

# 치조골 흡수가 포오스트로 인한 치근내 응력에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법 분석

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이기영 · 장익태

- 목 차
- I. 서 론
- II. 연구 재료 및 방법
- III. 연구 결과
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

## I. 서 론

포오스트 수복물은 치관부의 손상이 심한 치아에 대한 수복법으로 치과 임상에 널리 시술되고 있으며 포오스트는 이 수복물을 지지하고 치아를 파절로부터 보호하는 역할을 수행하고 있다.<sup>10, 14, 38, 47)</sup> 금관에 가해진 교합력이나 비기능성 외력이 보철물, 지대치, 치근막, 또는 치조골에 전달되는 양태와 각 조직 내부의 역학 반응을 명확하게 규명하는 것은 보철물의 설계, 저작 기능의 회복, 지대치 및 지지조직의 보호에 매우 중요한 문제로서, 보철물을 장착함에 있어 이들의 보전을 고려하여 생리적인 한계를 초과한 과도한 하중의 부담을 방지하도록 제작되어야 한다.<sup>52)</sup>

포오스트 수복물의 역학적인 문제는 생체

내에서 시행하기가 어려워, 대부분의 연구가 생체 외에서 행해지는데 생체 공학이나 생체 측학적인 연구에는 기계적인 파절 시험, 광탄성법, 유한요소법 등의 방법이 이용되어 왔다.<sup>51)</sup> 기계적인 파절 실험은 발거된 자연치에 다양한 포오스트를 식립하고 높은 하중을 가함으로써 지대치나 보철물의 파절을 관찰하는 것으로<sup>17, 19, 22, 28)</sup> 이 방법은 파절이 개시되는 부위를 명확히 찾아 내거나 응력 분포의 상태나 크기를 소상히 밝힐 수 없는 문제점 등이 있다.<sup>55)</sup> Strain gauge법은 보철물이나 지지조직과 유사하게 제작된 모형상에서 시행되며,<sup>13)</sup> 복잡한 측정 과정에 의해 비교적 정확한 표면 응력의 크기를 감지할 수 있는 반면 장착 가능한 gauge수가 제한되고 장착을 위한 공간을 부여하기 위해서는 변형이 필요하다.<sup>55)</sup> 광탄성법은 편광판 사이에 모형을 위치시키고 하중을 가하여 발생된 광학적 복굴절 현상을 촬영하고 분석함으로써 응력분산을 측정하는 방법이다. 그러나 광탄성법은 복잡한 형태의 모형을 제작하기 어렵고 모형의 탄성계수를 인체의 구강조직과 명확히 일치시킬 수 없다는 단점을 가지고 있다.<sup>55)</sup> 이에 비하여 유한요소법은 구강내와 같이 여러 종류의 물질이 한 개체를 이루는 복잡한 경우에도 각 구조물에 물리적 성질을 부여하여 생체 내의 환경을 비교적 정확히 재현해낼 수가 있으며 정량적인 분석도

가능하다는 장점을 지닌다. 5, 15, 27, 34, 40, 53, 57, 58)

Davy<sup>12)</sup>는 포오스트의 직경과 taper정도가 다를 때 외력에 의해서 상아질 내부에 어떠한 응력이 발생하는가에 대하여 비교한 논문에서 포오스트로 수복한 치아의 상아질 내의 응력이 감소함을 보고하였다. 한편 Trabert<sup>42)</sup>와 Kantor<sup>21)</sup>는 포오스트가 무수치에 대한 파절을 증가시킨다고 보고하기도 하였다. Sorensen<sup>40)</sup> 등은 근관치료된 치아에 포오스트는 치질에 어떠한 강화 효과도 없다고 한 바 있다. 한편 치주질환으로 치조골이 흡수된 치아에 포오스트 수복물의 예후에 대해서 Nyman<sup>29)</sup>과 Langer<sup>25)</sup> 등은 치조골이 흡수된 치아를 포오스트로 수복한 경우 치근파절은 중요한 임상적인 문제라고 보고한 바 있다. 이에 Reinhardt<sup>34)</sup> 등은 치조골의 흡수정도에 따른 포오스트로 인한 상아질 내의 응력 분포를 2차원 유한요소법으로 분석하여 치조골의 높이가 감소함에 따라서 포오스트 첨부 주변에 과도한 응력 증가와 집중을 보인다고 하였다. 또한 Pao<sup>30)</sup> 등은 치주질환에 이환된 치아에 tapered-end 포오스트로 인한 치근내 응력에 관한 이차원 유한요소분석에서 이 포오스트는 parallel-sided 포오스트에 비해서 치근내에서의 응력이 작고 근첨부 치질 보존에 더 유리하다고 보고한 바 있다. 한편 Ko<sup>23)</sup> 등은 axisymmetric model을 이용한 이차원 유한요소분석에서 비귀금속 포오스트는 금합금 포오스트보다 치근 내의 응력을 감소시킨다고 하였다.

상기 연구는 대부분이 이차원 유한요소분석이었다. 이차원 유한요소분석은 평면적인 응력 상태라는 한계성을 안고 있으며,<sup>53,57)</sup> 삼차원적인 코어나 금관을 모형으로 재현함에 난점을 가지고 있다. 그리고 이전의 유한요소분석은 백악법랑경계를 중심으로 정상골을 가정한 포오스트의 길이, 직경, 형태 등에 대한 분석이 주류를 이루어왔다. 이에 저자는 통법대로 설정된 포오스트의 형태에,<sup>38,54)</sup> 치조골 흡수가 포오스트로 인한 치근내 응력에 미치는 영향에 관해서 삼차원 유한요소분석을 시행한 바 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

전형적인 해부학적인 형태를 가진 발거된 상악 중절치<sup>1)</sup>를 백악법랑경계 1 mm 상방까지 치관부를 제거하고, 협측과 설측 백악법랑경계에서 근첨까지 길이가 13 mm이고, 치근 중앙부에서 17 mm인 치근을 제작하여 근관치료를 시행하고, Peeso reamer와 ParaPost Endodontic system (Whalendent Inc.)의 #7 drill (직경: 1.75 mm)를 사용하여 포오스트 근관을 형성하고<sup>38,54)</sup> 주조 포오스트를 제작하였으며 다시 도재전장주조관을 제작하여 인산아연시멘트로 접착하였다.

제작된 상악 중절치 모형을 자가중합 레진에 매몰한 후 절단 연마하여 연속단층촬영법(Serial Photograph Technique)으로 15단면을 얻었다.<sup>16,53)</sup> 시멘트층은 상아질, 포오스트, 도재전장주조관 사이에 50  $\mu$ m의 균일한 막으로,<sup>50,51)</sup> 치밀골은 0.5 mm,<sup>37)</sup> 치근막은 0.25 mm의 균일한 막으로<sup>6)</sup> 설계하였다. 정상상태의 치조골정은 백악법랑경계 1 mm 하방에 설정하였고,<sup>48)</sup> 치조골의 흡수에 따른 응력양상을 보기 위해서 각각 치근전장의 1/6 (2 mm)이 흡수된 골, 1/3 (4 mm)이 흡수된 골, 1/2 (6 mm)이 흡수된 골로 모형을 설계하였고, 포오스트의 길이는 선학의 연구<sup>44)</sup>에 따라서 전장이 12 mm인 포오스트로 근단에서 5 mm의 거리를 두어 설정하였다. 포오스트의 재질은 제3형 금합금과 비귀금속인 코발트 크롬으로 가정하였다.<sup>18,23)</sup>

이를 토대로 삼차원 유한요소모형을 제작하였으며, 각각의 모형은 정상골의 경우에는 3669개의 절점과 2876개의 요소로, 2 mm 흡수골은 3669개의 절점과 2860개의 요소로, 4 mm 흡수골 모형은 3355개의 절점과 2588개의 요소로, 6 mm 흡수골 모형은 3355개의 절점과 2576개의 요소로 구성되었다. 사용된 요소의 형식은 8개의 절점으로 이루어진 육면체(#5 Birck-8 node)였다.

본 연구에 사용된 유한요소모형은 법랑질, 상아질, 치주인대, 치밀골, 해면골, 도재, 제3형 금합금, 코발트 크롬 합금, 인산아연시멘트, 깃터 퍼쳐로 구성되었으며, 재료의 물성은

Table 1. Material properties in the finite element models

Material	Modulus of Elasticity (E Mpa)	Poisson's Ratio ( $\nu$ )
Enamel	$8.25 \times 10^4$	0.33
Dentin	$1.86 \times 10^4$	0.31
Cortical bone	$1.37 \times 10^4$	0.30
Cancellous bone	$1.37 \times 10^4$	0.30
Porcelain	$6.90 \times 10^4$	0.28
Gold	$7.70 \times 10^4$	0.33
Co-Cr	$2.00 \times 10^4$	0.33
ZPC	$2.20 \times 10^4$	0.35
Periodontal ligament	68.9	0.45
Gutta percha	0.69	0.45

선학들의 보고<sup>3, 9, 23, 32, 34, 57)</sup>를 참고하였다. (표 1) 설정된 힘의 방향은 절단면에 설측에서 순측으로 치아 장축과 45°의 방향을 이루도록 하중을 가한 경우(Fa)와 순면 최대 풍류부에서 치아 장축과 수직으로 수평력을 가한 경우(Fb) 두가지였고, 각각의 von Mises 응력과 순설 방향으로의 변위를 관찰했으며, 설정한 하중의 크기는 300N이었다.<sup>33)</sup> 응력과 변위에 대한 정량분석은 치아의 중앙시상절단면(midsagittal section)에서 평가하였으며, 치근내 상아질에서의 응력은 치근내 상아질의 중앙 절점(26개)에서, 포오스트 내부의 응력은 포오스트 내부의 중앙 절점(13개)에서, 그리고 변위는 포오스트와 시멘트의 계면 절점(15개)에서 분석하였다. 본 분석에 사용된 유한요소 프로그램은 Algor Interactive System사의 SuperSap finite element analysis 프로그램을 사용하였다.

### III. 연구 성적

#### 1. 절단면에 설측에서 순측을 향하여 치아 장축에 45°방향으로 힘을 가한 경우(Fa)

Fa 모형의 von Mises 응력값과 포오스트 시멘트 계면에서의 변위는 각각 정중시상절단면(midsagittal section)에서 평가하였다. 치근상아질 내 응력, 포오스트 내 응력, 그리고 포오스트와 시멘트 계면에서의 변위는 표 2, 4, 6과 그림 1, 3, 5에 나타난 바와 같다.

#### a. 치근내 상아질에서의 응력분포

금합금 포오스트의 상아질 내의 응력분포는 표 2와 그림 1에 나타난 바와 같다. 포오스트의 첨단부 상아질과 순설측 치근 중앙 상아질에 주된 응력집중을 보였고, 정상골과 2 mm 흡수골 모형에서 가장 큰 응력 집중을 보인 부분은 모두 치근의 순측 중앙 상아질 부위였다. 한편 4 mm 흡수골 모형과 6 mm 흡수골 모형에서 가장 큰 응력을 보인 곳은 포오스트 첨단 상아질 부위로 나타났다. 또한 포오스트 침부 상아질 내의 응력은 4 mm와 6 mm 흡수골 모형에서는 설측 부위에 더 우세했고, 한편 정상골과 2 mm 흡수골 모형에서는 순측에 더 우세한 양상을 보였다. 치근 중앙부 순설측 응력은 모두 순측에서 우세하였으며, 이 응력은 또한 정상골 모형과 2 mm 흡수골 모형에서는 포오스트 첨단 상아질 부의 응력보다도 더 컸다. 한편 포오스트의 첨단부 상아질 내의 응력은 4 mm 흡수골 모형에서부터 뚜렷한 양상을 보이면서 증가되었으며 치조골의 흡수가 진행됨에 따라서 순설측 치근 중앙부 상아질의 응력이 포오스트의 첨단 주변 상아질을 중심으로 분포하는 양상을 띄었다.

비귀금속 포오스트의 응력분포 양상은 표 2와 그림 1에 나타난 바와 같다. 주된 응력은 포오스트 침부 상아질과 치근 순설측 중앙부에 집중되었다. 모든 모형에서 가장 큰 응력은 포오스트의 침부 상아질에 나타났다. 포오스트 침부 상아질에서의 응력 양상은 정상골 모형과

2 mm 흡수골 모형에서는 순측에, 4 mm 흡수골 모형과 6 mm 흡수골 모형에서는 설측에서 더 두드러진 양상을 보였다. 치근 중앙부 순설측 응력은 금합금 포오스트보다 작게 나타났고 주로 순측에서 더 우세했다. 그러나 포오스트 첨부 상아질에서의 응력은 금합금 포오스트보다는 약간 크게 나타났다. 치조골의 흡수가 진행됨에 따라서 순설측 치근 중앙부의 응력이 포오스트 주변 상아질을 중심으로 분포하는 양상을 보였고 그 양상은 순측으로 치우쳐 나타났다.

b. 포오스트 내부의 응력

포오스트 내부 응력분포 양상은 표 4와 그림 3에 나타난 바와 같다. 금합금 포오스트의 경우 응력분포 양상은 포오스트의 첨단 1/3에 집중되는 양상을 보였다. 가장 큰 응력값은 모든 모형에서 포오스트의 최첨단에서 나타났을 뿐이었고, 각각의 응력 분포 양상에는 큰 차이를 보이지 않았으며, 단지 응력값에 있어서 치조골의 흡수가 증가됨에 따라서 그 값이 증가되는 양상을 보였다. 한편 응력값의 증가는 4 mm 흡수골 모형에서부터 급격한 응력값의 증가를 나타낸 반면, 4 mm 흡수골 모형과 6 mm 흡수골 모형 간에는 큰 응력값의 차이를 보이지

Table 2. von Mises stresses of the dentin on the midsagittal section (diagonal force) (Mpa)

	A1G	A2G	A3G	A4G	A1M	A2M	A3M	A4M
1	2.93E+01	2.01E+01	3.01E+01	3.05E+01	2.81E+01	3.27E+01	2.94E+01	2.94E+01
2	3.40E+01	3.23E+01	3.59E+01	3.60E+01	3.29E+01	3.19E+01	3.47E+01	3.47E+01
3	3.98E+01	3.58E+01	4.37E+01	4.37E+01	3.84E+01	3.45E+01	4.17E+01	4.17E+01
4	4.20E+01	4.71E+01	5.26E+01	4.99E+01	4.06E+01	4.46E+01	4.98E+01	4.75E+01
5	4.45E+01	5.27E+01	6.45E+01	5.51E+01	4.31E+01	4.87E+01	6.09E+01	5.30E+01
6	4.78E+01	4.70E+01	7.65E+01	6.60E+01	4.53E+01	4.25E+01	6.98E+01	6.20E+01
7	4.58E+01	4.68E+01	7.82E+01	8.56E+01	4.23E+01	4.22E+01	6.78E+01	7.54E+01
8	3.90E+01	4.47E+01	6.92E+01	9.06E+01	3.50E+01	3.96E+01	5.66E+01	7.56E+01
9	3.68E+01	4.83E+01	6.08E+01	8.41E+01	3.24E+01	4.19E+01	4.92E+01	7.06E+01
10	2.97E+01	4.09E+01	6.01E+01	7.58E+01	2.45E+01	3.29E+01	4.50E+01	6.68E+01
11	3.00E+01	4.26E+01	7.07E+01	8.05E+01	2.62E+01	3.64E+01	5.95E+01	7.46E+01
12	4.39E+01	6.24E+01	1.17E+02	1.69E+02	4.82E+01	6.75E+01	1.25E+02	1.79E+02
13	3.16E+01	4.35E+01	7.90E+01	1.26E+02	4.02E+01	5.49E+01	9.64E+01	1.41E+02
14	5.35E+01	7.09E+01	6.86E+01	1.00E+02	6.84E+01	9.00E+01	8.48E+01	1.17E+02
15	5.16E+01	6.85E+01	6.08E+01	8.78E+01	6.48E+01	8.49E+01	7.34E+01	1.01E+02
16	4.64E+01	6.10E+01	1.02E+02	1.29E+02	5.07E+01	6.61E+01	1.11E+02	1.40E+02
17	4.53E+01	5.84E+01	8.87E+01	1.12E+02	4.10E+01	5.23E+01	8.04E+01	1.07E+02
18	4.54E+01	5.81E+01	8.12E+01	1.05E+02	3.73E+01	4.70E+01	6.49E+01	9.23E+01
19	4.76E+01	6.09E+01	7.94E+01	1.17E+02	3.87E+01	4.91E+01	6.23E+01	9.88E+01
20	5.29E+01	6.18E+01	8.95E+01	1.21E+02	4.28E+01	4.88E+01	6.97E+01	9.93E+01
21	6.19E+01	6.61E+01	9.81E+01	1.08E+02	5.21E+01	5.41E+01	8.03E+01	9.06E+01
22	6.90E+01	7.40E+01	9.82E+01	8.90E+01	5.99E+01	6.21E+01	8.38E+01	7.74E+01
23	6.95E+01	8.57E+01	9.14E+01	8.52E+01	6.14E+01	7.48E+01	8.02E+01	7.55E+01
24	6.60E+01	8.27E+01	8.06E+01	7.77E+01	5.88E+01	7.39E+01	7.16E+01	6.94E+01
25	5.43E+01	5.72E+01	5.95E+01	5.83E+01	4.83E+01	5.22E+01	5.32E+01	5.21E+01
26	4.41E+01	3.69E+01	4.56E+01	4.52E+01	4.29E+01	3.95E+01	4.53E+01	4.46E+01

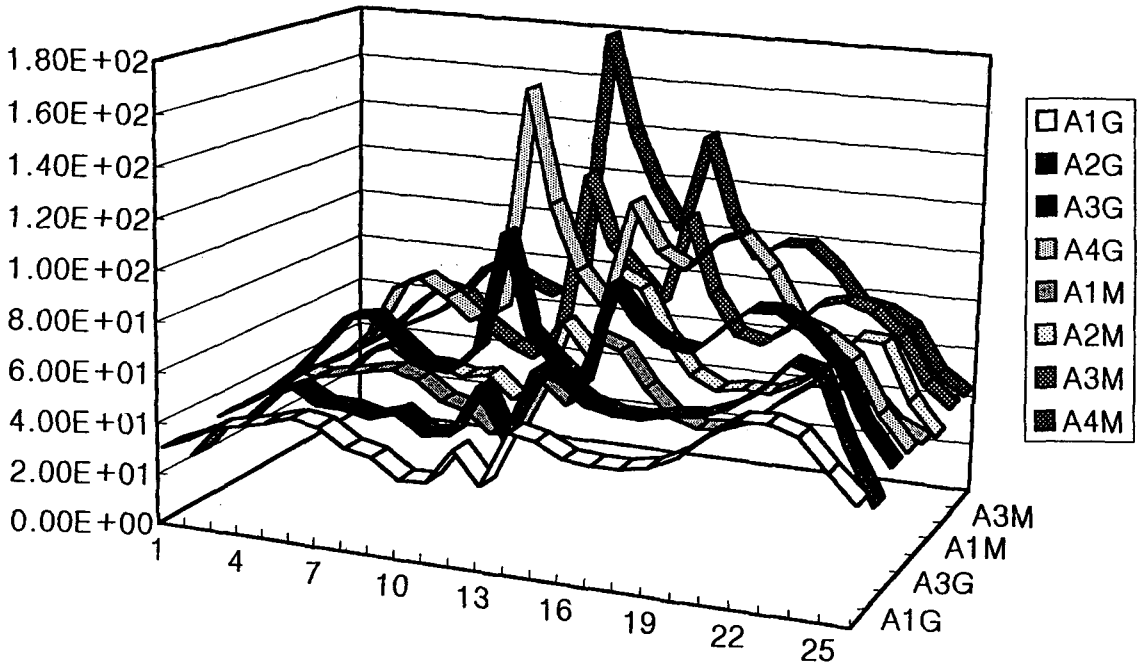


Fig. 1. von Mises stresses of the dentin on the midsagittal section (diagonal force).

A1G : Normal bone with gold post

A3G : 4mm resorbed bone with gold post

A1M : Normal bone with metal post

A3M : 4mm resorbed bone with metal post

A2G : 2mm resorbed bone with gold post

A4G : 6mm resorbed bone with gold post

A2M : 2mm resorbed bone with metal post

A4M : 6mm resorbed bone with metal post

않았다. 비귀금속 포오스트의 포오스트 내부의 응력 분포는 금합금 포오스트보다 응력값에 있어서는 약 1.5 배나 증가된 양상을 보였으며 응력의 분포가 포오스트의 중앙 1/3 부위까지 광범위하게 분포되었다. 그러나 최대 응력값은 역시 포오스트의 침단부에서 나타났다. 금합금 포오스트에서와 같이 응력값의 증가가 4 mm 흡수골 모형부터는 두드러지게 나타났으며, 이 모형과 6 mm 흡수골 모형과의 응력은 큰 차이를 보이지 않았다.

### c. 포오스트와 시멘트 계면에서의 변위

포오스트와 시멘트 계면에서의 변위는 표 6 과 그림 5에 나타난 바와 같다. 금합금 포오스트의 포오스트 시멘트 계면에서의 변위는 방향이 순측이었으며, 가장 큰 변위를 보인 부분은 포오스트의 경부 계면 부위로 모든 모형에서 설측보다는 순측에서 약간 크게 변위

되었다. 변위량은 치조골의 흡수가 진행된 모형으로 진행됨에 따라서 변위량의 증가가 있었으며 6 mm 흡수골 모형에서는 가장 큰 변위를 보였다. 가장 작은 변위를 보인 부위는 포오스트의 침단부 계면이었다. 비귀금속 포오스트의 변위 양상은 금합금 포오스트와 비슷했으나 변위량은 약간 적게 나타났다.

### 2. 순면 최대풍릉부에 치아 장축과 수직으로 설측을 향하여 힘을 가한 경우(Fb)

Fb 모형의 von Mises 응력값과 포오스트 시멘트 계면에서의 변위는 각각 정중시상절단면(midsagittal section)에서 평가하였다. 치근 상아질 내 응력, 포오스트 내 응력, 그리고 포오스트와 시멘트 계면에서의 변위는 표 3, 5, 7 과 그림 2, 4, 6에 나타난 바와 같다.

a. 치근 내 상아질에서의 응력

치근내 상아질 응력양상은 표 3 과 그림 2에 나타난 바와 같다. 그 양상은 Fa와 유사하나 응력은 다소 적게 나타났다. 금합금 포오스트의 주된 응력은 포오스트 첨단부 상아질에 집중되어서 나타났고, 또한 순설측 치근 중앙부 상아질에도 응력이 집중되었다. 비귀금속 포오스트의 순설측 치근 중앙부 상아질 부위 응력은 금합금 포오스트에 비해 다소 작게 나타났으나, 포오스트 첨단 주변 상아질 응력은 약간 더 크게 나타났다.

b. 포오스트 내의 응력

포오스트 내부의 응력 분포는 표 5 와 그림 4에 나타난 바와 같다. 포오스트 내의 응력 양상은 전반적으로 Fa와 유사하게 나타났다. 포오스트 내의 주된 응력은 금합금 포오스트의 경우는 첨단 1/3에, 비귀금속 포오스트의 경우는 응력 분포의 범위가 중앙 1/3 부위까지 파급된 양상을 보였다. 그러나 전반적인 응력 값은 Fa에 비해서 작게 나타났다.

c. 포오스트와 시멘트 계면에서의 변위

포오스트와 시멘트 계면에서의 변위 양상은

Table 3. von Mises stresses of the dentin on the midsagittal section (horizontal force) (Mpa)

	B1G	B2G	B3G	B4G	B1M	B2M	B3M	B4M
1	1.53E+01	1.07E+01	1.65E+01	1.64E+01	1.53E+01	1.17E+01	1.65E+01	1.63E+01
2	1.85E+01	1.89E+01	2.02E+01	2.03E+01	1.79E+01	1.84E+01	1.94E+01	1.94E+01
3	2.40E+01	2.308E+01	2.74E+01	2.76E+01	2.30E+01	2.18E+01	2.56E+01	2.577E+01
4	2.80E+01	3.44E+01	3.71E+01	3.58E+01	2.65E+01	3.19E+01	3.42E+01	3.29E+01
5	2.77E+01	3.93E+01	4.62E+01	3.99E+01	2.60E+01	3.54E+01	4.21E+01	3.67E+01
6	2.94E+01	3.51E+01	5.74E+01	4.93E+01	2.70E+01	3.05E+01	5.05E+01	4.46E+01
7	2.86E+01	3.31E+01	6.14E+01	6.87E+01	2.55E+01	2.86E+01	5.12E+01	5.84E+01
8	2.50E+01	3.14E+01	5.64E+01	7.86E+01	2.15E+01	2.64E+01	4.46E+01	6.43E+01
9	2.39E+01	3.46E+01	4.778E+01	7.57E+01	2.03E+01	2.90E+01	3.74E+01	6.27E+01
10	2.09E+01	3.14E+01	5.08E+01	7.33E+01	1.67E+01	2.46E+01	3.78E+01	6.53E+01
11	2.16E+01	3.346E+01	6.07E+01	7.65E+01	1.87E+01	2.82E+01	5.13E+01	7.13E+01
12	3.37E+01	5.07E+01	1.03E+02	1.59E+02	3.72E+01	5.50E+01	1.10E+02	1.68E+02
13	2.47E+01	3.59E+01	7.23E+01	1.21E+02	3.08E+01	4.47E+01	8.70E+01	1.35E+02
14	3.88E+01	5.42E+01	5.72E+01	8.74E+01	4.97E+01	6.88E+01	7.04E+01	1.01E+02
15	3.72E+01	5.18E+01	5.16E+01	7.79E+01	4.68E+01	6.42E+01	6.16E+01	8.87E+01
16	3.28E+01	4.50E+01	8.28E+02	1.10E+02	3.63E+01	4.94E+01	9.06E+02	1.20E+02
17	3.06E+01	4.14E+01	6.88E+01	9.25E+02	2.82E+01	3.76E+01	6.33E+01	9.03E+01
18	2.98E+01	4.01E+01	6.06E+01	8.46E+02	2.47E+01	3.26E+01	4.87E+01	7.51E+01
19	3.01E+01	4.09E+01	5.74E+01	9.16E+02	2.46E+01	3.31E+01	4.52E+01	7.81E+01
20	3.27E+01	4.05E+01	6.47E+01	9.31E+02	2.64E+01	3.18E+01	5.02E+01	7.70E+01
21	3.69E+01	4.241E+01	6.79E+01	7.828E+02	3.10E+01	3.46E+01	5.54E+01	6.55E+01
22	3.94E+01	4.71E+01	6.43E+01	5.79E+01	3.44E+01	3.95E+01	5.48E+01	5.08E+01
23	3.77E+01	5.46E+01	5.62E+01	5.20E+01	3.36E+01	4.75E+01	4.96E+01	4.67E+01
24	3.57E+01	5.26E+01	4.81E+01	4.61E+01	3.23E+01	4.69E+01	4.33E+01	4.20E+01
25	2.70E+01	3.39E+01	3.18E+01	3.08E+01	2.49E+01	3.12E+01	2.96E+01	2.88E+01
26	1.77E+01	1.94E+01	2.00E+01	1.94E+01	1.85E+01	2.08E+01	2.18E+01	2.12E+01

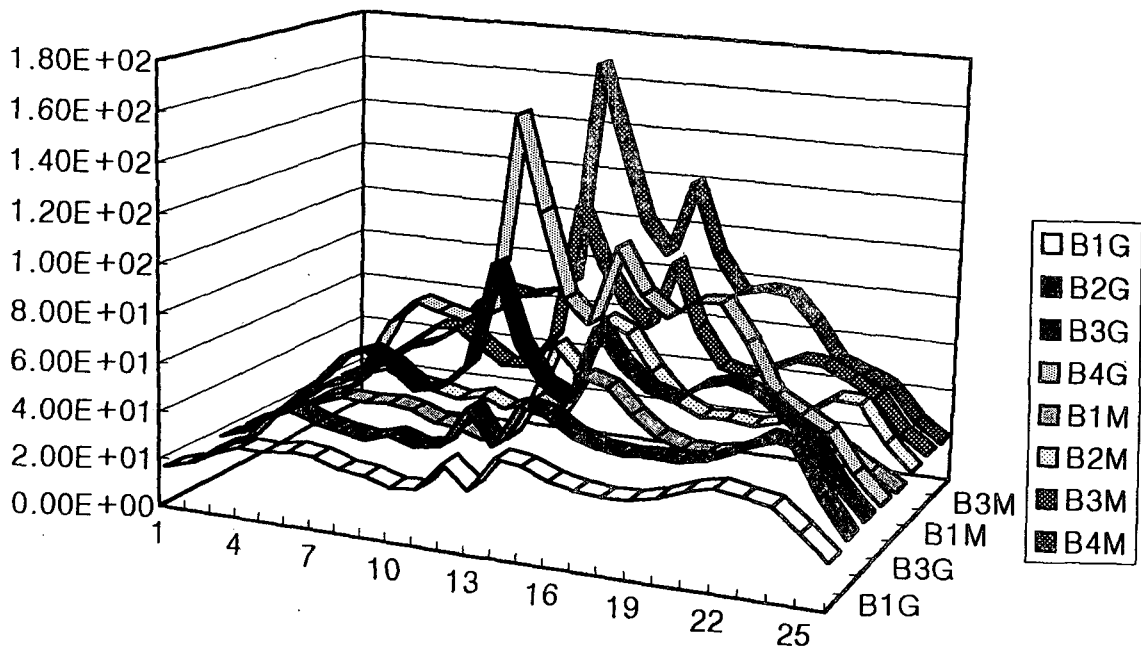


Fig. 2. von Mises stresses of the dentin on the midsagittal section (horizontal force).

B1G : Normal bone with gold post                      B2G : 2mm resorbed bone with gold post  
 B3G : 4mm resorbed bone with gold post            B4G : 6mm resorbed bone with gold post  
 B1M : Normal bone with metal post                B2M : 2mm resorbed bone with metal post  
 B3M : 4mm resorbed bone with metal post        B4M : 6mm resorbed bone with metal post

Table 4. von Mises stresses of the post on the midsagittal section (diagonal force) (Mpa)

	A1G	A2G	A3G	A4G	A1M	A2M	A3M	A4M
1	3.88E+01	2.62E+01	3.90E+01	3.97E+01	5.97E+01	4.25E+01	5.84E+01	5.95E+01
2	4.96E+01	3.37E+01	5.06E+01	5.17E+01	8.37E+01	6.12E+01	8.36E+01	8.49E+01
3	5.07E+01	4.28E+01	5.36E+01	5.43E+01	9.87E+01	8.12E+01	1.00E+02	1.01E+02
4	6.42E+01	7.05E+01	7.75E+01	7.40E+01	1.40E+02	1.36E+02	1.59E+02	1.56E+02
5	7.98E+01	7.09E+01	9.37E+01	9.15E+01	1.88E+02	1.85E+02	2.28E+02	2.21E+02
6	1.05E+02	1.21E+02	1.46E+02	1.34E+02	2.28E+02	2.56E+02	3.19E+02	2.99E+02
7	9.39E+01	1.15E+02	1.49E+02	1.26E+02	1.77E+02	2.14E+02	2.77E+02	2.50E+02
8	1.31E+02	1.78E+02	2.50E+02	2.12E+02	2.39E+02	3.14E+02	4.35E+02	3.95E+02
9	1.23E+02	1.68E+02	2.39E+02	2.07E+02	2.11E+02	2.82E+02	3.97E+02	3.69E+02
10	1.59E+02	2.23E+02	3.38E+02	2.91E+02	2.68E+02	3.65E+02	5.40E+02	5.02E+02
11	1.55E+02	2.16E+02	3.70E+02	3.41E+02	2.54E+02	3.43E+02	5.63E+02	5.55E+02
12	2.08E+02	2.93E+02	4.99E+02	4.93E+02	3.33E+02	4.60E+02	7.49E+02	7.77E+02
13	7.47E+01	9.93E+01	1.27E+02	1.56E+02	1.17E+02	1.52E+02	1.83E+02	2.24E+02

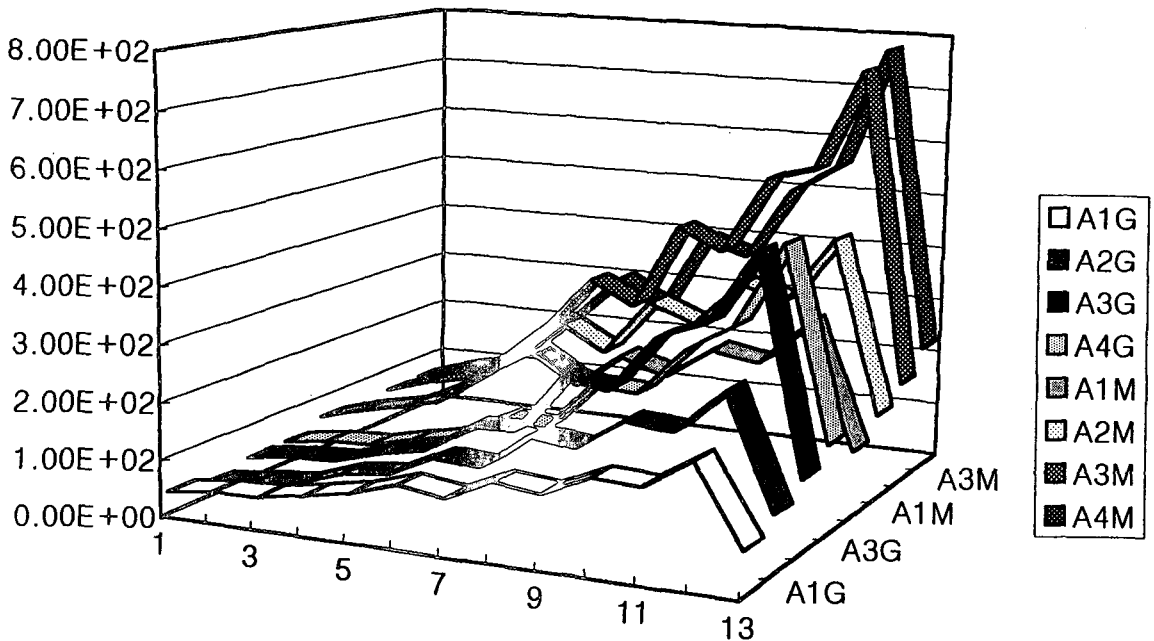


Fig. 3. von Mises stresses of the post on the midsagittal section (diagonal face).

A1G : Normal bone with gold post                      A2G : 2mm resorbed bone with gold post  
A3G : 4mm resorbed bone with gold post            A4G : 6mm resorbed bone with gold post  
A1M : Normal bone with metal post                  A2M : 2mm resorbed bone with metal post  
A3M : 4mm resorbed bone with metal post        A4M : 6mm resorbed bone with metal post

Table 5. von Mises stresses of the post on the midsagittal section (horizontal force) (Mpa)

	B1G	B2G	B3G	B4G	B1M	B2M	B3M	B4M
1	3.80E+01	3.13E+01	3.92E+01	3.94E+01	4.99E+01	4.27E+01	5.24E+01	5.21E+01
2	4.23E+01	3.60E+01	4.67E+01	4.63E+01	5.97E+01	5.49E+01	6.74E+01	6.63E+01
3	3.73E+01	3.84E+01	4.62E+01	4.43E+01	5.57E+01	5.63E+01	6.55E+02	6.34E+02
4	4.36E+01	5.54E+01	6.21E+01	5.64E+01	8.27E+02	9.14E+02	1.06E+02	1.00E+02
5	4.60E+01	5.27E+01	6.00E+01	5.66E+01	1.11E+02	1.17E+02	1.45E+02	1.40E+02
6	6.44E+01	8.21E+01	1.03E+02	9.22E+01	1.43E+02	1.75E+02	2.26E+02	2.10E+02
7	5.69E+01	7.88E+02	1.13E+02	9.25E+01	1.11E+02	1.47E+02	2.06E+02	1.84E+02
8	8.82E+01	1.30E+02	2.02E+02	1.742E+02	1.63E+02	2.31E+02	3.48E+02	3.235E+02
9	8.25E+01	1.23E+02	1.91E+02	1.70E+02	1.44E+02	2.08E+02	3.19E+02	3.03E+02
10	1.11E+02	1.67E+02	2.77E+02	2.45E+02	1.88E+02	2.74E+02	4.41E+02	4.21E+02
11	1.12E+02	1.65E+02	3.10E+02	2.97E+02	1.82E+02	2.62E+02	4.69E+02	4.78E+02
12	1.52E+02	2.28E+02	4.23E+02	4.33E+02	2.43E+02	3.56E+02	6.32E+02	6.80E+02
13	5.26E+01	7.34E+01	1.02E+02	1.34E+02	8.22E+01	1.132E+02	1.49E+02	1.92E+02



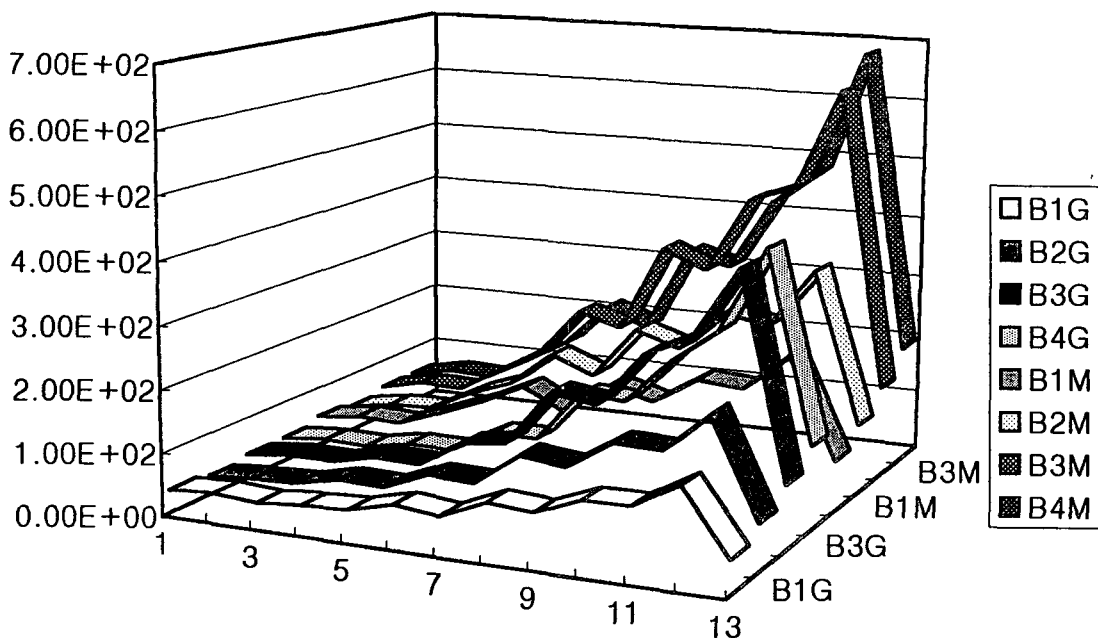


Fig. 4. von Mises stresses of the post on the midsagittal section (horizontal force).

B1G : Normal bone with gold post                      B2G : 2mm resorbed bone with gold post  
 B3G : 4mm resorbed bone with gold post            B4G : 6mm resorbed bone with gold post  
 B1M : Normal bone with metal post                B2M : 2mm resorbed bone with metal post  
 B3M : 4mm resorbed bone with metal post        B4M : 6mm resorbed bone with metal post

Table 6. Displacement of the post-cement interface on the midsagittal section (diagonal force) (Mpa)

	A1G	A2G	A3G	A4G	A1M	A2M	A3M	A4M
1	3.04E-01	3.42E-01	4.82E-01	7.25E-01	3.01E-01	3.38E-01	4.67E-01	7.11E-01
2	2.64E-01	2.97E-01	4.16E-01	6.32E-01	2.62E-01	2.93E-01	4.05E-01	6.21E-01
3	2.26E-01	2.54E-01	3.53E-01	5.43E-01	2.25E-01	2.5E-01	3.46E-01	5.36E-01
4	1.86E-01	2.07E-01	2.85E-01	4.44E-01	1.87E-01	2.07E-01	2.81E-01	4.40E-01
5	1.44E-01	1.57E-01	2.10E-01	3.32E-01	1.45E-01	1.58E-01	2.10E-01	3.31E-01
6	9.92E-02	1.05E-01	1.32E-01	2.09E-01	1.00E-01	1.06E-01	1.34E-01	2.10E-01
7	5.73E-02	5.72E-02	6.23E-02	9.31E-02	5.69E-02	5.68E-02	6.16E-02	9.21E-02
8	5.05E-02	4.96E-02	5.11E-02	7.46E-02	4.99E-02	4.88E-02	4.99E-02	7.32E-02
9	6.21E-02	6.27E-02	7.06E-02	1.07E-01	6.20E-02	6.27E-02	7.03E-02	1.06E-01
10	1.00E-01	1.06E-01	1.35E-01	2.13E-01	1.02E-01	1.08E-01	1.36E-01	2.14E-01
11	1.43E-01	1.56E-01	2.09E-01	3.30E-01	1.45E-01	1.58E-01	2.09E-01	3.29E-01
12	1.91E-01	2.13E-01	2.93E-01	4.57E-01	1.92E-01	2.12E-01	2.89E-01	4.52E-01
13	2.56E-01	2.88E-01	4.03E-01	6.14E-01	2.54E-01	2.85E-01	3.93E-01	6.04E-01
14	2.95E-01	3.33E-01	4.68E-01	7.05E-01	2.92E-01	3.28E-01	4.54E-01	6.92E-01
15	3.48E-01	3.91E-01	5.53E-01	8.24E-01	3.42E-01	3.85E-01	5.34E-01	8.07E-01

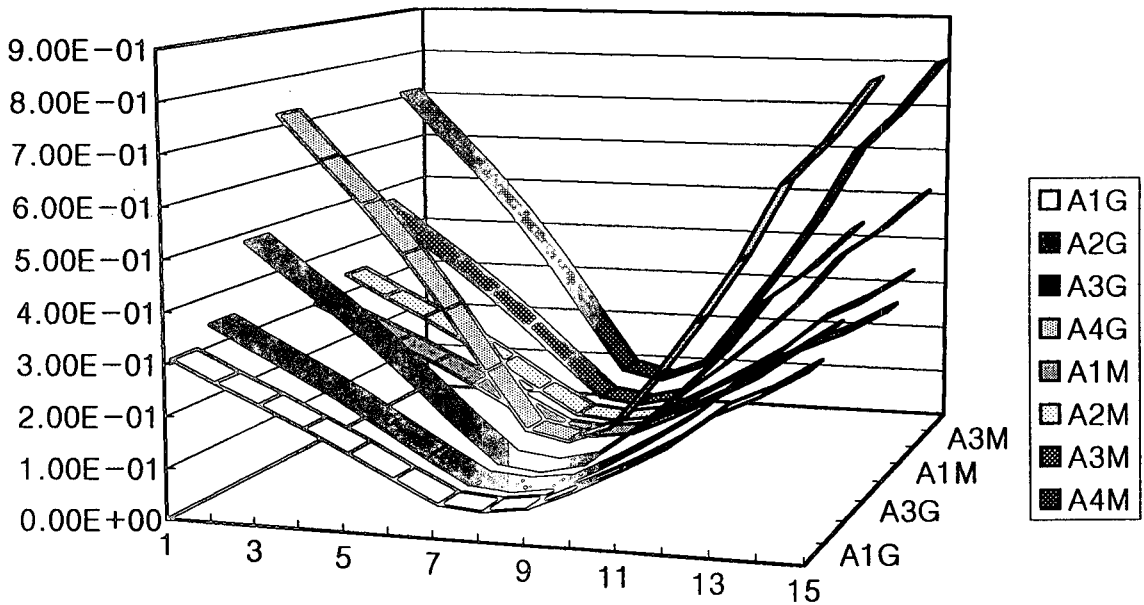


Fig. 5. Displacement of the post-cement interface on the midsagittal section (diagonal force).

A1G : Normal bone with gold post                      A2G : 2mm resorbed bone with gold post  
A3G : 4mm resorbed bone with gold post            A4G : 6mm resorbed bone with gold post  
A1M : Normal bone with metal post                  A2M : 2mm resorbed bone with metal post  
A3M : 4mm resorbed bone with metal post        A4M : 6mm resorbed bone with metal post

Table 7. Displacement of the post-cement interface on the midsagittal section(horizontal force)

	B1G	B2G	B3G	B4G	B1M	B2M	B3M	B4M
1	-2.89E-01	-3.24E-01	-4.55E-01	-6.95E-01	-2.86E-01	-3.20E-01	-4.43E-01	-6.84E-01
2	-2.54E-01	-2.85E-01	-3.97E-01	-6.10E-01	-2.53E-01	-2.81E-01	-3.88E-01	-6.01E-01
3	-2.21E-01	-2.47E-01	-3.41E-01	-5.29E-01	-2.21E-01	-2.45E-01	-3.35E-01	-5.22E-01
4	-1.86E-01	-2.05E-01	-2.79E-01	-4.36E-01	-1.86E-01	-2.05E-01	-2.76E-01	-4.32E-01
5	-1.47E-01	-1.59E-01	-2.10E-01	-3.29E-01	-1.48E-01	-1.60E-01	-2.10E-01	-3.28E-01
6	-1.05E-01	-1.10E-01	-1.37E-01	-2.12E-01	-1.06E-01	-1.11E-01	-1.38E-01	-2.13E-01
7	-6.46E-02	-6.48E-02	-7.02E-02	-1.01E-01	-6.43E-02	-6.46E-02	-6.96E-02	-9.99E-02
8	-5.81E-02	-5.76E-02	-5.95E-02	-8.30E-02	-5.77E-02	-5.71E-02	-5.87E-02	-8.19E-02
9	-6.93E-02	-7.02E-02	-7.82E-02	-1.14E-01	-6.93E-02	-7.02E-02	-7.80E-02	-1.13E-01
10	-1.06E-01	-1.12E-01	-1.39E-01	-2.16E-01	-1.07E-01	-1.13E-01	-1.40E-01	-2.17E-01
11	-1.46E-01	-1.58E-01	-2.09E-01	-3.28E-01	-1.47E-01	-1.59E-01	-2.09E-01	-3.27E-01
12	-1.90E-01	-2.10E-01	-2.87E-01	-4.48E-01	-1.91E-01	-2.10E-01	-2.83E-01	-4.44E-01
13	-2.47E-01	-2.77E-01	-3.86E-01	-5.94E-01	-2.46E-01	-2.74E-01	-3.77E-01	-5.85E-01
14	-2.81E-01	-3.15E-01	-4.43E-01	-6.77E-01	-2.79E-01	-3.12E-01	-4.31E-01	-6.66E-01
15	-3.25E-01	-3.65E-01	-5.16E-01	-7.85E-01	-3.21E-01	-3.60E-01	-5.01E-01	-7.70E-01

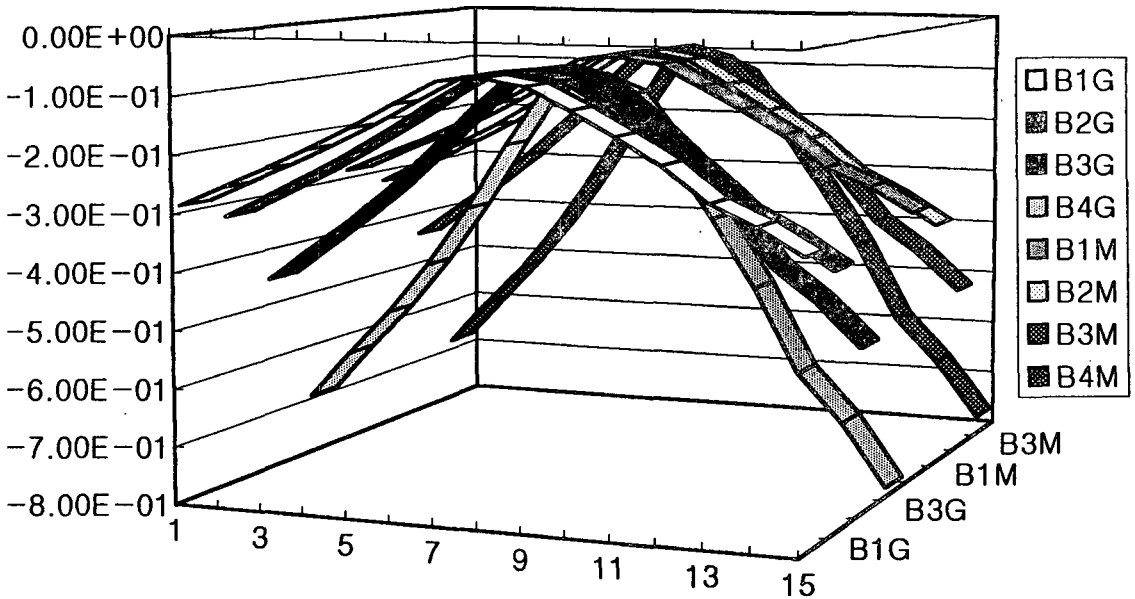


Fig. 6. Displacement of the post-cement interface on the midsagittal section(horizontal force).

- |   |   |
|---|---|
| B1G : Normal bone with gold post        | B2G : 2mm resorbed bone with gold post  |
| B3G : 4mm resorbed bone with gold post  | B4G : 6mm resorbed bone with gold post  |
| B1M : Normal bone with metal post       | B2M : 2mm resorbed bone with metal post |
| B3M : 4mm resorbed bone with metal post | B4M : 6mm resorbed bone with metal post |

표 7 과 그림 6에 나타난 바와 같다.

변위는 Fa와 유사하게 절단면에서 가장 큰 변위를 보이나, 변위의 방향은 설측이었다. 변위량은 약간 작게 나타났으나 경향은 거의 일정한 양상으로 나타났다. 설측으로 하중을 가했으므로 Fa와 변위의 방향에 있어 반대 양상을 보이나, 전반적인 경향은 유사하고 변위량은 약간 작게 나타났다.

#### IV. 총괄 및 고안

치과 수복물은 이를 지지하는 지대치, 치근막, 치조골 등에 저작력을 비롯한 외력에 의한 생리적인 한계를 넘는 과도한 하중이 전달되지 않도록 해야하고, 균등한 응력분산을 도모하여야 함은 보철물의 설계시 고려해야 할 매우 중요한 요소이다.<sup>55)</sup> 일반적으로 보철물에 대한 역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기가

곤란하기 때문에 실험과 유사한 모형을 제작하여 간접적인 방법으로 측정한다.<sup>49)</sup> 종래의 생체 역학적인 문제에 관한 연구 방법으로는 strain gauge법, holography법, brittle coating법, 기계적인 파절 실험, 광탄성법, 및 유한요소법<sup>11, 35, 46, 56, 59)</sup> 등의 여러 방법이 소개되어 치의학 연구에 활용되고 있다.

유한요소법은 1956년 Tuner 등의 항공기 구조에 관한 해석을 계기로 공학, 순수 과학<sup>56)</sup> 분야는 물론 현재 치의학 분야에서도 많은 응용을 하고있는 방법이다. 치의학 분야에서는 단순화 시킨 모형에 다양한 2차원 유한요소법적 분석을 시행해 온 바 있다.<sup>3, 5, 9, 12, 15, 16, 23, 32, 34, 50, 51, 53, 55, 57)</sup> 그러나 이는 치아의 모양이 대칭적이지 않다는 점과 입체적인 구조물의 응력이나 변위를 평면으로 표현한다는 점에서 오류를 범할 가능성이 있다.<sup>53)</sup> 이에 반해서 3차원 유한요소법은 오차의 가능성이 있긴 하지만 치아의 복잡한

응력 상태를 더 사실적으로 나타내는데 유리 하리라고 예측할 수 있다.

최근 점차 장기간 치주관리 효과가 증대됨에 따라서 보다 많은 치아가 보존되고 있고 또한 복잡한 술식에 의해서 회복되고 있다. 몇몇 과거의 연구에 의하면 치주적 문제를 갖고 있는 치아를 포오스트로 회복한 경우 치근 파절은 심각한 문제의 하나로 보고된 바 있다. 유한 요소분석은 이처럼 치주적인 문제로 흡수된 치조골을 동반한 치아에 부하가 가해졌을 때 응력분포나 응력값에 대해서 수치적으로 해석해 낼 수 있고, 또한 주어진 상황에서 치근파절의 가능성을 예상할 수도 있다.<sup>34)</sup>

본 연구에 제작된 모형은 건강한 치주조직을 가지고 있는 정상골 모형 즉 백악법랑경계로부터 1 mm 하방에 치조정이 존재하도록 설정한 것과 이로부터 2 mm씩 치조골이 흡수된 모형을 가정하였으며, 심하게 치조골의 흡수를 보인 4 mm 흡수골 모형과 6 mm 흡수골 모형까지 유한요소모형을 제작하였다. 4 mm나 6 mm 치조골 흡수는 치주적으로는 심한 골흡수지만, 이러한 치아에 대한 성공적인 회복 증례는 이미 보고된 바 있다.<sup>25, 29)</sup> 그리고 사용한 포오스트는 paralalled 포오스트로 이 포오스트는 여러 연구에서 유지력이 우수하고 응력분산 효과있다고 보고된 바 있다.<sup>8, 12, 20, 27, 32, 36, 41)</sup> 인산아연시멘트의 사용은 포오스트의 접착에 널리 사용되기 때문에 사용되었다. 최적의 포오스트의 길이에 대해서는 기준으로는 금관과 같은 길이, 치근 전장의 2/3, 근첨부 밀봉을 위한 3 - 5 mm의 것더 퍼쳐를 남기는 길이, 치조골 높이의 1/2 이상 되는 길이 등 다양하다.<sup>2, 4, 7, 24, 31, 39, 43, 45)</sup> 본 분석에 사용한 포오스트 길이는 모든 제작된 모형에 동일하게 설정하였는데, 그 길이는 치근첨부의 밀봉을 위해서 5 mm의 것더 퍼쳐를 남긴 길이였다.<sup>44)</sup> 이 포오스트 길이는 정상골 모형의 경우에는 치조골 높이의 64 %에 해당되고, 각각 2 mm 흡수골 모형은 58 %, 4 mm 흡수골 모형은 50 %, 6 mm 흡수골 모형은 치조골 높이의 37 %에 해당되는 길이였다. 또한 사용한 하중의 크기는 300 N으로 선학의 연구<sup>33)</sup>에 기초한 전치부 최대교합력으로 설정

하였는데 이는 하중에 의한 응력과 변위 양상을 명확히 보기 위해서 설정하였다. 하중의 방향은 두가지로 설정하였는데, Fa 하중은 절단면에 치축의 45°로 설측에서 순측으로 작용시켰으며, 이는 기능시에 하중을 가정하여 설정한 것이다. Fb 하중은 치아의 순면 최대 풍류부에 수직으로 설측을 향해 수평력을 작용시켰으며 이는 외상을 가정한 것이다.<sup>23, 26, 32, 50, 51, 55, 57)</sup> 그리고 다른 저자들의 유한요소분석에서 흔히 사용되는 절단면에 치축 방향으로의 하중<sup>23, 50, 51, 55, 57)</sup>은 임상적으로 흔하게 일어날 수 있는 상황이 아니므로 분석에서 제외시켰다. 포오스트 재질은 흔하게 사용되는 제 3형 금합금과 비귀 금속인 코발트 크롬합금 두가지로 설정하였는데,<sup>18, 23)</sup> 이는 임상적인 사용의 빈도 뿐만아니라 두 재료가 지니는 물성 차이로 인한 응력 양상을 분석하기 위하여 설정하였다.

치조골의 높이가 포오스트로 인한 치근내 상아질에 미치는 응력에 관한 이차원 유한요소분석은 Reinhardt<sup>34)</sup> 등이 시행한 바 있으며, 그는 6 mm 치조골 흡수가 있는 경우 정상 치조골 보다 치근 상아질 내에 응력이 4.4 - 10.2 배나 증가되었고, 이러한 응력의 증가로 치근 파절의 가능성이 있다고 보고한 바 있다. 본 분석에 의하면 포오스트 첨단부 상아질에 응력은 정상골에 비해 2 mm 흡수골은 1.3 - 1.5 배의 응력이 증가되었고, 4 mm 흡수골의 경우는 2.5 - 3.0 배가 증가되었으며, 6 mm 흡수골에서는 3.3 - 4.9 배가 증가되었다. 한편 순설측 치근 증양부 상아질 응력은 2 mm 흡수골에서는 1.2 - 1.4배, 4 mm 흡수골은 1.6 - 1.8 배, 6 mm 흡수골은 2.1 - 2.8 배의 응력 증가를 보였다. 이러한 상아질 내의 응력 증가는 Reinhardt<sup>34)</sup>의 연구 결과보다는 치조골의 흡수에 따른 치근내 응력 증가율이 적은데, 이는 그의 분석이 Plane strain model을 이용했기 때문에 도출된 결과라고 사료된다. Ko<sup>23)</sup> 등은 Plane strain model은 과장된 유한요소분석 결과를 야기하므로, 이 model의 무수치에 대한 응력 평가시 적용함은 타당하지 못하다고 지적한 바 있다. 또한 본 분석에 의하면 포오스트 내부의 응력은 2 mm 흡수골에서는 1.5배, 4

mm 흡수골과 6 mm 흡수골은 2.8 배의 응력 증가를 보였다.(표 2,3,4,5)

Pao<sup>30)</sup> 등은 치조골의 흡수가 진행될수록 포오스트 주변 잔존 상아질에 좁은 띠를 이루며 주응력과 전단응력이 작용한다고 보고한 바 있다. Nyman<sup>29)</sup>과 Langer<sup>25)</sup> 등은 이러한 응력 집중은 치근 파절의 가능성을 암시할 뿐아니라, 임상적으로도 치주질환에 이환된 치아에 포오스트 수복물 장착후 치근 파절은 심각한 문제라고 지적한 바 있다. 본 연구에서도 4 mm 흡수골 모형과 6 mm 흡수골 모형에서 포오스트 주변 상아질로 응력이 집중되어서 나타났고, 이는 Pao<sup>30)</sup> 등의 연구와 유사한 결과를 보였다고 하겠다. 또한 포오스트 첨단부 상아질에 나타나는 응력 집중 현상은 4 mm 흡수골 모형과 비귀금속 포오스트의 경우 상아질의 비례한계인 125 Mpa에 다달았으며, 6mm 흡수골 모형의, 금합금 포오스트와 비귀금속 포오스트에서는 모두 포오스트 첨단부 설측 상아질에 상아질의 항복 강도, 165 Mpa를 초과하는 응력값을 기록하였다.(표 2,3) 일반적으로 상아질과 치조골처럼 소성변형이 나타나지 않는 유약한 탄성체는 압축력보다는 인장력에 매우 약하고 파절은 주로 표면에 발생하는 작은 균열이 쉽게 전파되면서 진행된다.<sup>55)</sup> 이러한 상아질의 특성을 고려할 때 이 부위의 응력 집중과 상아질의 얇은 두께는 치근 파절의 가능성을 시사한다고 할 수 있겠다.

작용시킨 하중의 방향에 따른 상아질과 포오스트 내에 응력은 절단면에 치축과 45°방향으로 설측에서 순측으로 하중을 가한 경우(Fa)와 순면에 최대 풍류부에 수직으로 수평력을 가한 경우(Fb)를 비교해 볼 때, Fb의 응력분포 양상이나 치조골 흡수에 따른 응력값의 증가는 Fa와 유사했으나, 응력값의 절대치에서 보면 Fa의 경우 상아질 내의 응력이 1.1 - 1.7 배, 포오스트 내의 응력은 1.1 - 1.3 배가 더 크게 나타났다.(표 3,5) 이는 하중이 가해진 위치로 인한 결과로 사료된다.

포오스트에 집중된 응력분포 양상은 금합금 포오스트는 주로 포오스트의 첨단 1/3에 집중되어 나타났으며, 이는 Davy<sup>12)</sup> 등의 연구와

유사한 결과를 보였으나, 응력값은 4 mm, 6 mm 흡수골 모형에서 모두 제 3형 금합금의 항복강도인 241 Mpa를 초과하였다. 한편 비귀금속 포오스트의 경우는 응력 분포 양상은 금합금 포오스트와는 다르게 중앙 1/3부위까지 응력이 넓게 분포하여 나타났다. 이 경우 포오스트 첨단부에 가장 큰 응력을 보였으며, 응력값은 4 mm 흡수골과 6 mm 흡수골 모형에서 코발트 크롬의 항복강도인 710 Mpa를 초과했다.(표 4,5) 따라서 포오스트 첨단부의 응력집중과 첨단부 상아질의 응력 양상, 포오스트 형성 과정 중에 치질의 감소 등을 고려해 볼 때 포오스트 첨부에 응력을 최소화 할 수 있는 포오스트의 설계와 포오스트 재질에 대한 고려가 있어야 하리라고 사료된다. 이러한 치조골이 흡수된 치아에 대한 포오스트 설계에 대해서 Pao<sup>30)</sup> 등은 흡수된 치조골을 가진 치아에 tapered-end 포오스트를 적용할 경우 포오스트 주변 상아질에 응력을 1/3 이상 감소시킬 수 있다고 보고한 바 있다.

비귀금속 포오스트는 치조골의 흡수가 진행됨에 따라서 금합금 포오스트에 비해서 포오스트 첨부 상아질과 포오스트 첨부에 응력집중은 크게 나타났으나, 순설측 치근 중앙부 상아질에 응력은 금합금 포오스트보다 적게 나타났다. 정상골 모형에서 순설측 치근 중앙 상아질부의 응력값은 같은 경우의 금합금 포오스트에 비해서 대략 1.2배의 응력 감소 효과를 보였는데 이는 Ko<sup>23)</sup>와 Ho<sup>18)</sup> 등의 연구와 유사한 결과를 보였다. 그러나 치조골의 흡수가 진행된 모형에서는 순설측 치근 중앙 상아질부위 보다는 포오스트의 첨단부 상아질에 응력 집중이 있었으며, 그 응력값은 금합금 포오스트에 비해 대략 1.1 - 1.2 배 증가되었다. 포오스트 내 응력 또한 금합금 포오스트에 비해서 1.5 - 1.6배의 응력 증가를 나타냈다.(표 2,3,4,5)

변위는 절단면에서 가장 많은 변위를 보였으나 설측 절단면에 하중을 가한 경우는 순측으로 변위가 일어났으며, 순측 최대 풍류부에 하중을 가한 경우는 설측으로 변위가 일어났다. 변위의 경향은 포오스트와 시멘트의 계면에서 평가했는데 가장 큰 변위는 모든 경우에서 포

오스트 경부 순설측 계면에서 나타났으며, 포 오스트의 첨단부 계면으로 진행됨에 따라서 감소되는 경향을 보였다. 또한 치조골의 흡수가 진행될수록 변위량은 증가되는 양상을 보였다. 이는 감소된 치조골에 의한 지지 감소로 인한 결과로 사료된다. 또한 비귀금속 포오스트는 금합금 포오스트에 비해서 약간 더 적은 변위를 보였다.(표 6,7)

## V. 결 론

본 연구에서 전형적인 상악 중절치에 치관부 전체가 상실된 것으로 가정하고 근관치료후 통법에 따라서 포오스트 코어와 도재전장주조관을 제작하여 인산아연시멘트로 접착하였다. 이를 바탕으로 정상 치조골 상태와 이로부터 2 mm씩 치조골 흡수가 진행된 3가지 삼차원 유한요소모형인 2 mm, 4 mm, 6 mm 흡수골 모형을 제작하였다. 각각 포오스트의 재질은 제 3형 금합금과 비귀금속인 코발트 크롬 합금으로 정하고, 가한 하중의 크기는 전치부의 최대 교합력인 300 N이었으며, 하중의 방향은 절단면에 치아의 장축 방향에 45°방향으로 설측에서 순측으로 작용시킨 경우(Fa)와 순면에 최대 풍류부에 수직으로 수평력을 가한 경우(Fb)로 나누어서 설정하였다. 이 때 치근내 상아질과 포오스트 내부에 발생한 응력과 포 오스트 시멘트 계면에서의 변위에 관한 삼차원 유한요소 분석으로 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상악 중절치 절단부에 300 N의 하중을 치축에 45°방향으로 설측에서 순측으로 작용 시킨 경우와 순면에 최대풍류부에 수직으로 수평력을 가한 경우에서 응력은 포오스트 첨부 상아질과 포오스트 첨단 1/3부위에 집중되었고, 또한 순설측 치근 중앙상아질 부위에도 응력이 집중되었다. 특히 치근 중앙상아질 부위의 응력은 순측에 더 집중 되었다.
2. 치조골의 흡수가 많을수록 포오스트 첨단부 상아질과 포오스트 첨단부에 과도한 응력의 집중 현상을 보였다. 이러한 현

상은 특히 4 - 6 mm 흡수 모형에서 현저하게 나타났다.

3. 비귀금속 포오스트는 금합금 포오스트보다 포오스트 내부에 응력분포가 포오스트의 중앙 부위까지 파급되었으며, 포오스트 첨단부 상아질에 응력도 다소 크게 나타났다.
4. 포오스트와 시멘트 계면에서의 변위는 포오스트 경부에서 가장 크게 나타났고 이는 치조골의 흡수가 증가에 따라서 커지는 경향을 보였으며, 금합금 포오스트 보다는 비귀금속 포오스트에서 작은 변위를 나타냈다.

## REFERENCES

1. Ash, M.M. : Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 6th ed., W.B. Saunders Co., 1984.
2. Baraban, D.J. : Immediate restoration of pulpless teeth. J Prosthet Dent 28 : 207, 1972
3. Bell, J.G., Smith, M.C., and de Pont, J.J. : Cuspal failures of MOD restored teeth. Aust Dent J 27 : 283, 1982
4. Burnell, S.C. : Improved cast dowel and base for restoring endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc 68 : 39, 1964
5. Caputo, A.A., Gonolis, D., and Matyas, J. : Analysis of resin bonded fixed partial dentures. Quintessence Int 17 : 89, 1986.
6. Carrenza, F.A. : Glickman's clinical periodontology. 7th ed., W.B. Saunders Co., 1990.
7. Christy, J.M., and Pipko, D.J. : Fabrication of dual-post veneer crowns. J Am Dent Assoc 75 : 1419, 1967
8. Colley, E.T., Hampson, E.L., and Lehman, M.L. : Retention of post crowns : An assesment of the relative efficiency of posts different shapes and sizes. Br Dent J 124 : 63, 1968.

9. 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 : 25, 1982
10. Craig, R.G. : Restorative dental materials. 7th ed. St. Louis, C.V. Mosby Co., 1985.
11. Dally, J.W., and Riley, W.F. : Experimental stress analysis. Tokyo, McGraw-Hill, Kogakusha Ltd., 1978.
12. Davy, D.T., Dilley, G.L., and Krejci, R.F. : Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 60 : 1301, 1981.
13. Derand, T. : The principal stress distribution in a root with a loaded post in model experiments. *J Dent Res* 56 : 1463, 1977.
14. Deutsh, A.S., Musikant, B.L., Cavallari, J. C., and Lepley, J.B. : Prefabricated dowels; a literature review. *J Prosthet Dent* 49 : 498, 1983.
15. Farah, J.W., Craig, R.G., and Sikarskie, D. L., : Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 6 : 511, 1973.
16. 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.
17. Guzy, G.E., and Nicholls, J.I. : In vivo comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent* 42 : 39, 1979.
18. Ho, M.H., Lee, S.Y., Chen, H.H., and Lee, M.C. : Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 72 : 367, 1994.
19. Hoag, E.P., and Dwyer, T.G. : A comparative evaluation of the three post and core techniques. *J Prosthet Dent* 47 : 177, 1982.
20. Johnson, J.K., and Sakumura, J.S. : Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 40 : 645, 1978
21. Kantor, M.E., Pines, M.S. : A comparative study of restoration techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 38 : 405, 1977.
22. Kern, S.B., and Fraunhofer, J.A., Mueninghoff, L.A., An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Prosthet Dent* 51 : 509, 1977.
23. Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H., and Lee, M.C. : Effects of post on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 68 : 421, 1992.
24. Kornfeld, M. : Mouth rehabilitation. 2nd ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1974.
25. Langer, B., Stein, S.D., and Wagenberg, B. : An evaluation of root resections. A ten-year study. *J Periodontol* 52 : 719, 1981.
26. Leary, J.M., Jensen, M.E., and Sheth, J.J. : Load transfer of posts and cores to roots through cements. *J Prosthet Dent* 62 : 298, 1989
27. Loney, R.W., Kotowicz, W.E., and McDowell, G.C., : Three dimensional photoelastic analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 63 : 506, 1990
28. Messing, J.J., and Wills, D.J. : Investigation of resistance to stress of screw-threaded crown posts. *J Prosthet Dent* 30 : 278, 1973.
29. Nyman, S., and Lindhe, J. : A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic Treatment of Patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol* 50 : 163, 1979
30. Pao, Y.C., Reinhardt, R.A., and Krejci, R.F. : Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth.

- 57 : 281, 1987.
31. Perel, M., and Muroff, F.I. : Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent* 28 : 405, 1972
  32. Peters, M.C.R.B., Poort, H.W., and Craig, R.G. : Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 62 : 760, 1983.
  33. Ramfjord, S., and Ash, M.M. : Occlusion. 3rd ed., W.B., Saunder Co., 1983.
  34. 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.
  35. Roehy, K.C., Evans, H.R., Griffiths, D.W., and Nethercot, D.A. : The finite element methods; A basic introduction, London, Crosby Lockwood Staples, 1975.
  36. Ruemping, D.R., Lund, M.R., and Schnell, R.J. : Retension of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent* 41 : 159, 1979
  37. Schroeder, A., Sutter, F., and Krekeler, G. : Oral implantology. New York, Thieme Medical Publishers, Inc., 1991.
  38. Shillingburg, H.T., Fisher, D.W., and Whirst, R.B. : Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 24 : 401, 1970
  39. Shillinburg, H.T., and Kessler, J.C. : Restoration of the endodontically treated tooth. Chicago, Quintessence publishing Co., 1982.
  40. Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. : Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 52 : 28, 1984
  41. Sorensen, J.A., and Martinoff, J.T. : Intracoronar reinforcement and coronal coverage : A study of endodontically treated teeth. *J prosthet Dent* 51 : 780, 1984
  42. Trabert, K.C., Caputo, A.A., Abou-Rass M. : Tooth tracture-a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endodontics* 4 : 341, 1978.
  43. Tylman, S.D. : Theory and practice of crown and bridge fixed partial prosthodontics. 6th ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1970.
  44. Waliszewski, K.J., and Sabala, C.L. : Combined endodonti and restorative treatment considerations. *J Prosthet Dent* 40 : 152, 1978.
  45. Wein, F.S. : Endodontic therapy. 2nd ed., St.Louis, The C.V. Mosby Co., 1976
  46. Zienkiewicz, O.C. : The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill Book Co., 1977.
  47. Zmener, O. : Adaptation of threaded dowels to dentin. *J Prosthet Dent* 43 : 530, 1980.
  48. 김석균 : 치과 심미 개론. 지성출판사, 1993.
  49. 김준연 : 구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성학적 분석. 대한치과의사협회지 19 : 593, 1951.
  50. 김진, 방몽숙 : 지대치의 형태에 따른 post core의 치근내부 및 지지조직의 응력분석. 대한치과보철학회지 31 : 468, 1993.
  51. 류선열, 양홍서 : Post의 형태에 따른 치근내부와 지지조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구. 대한치과의사협회지 26 : 737, 1988.
  52. 한무현, 최부병 : 유한요소법에 의한 Telescopic Crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희 치대 논문집 4 : 241, 1982.
  53. 박창근, 이선형 : 최대교합 및 기능교합시 하악구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구. 서울 치대논문집 28 : 1993
  54. 양재호 : 금관 가공의치학. 대진출판사, 1984.
  55. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과의사협회지 24 : 617, 1986.



56. 임상전, 곽병만, 이주성 : 유한요소법 입문. 서울, 동명사, 1985.
57. 이재영, 이정식 : 상악중절치 근관치료후 수복방법에 따른 응력분포의 유한요소분석. 대한치과보존학회지 19 : 549, 1994.
58. 조인호, 김영수 : 총의치 교합형태에 따른 3차원 광탄성응력 분석. 대한치과의사협회지 20 : 945, 1982
59. 조철호 : 유한요소법에 의한 구조해석 프로그램. 서울, 정림출판사, 1984.

## EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 7. Mesiolabial view of three dimensional finite element models.(normal bone, 2mm resorbed bone)
- Fig. 8. Mesiolabial view of three dimensional finite element models. (4mm resorbed bone, 6mm resorbed bone)
- Fig. 9. Distolingual view of three dimensional finite element models. (normal bone, 2mm resorbed bone)
- Fig. 10. Distolingual view of three dimensional finite element models. (4mm resorbed bone, 6mm resorbed bone)
- Fig. 11. Midsagittal view of three dimensional finite element models. (normal bone, 2mm resorbed bone)
- Fig. 12. Midsagittal view of three dimensional finite element models. (4mm resorbed bone, 6mm resorbed bone)
- Fig. 13. von Mises stress on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using gold post; diagonal force)
- Fig. 14. von Mises stress on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using gold post; diagonal force)
- Fig. 15. von Mises stress on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using metal post; diagonal force)
- Fig. 16. von Mises stress on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using metal post; diagonal force)
- Fig. 17. von Mises stress on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using gold post; horizontal force)
- Fig. 18. von Mises stress on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using gold post; horizontal force)
- Fig. 19. von Mises stress on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using metal post; horizontal force)
- Fig. 20. von Mises stress on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using metal post; horizontal force)
- Fig. 21. Displacement on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using gold post; diagonal force)
- Fig. 22. Displacement on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using gold post; diagonal force)
- Fig. 23. Displacement on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using metal post; diagonal force)
- Fig. 24. Displacement on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using metal post; diagonal force)
- Fig. 25. Displacement on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using gold post; horizontal force)

- Fig. 26. Displacement on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using gold post; horizontal force)
- Fig. 27. Displacement on the midsagittal section. (normal bone & 2mm resorbed bone using metal post; horizontal force)
- Fig. 28. Displacement on the midsagittal section. (4mm resorbed bone & 6mm resorbed bone using metal post; horizontal force)

논문사진부도 I

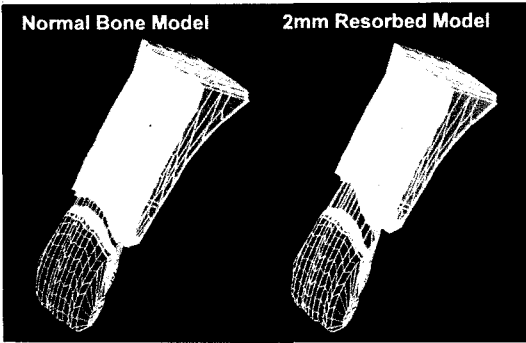


Fig.7

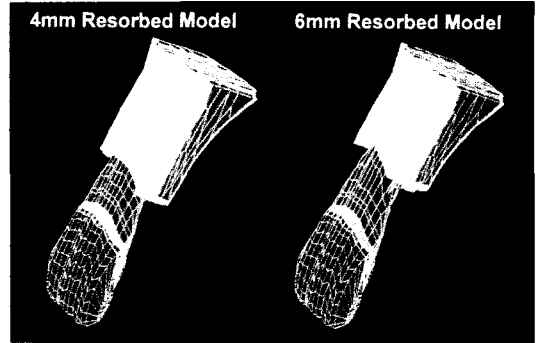


Fig.8

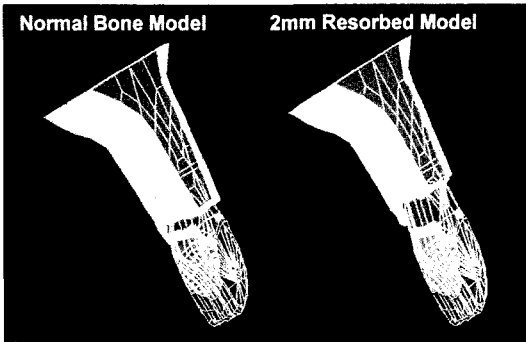


Fig.9

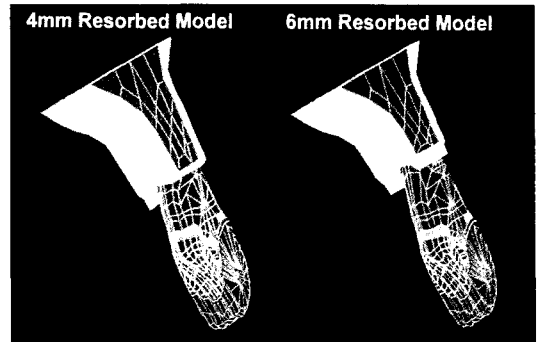


Fig.10

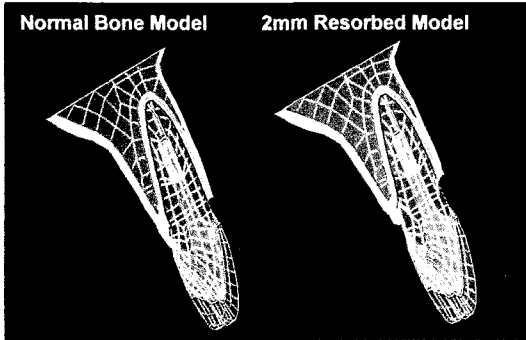


Fig.11

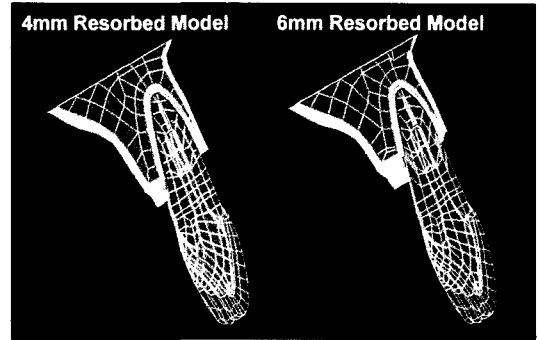


Fig.12

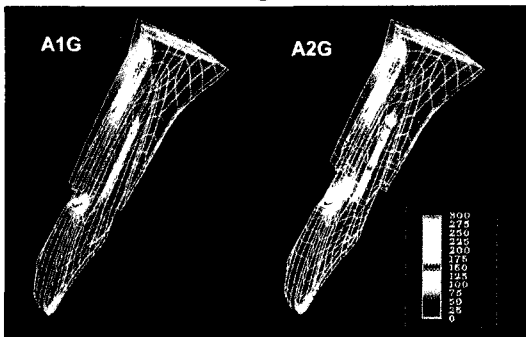


Fig.13

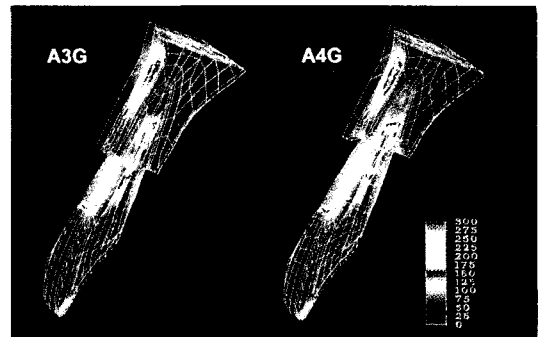


Fig.14

논문사진부도 II

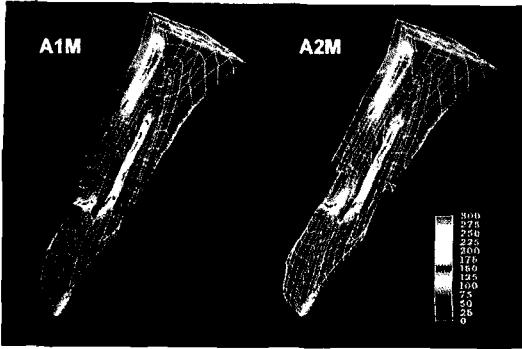


Fig.15

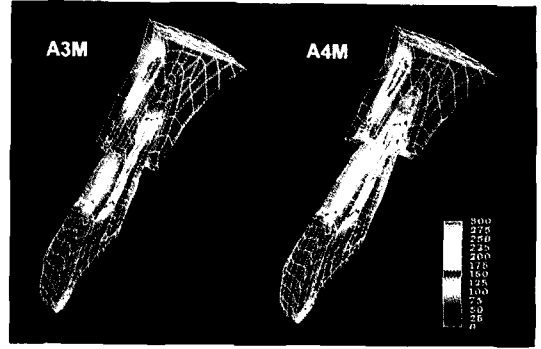


Fig.16

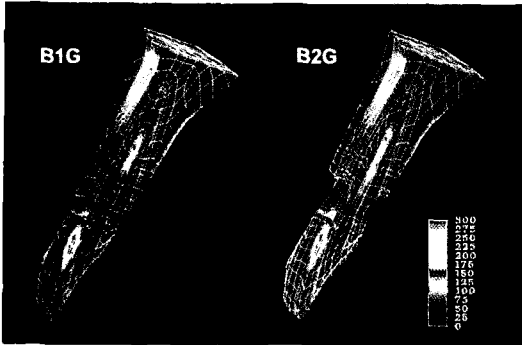


Fig.17

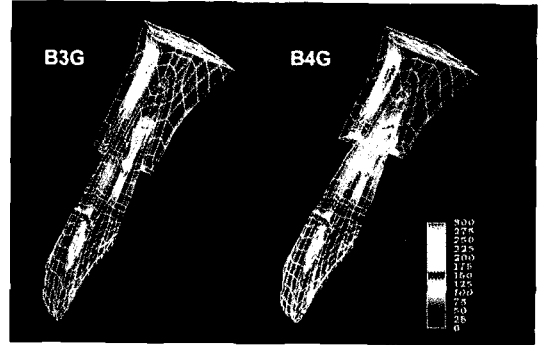


Fig.18

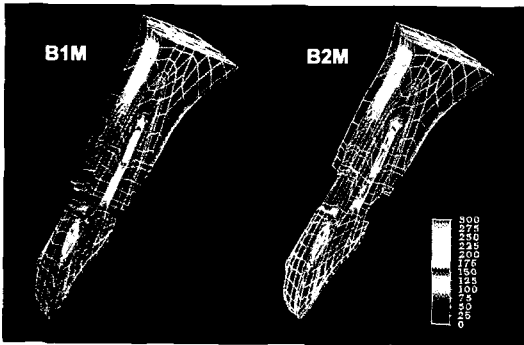


Fig.19

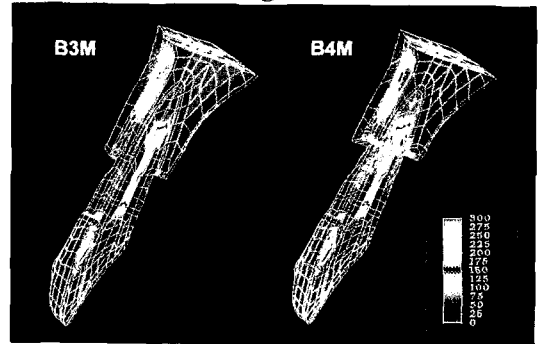


Fig.20

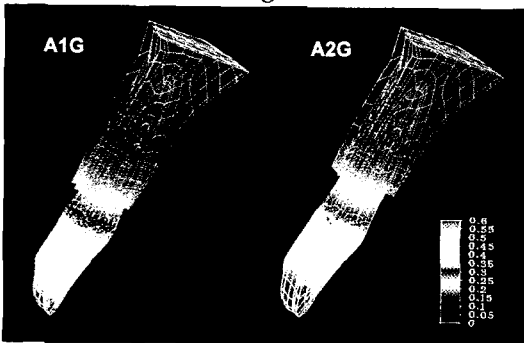


Fig.21

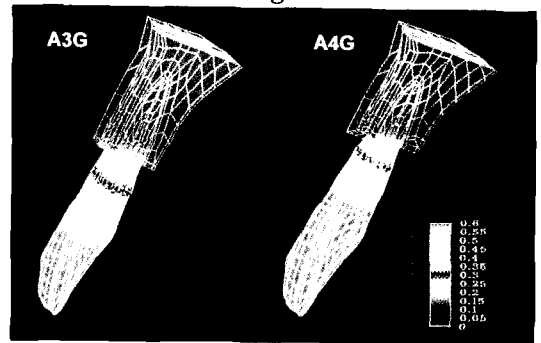
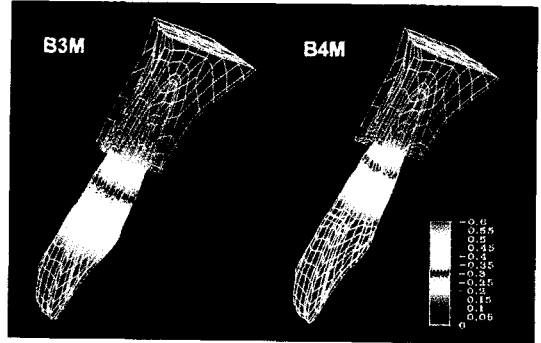
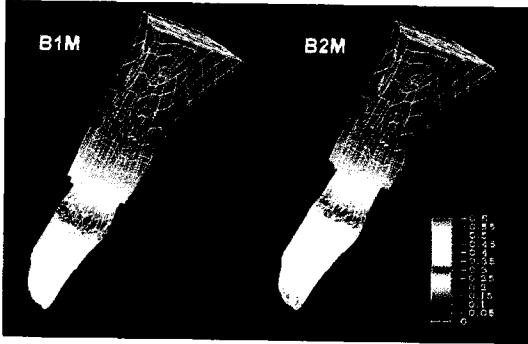
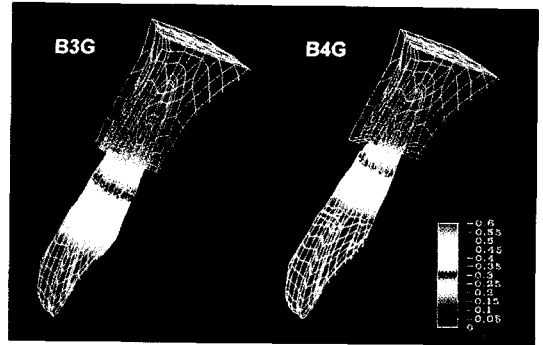
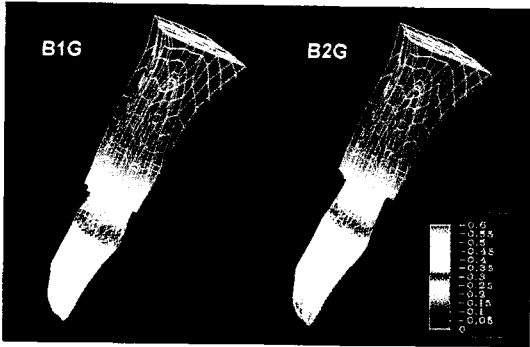
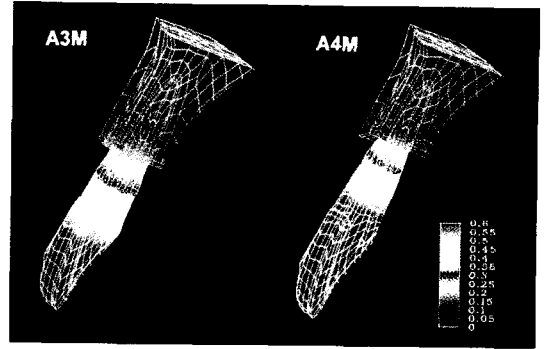
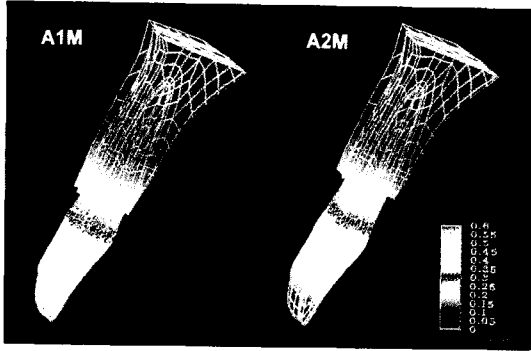


Fig.22

논문사진부도 III



ABSTRACT

**THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS  
OF THE EFFECTS OF ALVEOLAR BONE LOSS  
ON STRESS DISTRIBUTION IN POST-RECONSTRUCTED TEETH**

Ky-Young Lee, D.D.S., Ik-Tae Chang, D.D.S.

*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University*

There're many cases that should be reconstructed with post and core when clinical crown is destructed. But this post and core restoration may cause damaging stress on the teeth. Previous finite element study was restricted to normal bone model relatively close to cemen-toenamel junction. Moreover, the test of a model with diminished bone support was rare. The purpose of this study is to test the effects of alveolar bone loss on the magnitude, stress distribution and displacement of post reconstructed teeth. In this study, it was assumed that the coronal portion of upper incisor was severely destructed. After conventional endodontic treatment, it was restored with post and core. The PFM restoration was made on it. This crown was cemented with ZPC. Alveolar bone was classified by 4 types of bone, such as normal, 2 mm, 4 mm, 6 mm bone, according to the bone loss. Meanwhile, the material of post are divided into 2 types of materials, such as gold, co-cr. Force was applied to two directions. One was fuctional maximum bite force (300 N) applied to the spot just lingual to the incisal edge with the angle of 45 degree to the long axis of the tooth, and the other one was horizontal force (300 N) applied to the labial surface. The results analyzed with three dimensional finite element method were as follows :

1. Stress was concentrated on the adjacent dentin of the post apex, one third portion of the post apex and the labial & lingual mid-portion of the root in all case. The stress of middle third of the root was apparently concentrated on the labial aspect.
2. The stress on adjacent dentin of the post apex and one third of the post apex increased as alveolar bone height moved apically. This increase was dramatic beyond 4 mm bone loss model.
3. The stress of the post apex was spreaded to the middle third of the post and greater than gold post in the case of metal post.
4. The displacement of the neck of post was the greatest in one of the post-cement interface and this increased as alveolar bone height moved apically. Besides the displacement of the metal post is slightly lower than one of the gold post.

---

Key words : alveolar bone loss, three dimensional finite element analysis, stress, displacement