	3.79E+01	5.62E+01	5.67E+01	5.78E+01	4.96E+01	5.10E+01	5.39E+01
24	3.57E+01	3.57E+01	3.59E+01	4.81E+01	4.84E+01	4.89E+01	4.33E+01	4.41E+01	4.58E+01
25	2.70E+01	2.70E+01	2.71E+01	3.18E+01	3.19E+01	3.20E+01	2.96E+01	2.98E+01	3.02E+01
26	1.77E+01	1.77E+01	1.77E+01	2.00E+01	2.00E+01	2.00E+01	2.18E+01	2.17E+01	2.16E+01

Table 6. von Mises stresses of the post on mid-sagittal section(horizontal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	3.80E+01	3.76E+01	3.78E+01	3.92E+01	3.92E+01	3.91E+01	5.24E+01	5.20E+01	5.11E+01
2	4.23E+01	4.22E+01	4.19E+01	4.67E+01	4.66E+01	4.62E+01	6.74E+01	6.66E+01	6.43E+01
3	3.73E+01	3.71E+01	3.62E+01	4.62E+01	4.61E+01	4.50E+01	6.55E+01	6.41E+01	5.95E+01
4	4.36E+01	4.30E+01	4.07E+01	6.21E+01	6.16E+01	5.84E+01	1.06E+02	1.02E+02	8.87E+01
5	4.60E+01	4.51E+01	4.13E+01	6.00E+01	5.86E+01	5.17E+01	1.45E+02	1.38E+02	1.10E+02
6	6.44E+01	6.22E+01	5.53E+01	1.03E+02	9.94E+01	8.70E+01	2.26E+02	2.07E+02	1.65E+02
7	5.69E+01	5.36E+01	4.10E+01	1.13E+02	1.07E+02	8.46E+01	2.06E+02	1.84E+02	1.39E+02
8	8.82E+01	8.05E+01	3.91E+01	2.02E+02	1.86E+02	1.11E+02	3.48E+02	3.00E+02	1.83E+02
9	8.25E+01	7.22E+01	4.65E+01	1.91E+02	1.70E+02	8.04E+01	3.19E+02	2.60E+02	1.26E+02
10	1.11E+02	9.37E+01		2.77E+02	2.23E+02		4.41E+02	3.28E+02	
11	1.12E+02	8.38E+01		3.10E+02	1.47E+02		4.69E+02	2.23E+02	
12	1.52E+02			4.23E+02			6.32E+02		
13	5.26E+01			1.02E+02			1.49E+02		

Table 7. Displacement of the post-cement interface on mid-sagittal section(Horizontal force)(MPa)

node	HLG	HMG	HSG	LLG	LMG	LSG	LLM	LMM	LSM
1	-2.89E-01			-4.55E-01			-4.43E-01		
2	-2.54E-01	-2.90E-01		-3.97E-01	-4.63E-01		-3.88E-01	-4.56E-01	
3	-2.21E-01	-2.55E-01	-2.90E-01	-3.41E-01	-4.03E-01	-4.68E-01	-3.55E-01	-3.98E-01	-4.66E-01
4	-1.86E-01	-2.22E-01	-2.55E-01	-2.97E-01	-3.46E-01	-4.07E-01	-2.76E-01	-3.43E-01	-4.06E-01
5	-1.47E-01	-1.86E-01	-2.22E-01	-2.10E-01	-2.82E-01	-3.49E-01	-2.10E-01	-2.81E-01	-3.48E-01
6	-1.05E-01	-1.47E-01	-1.86E-01	-1.37E-01	-2.10E-01	-2.48E-01	-1.38E-01	-2.11E-01	-2.84E-01
7	-6.46E-02	-1.04E-01	-1.46E-01	-7.02E-02	-1.34E-01	-2.10E-01	-6.96E-02	-1.34E-01	-2.90E-01
8	-5.81E-02	-9.47E-02	-1.36E-01	-5.95E-02	-1.18E-01	-1.19E-01	-5.87E-02	-1.18E-01	-1.91E-01
9	-6.93E-02	-1.05E-01	-1.45E-01	-7.82E-02	-1.36E-01	-2.08E-01	-7.80E-02	-1.36E-01	-2.08E-01
10	-1.06E-01	-1.46E-01	-1.91E-01	-1.39E-01	-2.09E-01	-2.92E-01	-1.40E-01	-2.10E-01	-2.92E-01
11	-1.46E-01	-1.91E-01	-2.49E-01	-2.09E-01	-2.90E-01	-3.96E-01	-2.90E-01	-2.89E-01	-3.94E-01
12	-1.90E-01	-2.48E-01	-2.83E-01	-2.87E-01	-3.91E-01	-4.55E-01	-2.83E-01	-3.87E-01	-4.53E-01
13	-2.47E-01	-2.82E-01	-3.27E-01	-3.86E-01	-4.90E-01	-5.32E-01	-3.77E-01	-4.44E-01	-5.29E-01
14	-2.81E-01	-3.26E-01		-4.43E-01	-5.25E-01		-4.31E-01	-5.17E-01	
15	-3.25E-01			-5.16E-01			-5.01E-01		

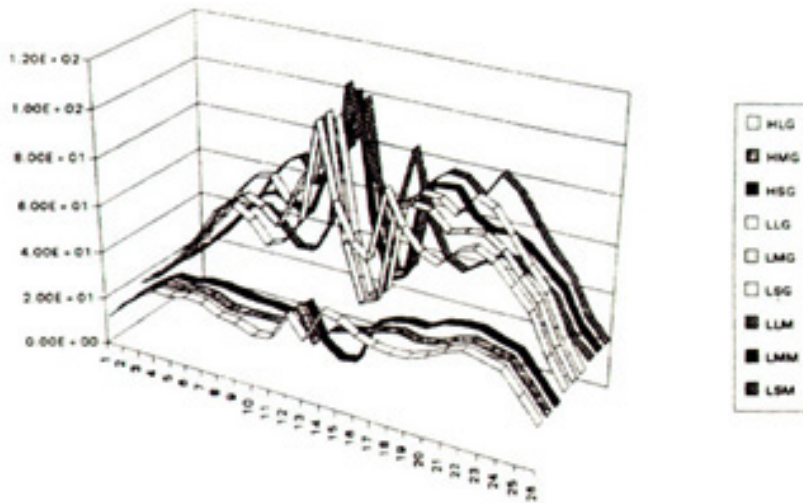


Fig. 8. von Mises stresses of dentin on mid-sagittal section of the tooth(horizontal force).

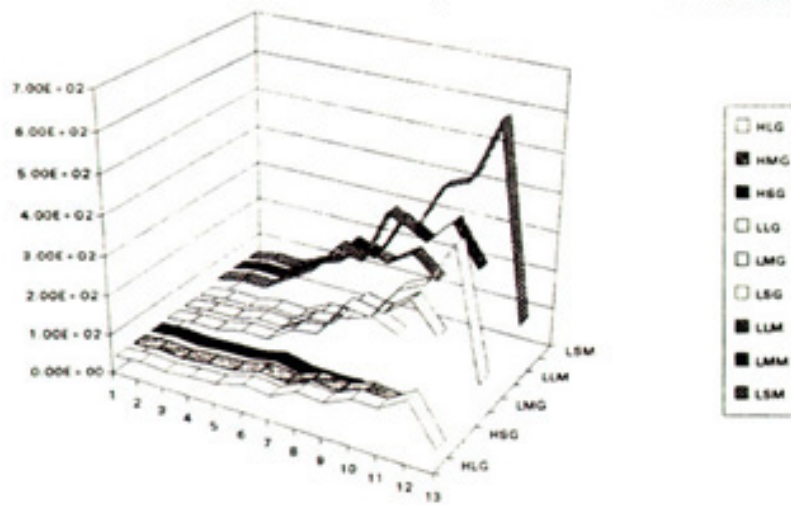


Fig. 9. von Mises stresses of post on mid-sagittal section of the tooth(horizontal force).

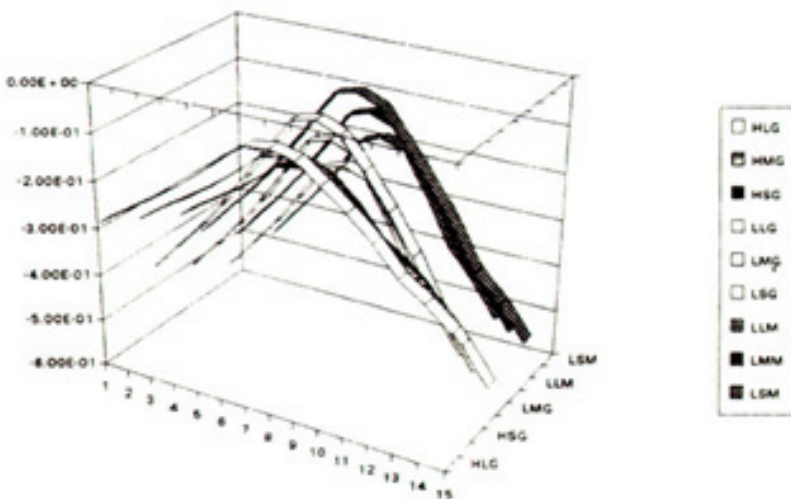


Fig. 10. Displacement of post-cement interface on mid-sagittal section of the tooth(horizontal force).

근관치료된 치아를 수복하는 방법으로 Richmond 관을 비롯하여 주조 포스트 코어, 핀과 기성 포스트 코어, 치관부에서 치근부까지 연장된 아말감 또는 레진 코어 등을 들 수 있고, 이 포스트 코어의 유지는 설계, 길이, 표면형태, 직경에 의해 좌우되고 그 밖에도 잔존 치질의 양이나 기포없이 접착하는 기술 등에 의해 좌우되기도 한다^(3, 8, 19, 20, 36-48). 본 연구에 사용된 parallel-sided 포스트는 여러 연구에서 유지력이 우수하고 응력을 분산시키는 효과를 보인다고하여^(4, 8, 15, 17, 19, 45, 48) 사용되었으며 인산아연 시멘트의 사용은 포스트의 접착에 널리 사용되기 때문이었다. 최적의 포스트 길이에 관한 지침으로는 잔근전장의 절반 길이, 임상치관과 동일한 길이, 치근 길이의 1/2이나 2/3 또는 4/5, 치근첨부 밀봉을 위한 3-5mm의 gutta percha를 남기는 길이, 치조골의 절반 길이 등 다양하다^(37-39, 42, 49-52). 그러나 최적의 포스트 길이를 항상 얻을 수 있는 것은 아니며 잔존치질의 양이나 근관과 치근의 형태, 천공의 위험 등의 이유로 절충해야 하는 경우도 있다^(3, 9, 22, 47). 본 연구에 사용된 3가지의 포스트 길이(long, medium, short)는 치근첨부 밀봉을 위한 gutta percha를 각각 5mm, 7mm, 9mm 남겨둔 상태의 길이가 되고 정상 치조골의 경우에는 치조골 높이의 약 2/3, 1/2, 1/3의 길이에 해당되고 흡수된 치조골의 경우에는 각각 1/2, 1/8, 치조정 상방 1mm에 위치하는 길이가 된다(그림 15, 16).

Peters⁽¹⁹⁾은 유한요소분석법으로 포스트의 길이가 길고 직경이 굵을수록 응력의 균일한 분산을 보인다고 하였고 양⁽²⁰⁾은 포스트의 길이가 길수록 포스트 내부에는 응력의 증가가, 상아질에는 응력의 감소가 보인다고 하였다. 본 연구에서는 포스트의 길이가 길어지면 포스트와 포스트 첨부의 설측 상아질에 응력이 집중하는 양상을 보이고 포스트의 길이가 짧으면 상아질에, 특히 포스트의 순측 중앙부에 해당하는 상아질에 많은 응력을 보였다(그림 19-21, 25-27). Long post의 경우에서 포스트 첨부의 설측 상아질은 상아질 두께가 얇아 가장 취약한 부분으로 사료되며 이로 인해 응력의 집중을 보이고 따라서 이것은 치근 파절의 가능성을 시사한다고 할 수 있다.

치조골 높이에 관한 유한요소분석법적 연구로는

Pao⁽⁵³⁾이 치조골의 흡수에 따라 응력의 증가를 보인다고 하였고 Reinhardt⁽⁴¹⁾은 6mm치조골 흡수가 정상치조골 상태보다 5.7-10.2배의 응력을 보이고 치조골의 흡수에 따라 치근중앙의 설측부에 응력이 증가함을 보이며 이를 치근파절의 가능성으로 분석하였다. 본 연구에서는 1/3정도(약 4mm)의 치조골이 흡수된 경우 같은 길이의 포스트에 비하여 정상 치조골의 경우보다 포스트의 순측과 설측 상아질에 약 1.5-2배, 포스트 첨부의 상아질에 약 2.5-3배, 포스트 내부에 약 2-3배의 증가된 응력을 보였다(표 2, 3, 5, 6).

비금속 포스트를 사용하면 금합금 포스트의 경우보다 포스트 중간부위의 순측과 설측 상아질의 응력은 감소하지만 포스트 첨부 주위의 상아질과 포스트 내부의 응력은 증가하여 Ko⁽¹⁸⁾의 연구와 유사한 결과를 보였다. 특히 치조골이 흡수된 경우에 절단면 설측에서 순측을 향하여 45°의 힘을 가했을 때 long metal post(치조골 높이의 1/2길이)는 포스트 첨부의 설측 상아질에 상아질의 비례한계인 124MPa의 응력을 보여 소성 변형의 가능성이 있음을 보였다.

포스트에 집중되는 응력은 포스트 첨단 상부 2mm에 가장 많이 집중되었고 이는 Davy⁽¹⁷⁾의 연구와 유사한 결과였다. 치조골이 흡수된 경우 설측 절단면에서 순측을 향하여 치축의 45°방향으로 300N의 하중을 가하면 금합금 포스트는 medium, long post가 제3형 금합금의 항복강도(241MPa)보다 높고 경화열처리한 제3형 금합금의 항복강도(586MPa)보다는 낮은 응력의 집중을 보였고 long metal post도 Cr-Co 합금의 항복강도(710 MPa)를 넘는 응력을 보였다⁽⁵⁴⁾, 따라서 포스트를 위한 근관 형성시 치질의 보존이 치아파절을 감소시킨다는 연구들과⁽⁵⁵⁻⁵⁷⁾ 본 연구에서 포스트 첨부 상아질에 집중되는 응력과 포스트의 첨부에 집중되는 응력을 고려해 볼 때 치근첨부의 응력을 최소화할 수 있는 포스트의 설계가 요구되며, 치조골이 흡수된 경우는 포스트를 최적의 길이보다는 짧게 제작하여 근첨부 상아질에 응력이 집중되는 것을 방지하고 좀 더 견고한 재료의 포스트를 사용하여 포스트의 파절가능성을 줄이는 것이 합리적이라 생각된다.

변위는 절단면이 가장 많은 변위를 보이거나 설측 절단면에 하중을 가한 경우에는 순측으로 변위가 일어났

으며 순측 최대풍용부에 하중을 가한 경우에는 설측으로 변위가 일어났다. 변위량의 차이는 보이지만 골 높이나 포스트의 길이와 관계없이 거의 동일한 형태를 보였다. 치조골의 흡수가 있는 경우에는 많은 변위를 보이지만 포스트의 영향보다는 치조골의 지지가 부족한 것이 더 큰 영향을 미치는 것으로 사료된다. 포스트의 길이를 길게 하면 같은 치조골 상태에서 변위는 감소되었고, 비금속 포스트가 금합금 포스트보다 약간 적은 변위를 보였다.

V. 결론

본 연구에서는 상악 중절치의 치관부 전체가 상실된 것으로 가정하고 통법에 따른 근관치료후 주조 포스트 코어와 도재전장 주조관을 제작하여 인산아연 시멘트로 접착하고 정상 치조골 상태와 치근저장 1/3의 치조골이 흡수된 상태를 가정하여 삼차원 유한요소 모형을 제작하였다. 포스트의 길이는 3종(long, medium, short)이었으며, 정상 치조골 상태에는 금합금 포스트를 사용하였고 치조골이 흡수된 경우에는 금합금 포스트와 비금속 포스트를 사용하였다. 절단면 설측에서 순측을 향하여 지축의 45°방향과 순면 최대 풍용부에서 지축에 수직방향으로 300N의 힘을 가했을 때 나타나는 응력 분산과 변위에 관한 삼차원 유한요소법적 연구로 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 중절치의 절단면 설측과 순면 최대 풍용부에 300N의 힘을 가한 두 경우 모두 치근내의 응력은 포스트의 순측 중앙부 상아질과 포스트 첨부의 설측 중앙부 상아질과 포스트 첨부의 설측 상아질에 집중 되었고 포스트 내의 응력은 포스트 첨단 2mm에서 가장 높았다.
2. 포스트의 길이가 긴 경우와 비금속 포스트를 사용한 경우에는 응력이 근첨부 상아질과 포스트 첨부에 집중되었으며 치근의 순측과 설측의 상아질에는 응력이 감소하였다.
3. 포스트의 길이를 길게 하면 포스트와 시멘트 계면에서의 변위가 감소하며 비금속 포스트의 경

우는 금합금 포스트의 경우보다 변위가 적었다.

4. 치조골이 흡수된 경우에는 치근과 포스트에 집중되는 응력량과 포스트와 시멘트 계면에서의 변위량이 증가하였다.

Reference

1. Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. : Inracoronal reinforcement and coronal coverage : A study of endodontically treated teeth. J prosthet Dent 51 : 780, 1984.
2. Milot, P., and Stein, R.S. : Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design, J Prosthet Dent 68 : 428, 1992.
3. Mattison, G.D : Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent 48 : 407, 1982.
4. Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. : Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 52 : 28, 1984.
5. Hudis, S.I., and Goldstein, G.R. : Restoration of endodontically treated teeth : a review of the literature. J Prosthet Dent 55 : 33, 1986.
6. Kavarik, R.E., Breeding, L. C., and Caughman, W.F. : Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent 68 : 584, 1992.
7. Plasmans, P.J.J.M., Visseren, L.G.H., Vrijhoef, M.M.A., and Kayser, A.F. : In vitro comparison of dowel and core technique for endodontically treated molars. J Endodont 12 : 382, 1986.
8. Johnson, J.K., and Sakumura, J.S. : Dowel form and tensile force. J Prosthet Dent 40 : 645, 1978.

9. Johnson, J.K., Schwartz, N.L., and Bleckwell, R.F. : Evaluation and restoration of endodontically treated teeth, *J Am Dent Assoc* 93 : 597, 1976.
10. 조인호, 김영수 : 총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성응력 분석. *대한치과의사협회지* 20 : 945, 1982.
11. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., and Stannard, J.G. : Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 62 : 1002, 1983.
12. 이재영, 이정식 : 상악중절치 근관치료후 수복방법에 따른 응력분포의 유한요소분석. *대한치과보존학회지*. 19 : 549, 1994.
13. 박창근, 이선형 : 최대교합 및 기능교합시 하악구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구. *서울치대논문집*, 28 : 1993.
14. Caputo, A.A., Gonodis, D., and Matyas, J. : Analysis of resin bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 17 : 89, 1986.
15. Loney, R.W., Kotowicz, W.E., and McDowell, G.C. : Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 63 : 506, 1990.
16. Farah, J.W., Craig, R.G., and Sikarskie, D.L. : Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axismetric first molar. *J Biomech* 6 : 511, 1973.
17. Davy, D.T., Dilley, G.L., and Krejci, R.F. : Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporation various dowel designs. *J Dent Res* 60 : 1301, 1981.
18. Ko, C.C., Chu, C.S., Shung, K.H., and Lee, M.C. : Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J prosthet Dent* 68 : 421, 1992.
19. Peters, M.C.R.B., Poort, H.W., and Craig, R.G. : Strss analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 62 : 760, 1983.
20. 양홍서, 장완식 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소 법적 연구. *서울치대 논문집* 10 : 113, 1986.
21. 김진, 방목숙 : 지대치 형태에 따른 post core의 치근내부 및 지지조직의 응력분석, *대한치과보철학회지* 31 : 468, 1993.
22. Ash, M.M. : *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion*, 6th ed., W.B. Saunders Co., 1984.
23. Grossman, L.I. : *Endodontic practice*. 10thed., Lea & Febiger, 1981.
24. 양재호 : *금관 가공의치학*, 대진출판사, 1984.
25. Shillingburg, H.T., and Kessler, J.C. : *Restoration of the endodontically treated tooth*. Quintessence Publishing Co., Inc., 1982.
26. Goel, V.K., Khera, S.C., Ralston, J.L., and Chang, K.H. : Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 66 : 451, 1991.
27. 양홍서, 류선열, 조규종 : Post 형태에 따른 치근내부와 지지조직의 응력분산에 관한 2차원적 연구. *대한치과의사협회지* 26 : 737, 1988.
28. Schroeder, A., Sutter, F., and Krekeler, G. : *Oral implantology*. New York, Thieme Medical Publishers, Inc., 1991.
29. Carrenza, F.A. : *Glickman's clinical periodontology*, 7th ed., W.B. Saunders Co., 1990.
30. 김석균 : *치과 심미 개론*. 지성출판사, 1993.
31. Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J*

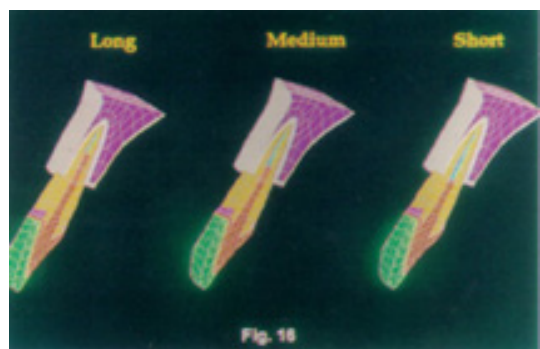
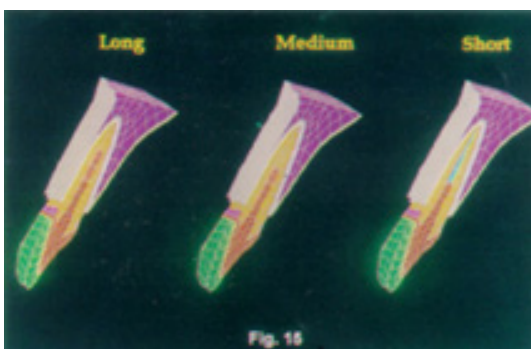
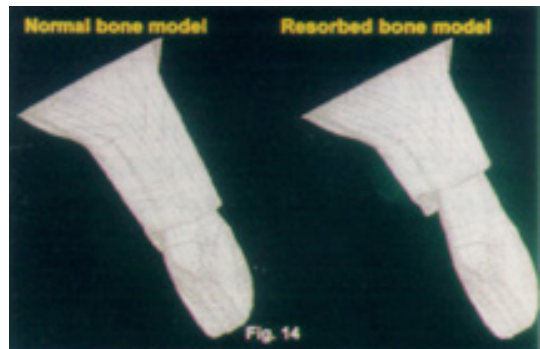
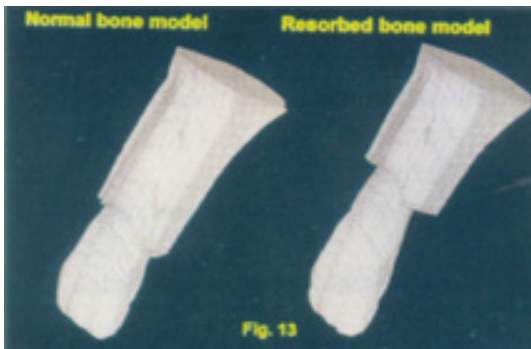
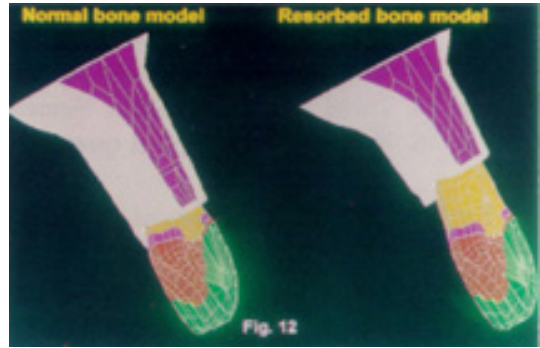
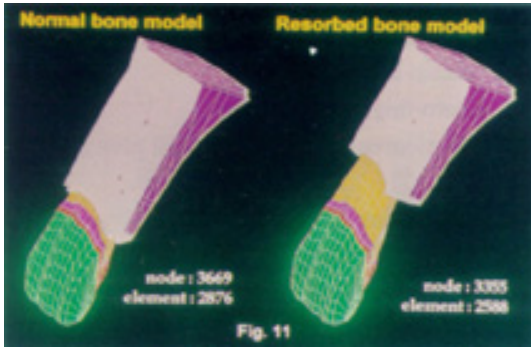
- Dent Res 61, 1982.
32. Bell, J.G., Smith, M.C., and de pont, J.J. : Cuspal failures of MOD restored teeth. Aust Dent J 27 : 283, 1982.
 33. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문. 동명사, 1993.
 34. Ramfjord, S., and Ash, M.M. : Occlusion, 3rd ed., W.B. Saunders Co., 1983.
 35. Leary, J.M., Jensen, M.E., and Sheth, J.J. : Load transfer of posts and cores to roots through ements. J Prosthet Dent 62 : 298, 1989.
 36. Craig, R.G. : Restorative dental materials, 7th ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1985.
 37. Kornfeld, M. : Mouth rehabilitation, 2nd ed., St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1974.
 38. Tylman, S.D. : Theory and Practice of crown and bridge fixed partial prosthodontics, 6th ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1970.
 39. Perel, M., and Muroff, F.I. : Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent 28 : 405, 1972.
 40. Baraban, D.J. : A simplified method for making posts and cores. Quintessence Int 3 : 23, 1972.
 41. Caputo, A.A., Standlee, J.P., and Collard, E.W. : the mechanics of load transfer by retentive pins. J Prosthet Dent 29 : 442, 1973.
 42. Baraban, D.J. : Immediate restoration of pulpless teeth. J Prosthet Dent 28 : 207, 1972.
 43. Brandal, J.L., Nicholls, J.I., and Harrington, G.W. : A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. J Prosthet Dent 58 : 161, 1987.
 44. Taleghani, M. Morgan, R.W. : Reconstructive material for endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 57 : 446, 1987.
 45. Ruemping, D.R., Lund, M.R., and Schnell, R.J. : Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent 41 : 159, 1979.
 46. Goerig, A.C., and Mueninghoff, L.A. : Management of the endodontically treated tooth. Part I : concept for restorative designs. J Prosthet Dent 49 : 340, 1983.
 47. Trabert, K.C., Caputo, A.A., and AbouRoss, M. : Tooth fracture—A comparison of endodontic and restorative treatment. J Endodont 4 : 341, 1978.
 48. Colley, E.T., Hampson, E.L., and Lehman, M.L. : Retention of post crowns : An assessment of the relative effeciency of posts of different shapes and sizes. Br Dent J 124 : 63, 1968.
 49. Christy, J.M., and Pipko, D.J. : Fabrication of dual-post veneer crown, J Am Dent Assoc 75 : 1419, 1967.
 50. Shillingburg, H.T., Fisher, D.W., and Dewhirst, R.B. : Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent 24 : 401, 1970.
 51. Burnell, S.C. : Improved cast dowel and base for restoring endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc 68 : 39, 1964.
 52. Weine, F.S. : Endodontic therapy, 2nd ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1976.
 53. Pao, Y.C., Reinhardt, R.A., and Krejci, R.F., : Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth. J Prosthet Dent 57 : 281, 1978.
 54. Phillips, R.W. : Skinner's science of dental materials, 8th ed., W.B. Saunders Co., 1982.
 55. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J., and Trabert, K.C. : The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic

- dowel. J Prosthet Dent 44 : 398, 1980.
56. Tjian, A.H.L., and Whang, S.B. : Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. J Prosthet Dent 53 : 496, 1985.
57. Assif, D., Bitenski, A., Pilo, R., and Oren, E. : Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent 69 : 36, 1993.

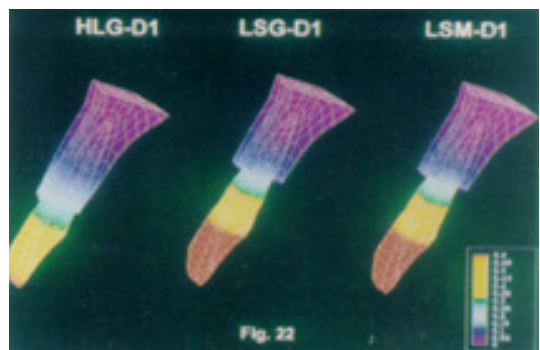
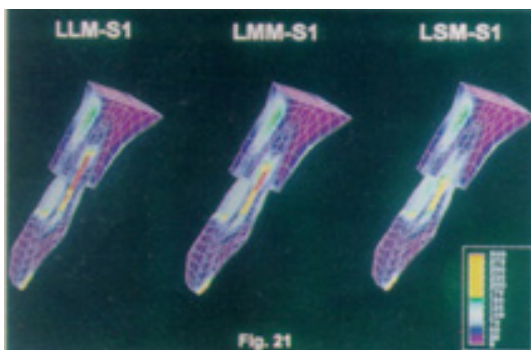
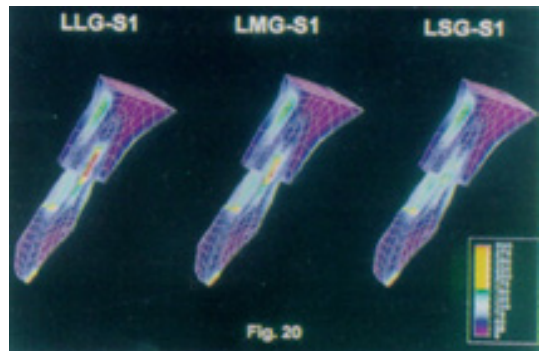
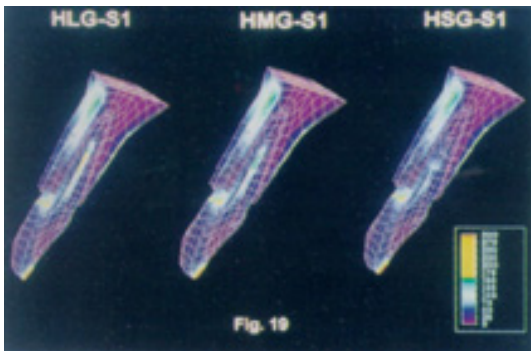
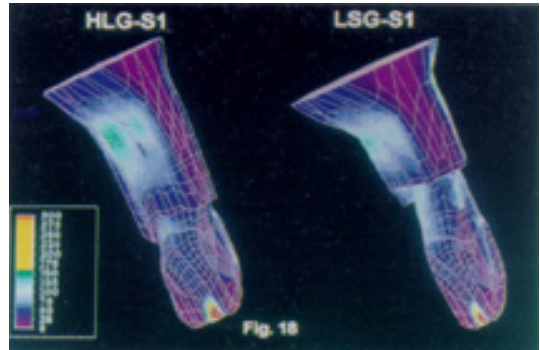
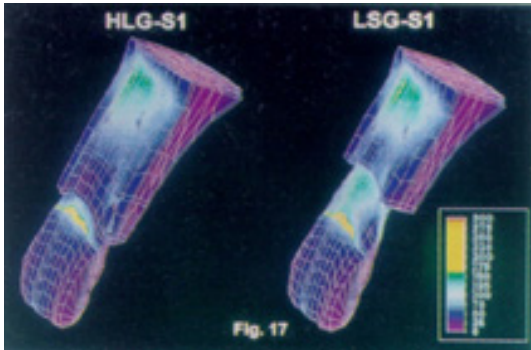
EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 11. Three dimensional finite element models.(mesio-labial view)
- Fig. 12. Three dimensional finite element models.(disto-lingual view)
- Fig. 13. Three dimensional finite element models.(mesio-labial view)
- Fig. 14. Three dimensional finite element models.(disto-lingual view)
- Fig. 15. Mid-sagittal sections of three dimensional finite element models,(normal alveolar bone model)
- Fig. 16. Mid-sagittal sections of three dimensional finite element models,(resorbed alveolar bone model)
- Fig. 17. The labial aspect of von Mises stress of normal and resorbed alveolar bone models.(diagonal force)
- Fig. 18. The lingual aspect of von Mises stress of normal and resorbed alveolar bone models.(diagonal force)
- Fig. 19. von Mises stress of mid-sagittal section,(normal alveolar bone models ; diagonal force)
- Fig. 20. von Mises stress of mid-sagittal section,(resorbed alveolar bone models using gold post ; diagonal force)
- Fig. 21. von Mises stress of mid-sagittal section,(resorbed alveolar bone models using metal post ; diagonal force)
- Fig. 22. Displacement of mid-sagittal section,(diagonal force)
- Fig. 23. The labial aspect of von Mises stress of normal and resorbed alveolar bone models,(horizontal force)
- Fig. 24. The lingual aspect of von Mises stress of normal and resorbed alveolar bone models,(horizontal force)
- Fig. 25. von Mises stress of mid-sagittal section,(normal alveolar bone models ; horizontal force)
- Fig. 26. von Mises stress of mid-sagittal section,(resorbed alveolar bone models using gold post ; horizontal force)
- Fig. 27. von Mises stress of mid-sagittal section,(resorbed alveolar bone models using metal post ; horizontal force)
- Fig. 28. Displacement of mid-sagittal section,(horizontal force)

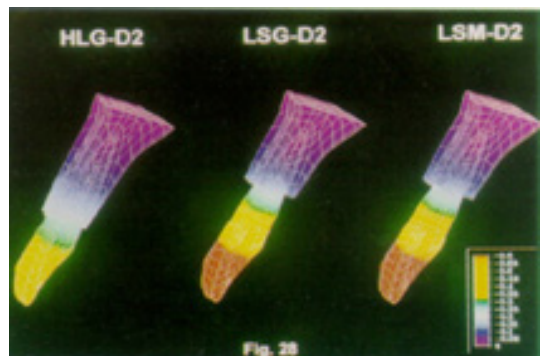
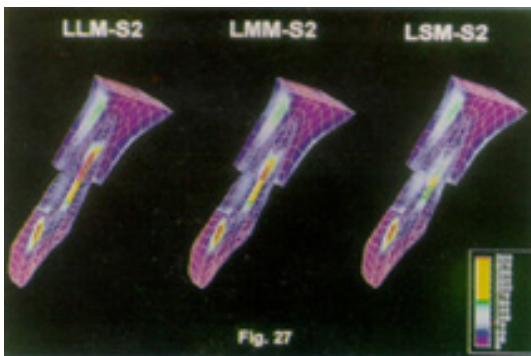
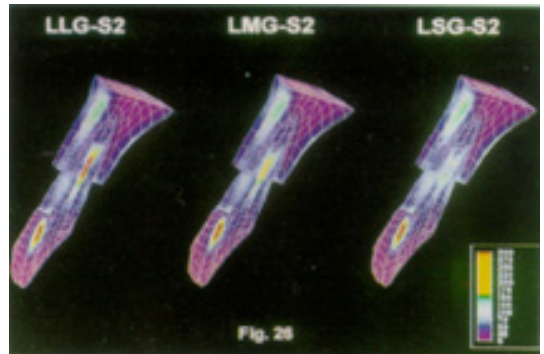
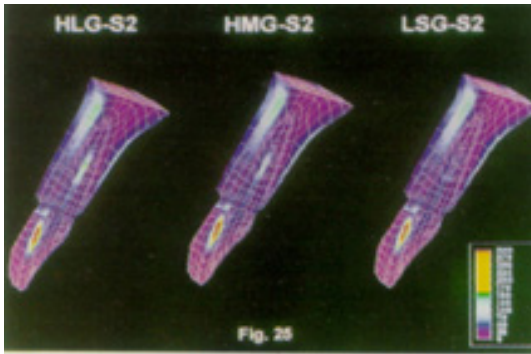
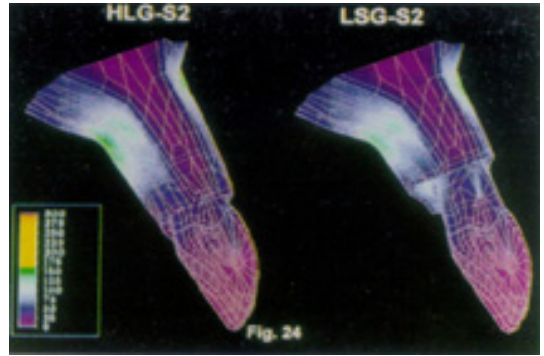
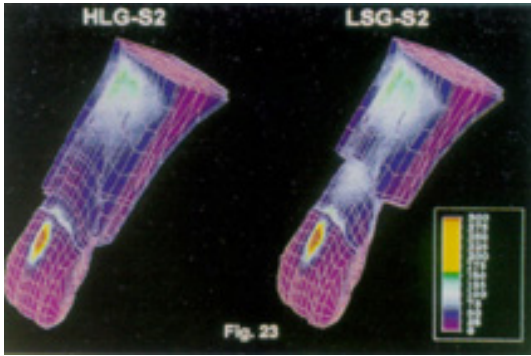
논문사진부도



논문사진부도



논문사진부도



=Abstract=

A STUDY ON STRESS DISTRIBUTION OF ENDODONTICALLY TREATED TOOTH ACCORDING TO THE VARIOUS POST LENGTH USING THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD

Soo-Yong Choi, Sun-Hyung Lee, Jae-Ho Yang, Hun-young Chung

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The endodontically treated tooth is generally restored with post & core, owing to the brittleness and the loss of large amount of tooth structure. Although there have been lots of studies about the endodontically treated teeth, the three-dimensional quantitative studies about the stress distribution of them are in rare cases. In this study, it was assumed that the coronal portion of the upper incisor had severely damaged. After the root canal therapy it was post cored, and restored with PFM crown, for this experiment nine types of model were constructed : 1); long, 2); medium, 3); short gold post for the roots supported with a normal alveolar bone, 4); long, 5); medium, 6); short gold post for the roots supported with an alveolar bone resorbed to its 1/3 of root length, 7); long, 8); medium, 9); short base metal post for the roots supported with an alveolar bone resorbed to its 1/3 of root length.

Force was applied from two directions. One was functional maximum bite force(300N) applied to the spot just lingual to the incisal edge with the angle of 45 degrees to the long axis of the tooth, and the other one was horizontal force(300N) applied to the labial surface.

The results analyzed with three-dimensional finite element method were as follows :

1. Stress was concentrated on the middle portion of the labial side dentin of the root and the lingual portion of the apical dentin of the root. Stress in the post showed maximum value at 2 mm above the post apex.
2. In case of the long post and base metal post, stress was concentrated on the apex of the root and the post.
3. In case of the longer post, the displacement on the post-cement interface was lessened. The gold post was more displaceable than the base metal post.
4. In case of the alveolar bone resorption, stress concentrated on the root and the post and displacement on the post-cement interface were increased.

Key words : post length, alveolar bone, metal post, 3-dimensional finite element method, stress, displacement