

전부 도재관을 위한 지대치의 마무리선 형태와 절단면 삭제량 및 교합력 작용점에 따른 응력 분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

고은숙 · 이선형 · 양재호 · 정현영

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 논문사진 부도
- 영문초록

I. 서 론

경제가 발달하고 생활 수준이 향상됨에 따라 사회 전체 분야에서 미에 대한 관심이 높아지고 있다. 치과 진료에 있어서도 기능 회복 뿐 아니라 안모와 아름답게 조화를 이루는 회복물에 대한 요구와 관심이 점점 증가하고 있는 추세이다. 금속-도재관은 구강내 심미적 영역에서 가장 흔히 사용하는 회복물로서 강도가 우수하고 용도가 다양하지만, 금속 구조물이 빛의 투과를 제한하므로 종종 투명성이 부족하고 반사도가 높아 부자연스러운 결과를 초래하기도 한다. 반면, 전부 도재관은 금속-도재관에 비하여 강도는 약하지만, 치아를 통한 빛의

투과를 허용하기 때문에 자연치의 투명성을 재현하기 쉬워 심미성이 우수하다.

1886년 Land⁴²⁾가 장식계 도재로 인레이와 전부 도재관을 제작하는 방법을 소개하였지만, 소성시의 수축으로 인하여 정확성이 부족하고 인장 강도가 약하여 파절이 잘 일어나는 단점 때문에 1965년 McLean^{49,50)}이 알루미늄 함유 도재를 소개하기 전까지는 사용이 극히 제한적이었다. 1980년대 초반에 Cerestore⁶⁹⁾와 Dicor³⁹⁾가 개발되면서, 전부 도재관에 대한 관심이 되살아 나기 시작하였고, 근래에 Empress, In-Ceram 등 물성과 심미성, 제작 방법 등이 개선된 새로운 재료들이 계속 등장하고 치과 진료에 있어서 심미에 대한 환자들의 요구 수준이 높아짐에 따라 전부 도재관에 대한 관심이 더욱 증가하고 있다. 전부 도재관은 파절에 저항할 수 있는 금속 구조물이 없기 때문에 지대치 형성시 회복물에 지지를 부여할 수 있는 설계 원리를 적용해야 한다. 이 중 하나가 기능시 가해지는 하중에 대해 수직적인 지지를 제공하기 위한 솔더 마무리선을 지대치의 전체 둘레에 부여하는 것이다⁶⁾. 솔더는 지대치의 축벽과 직각을 이루어야 하고⁵³⁾, 기울어진 솔더는 도재에 불리한 힘을 전달하여 인장 파절을 일으킬 위험이 높다고 하였다⁵¹⁾.

장식계 도재로 제작하는 전부 도재관에서는

지대치 형성시 축벽과 솔더가 직각을 이루고 동시에 그 선각을 명확하게 형성하도록 추천하고 있다^{25, 47, 61}). 그러나, 1955년 Walton과 Leven⁷⁴), 1969년 El-Ebrashi 등²⁷)은 지대치의 축벽과 솔더사이의 선각을 둥글게 해주는 것이 응력의 집중을 방지할 수 있어 유리하다고 하였다. 또한 Dicor, Empress, In-Ceram 등 새로운 재료들을 사용하는 경우에는 솔더 형성시 이 선각을 둥글게 하도록 권하고 있을 뿐 아니라, 경우에 따라 깊은 쉘퍼, 또는 120° 쉘퍼의 사용도 허용하고 있다^{22, 32, 38}).

마무리선 형태가 전부 도재관의 강도에 미치는 영향에 대한 연구를 살펴보면, Sjögren과 Bergman⁶⁷)은 Cerestore 도재관에서 지대치 마무리선이 쉘퍼인 것에 비하여 솔더인 경우가 파절저항이 크다고 하였고, Friedlander 등³¹)은 Dicor 도재관에서 지대치 마무리선이 예리한 선각을 지니는 솔더인 경우가 둥근 선각을 지니는 솔더나 쉘퍼인 경우에 비해서 파절에 대한 저항이 더 컸다고 보고 한 바 있다.

전부 도재관에 설측으로부터 힘이 가해 질 때, 이 힘에 대한 수평적 지지는 지대치 절단연 설측 치질에서 제공된다^{28, 55}). 이를 위해서는 전부도재관을 위해 형성한 지대치가 최소한 최종 수복물 길이의 2/3 이상이 되어야 한다²⁵). 지대치가 이보다 더 짧을 경우에는 이 힘에 대하여 적절히 저항하지 못하고 과도한 응력이 집중되어 도재의 파절이 일어날 수 있다는 것이 주장되고 있다¹⁷). 따라서 치관의 길이가 짧은 경우는 전부 도재관의 금기증으로 여겨지고 있다¹²). 그러나, Anusavice와 Hojjatie^{2, 35})는 전부 도재관을 위한 지대치 형성시 절단연 삭제량이 도재나 시멘트내의 응력 분포에 큰 영향을 미치지 않았고, 가해지는 힘의 방향에 의해 더 큰 영향을 받았다고 하였다.

상악 절치를 전부 도재관으로 회복하는 경우에, 전치부 교합 관계에 따라 하악 절치에 의해 회복물에 가해지는 교합력의 위치와 방향이 달라지게 된다. Dykema 등²⁵)은 정상적인 수직 피개를 갖는 경우 지대치의 절단과 기저 결절이 도재에 지지를 부여하여 교합력이 이 부위에서 압축 응력으로 작용하게 되므로 전부

도재관이 잘 사용될 수 있는 반면, 수직 피개가 아주 작아 상악 치아 절단에 교합점이 위치되는 경우 전부 도재관의 순측에 인장 응력을 발생시켜 도재 파절을 일으킬 수 있으므로 전부 도재관의 금기증이 된다고 하였다. Rosensiel 등⁶¹)도 절단 교합인 경우에는 전부 도재관에 불리한 힘이 작용되므로 좋지 않다고 하였다. 또한 수직피개가 과도하여 상악 전치의 치경부 1/5 위치에 하악 전치가 교합되는 경우도 도재에 전단 응력을 발생시키기 때문에 불리하며²⁵), 전부 도재관을 시술하기에 부적절한 경우라고 여겨지고 있다¹²).

외력에 대한 구조물내의 응력을 분석하는 방법에는 brittle lacquer coating 법⁹), strain gauge 법^{13, 14, 17, 37}), holography 법^{56, 63, 78}), 광탄성 응력 분석법^{28, 71, 74, 81}), 유한요소 분석법^{79, 80, 82}) 등이 있다. 이 중 유한요소 분석법은 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태를 재현할 수 있고 각 재료의 물성치로 이루어지는 특성을 포함할 수 있는 장점을 지니기 때문에, 다양한 치의학 분야에서 응력 분포 연구에 활용되고 있다. 금속-도재관이나 전부 도재관에 있어서도 유한요소 분석법을 이용하여 다양한 설계 형태와 하중 조건에 따른 응력 분포를 분석한 연구들이 다수 발표된 바 있다^{2, 3, 4, 5, 11, 30, 35}).

전부 도재관을 위한 지대치 형성시 마무리선으로서 솔더와 쉘퍼가 모두 사용되고 있으나 이의 선택에 대한 기준은 뚜렷이 제시되어 있지 않다. 전부 도재관에서 마무리선의 형태는 도재관의 강도에 영향을 미칠 수 있다고 보고되었으므로^{23, 24, 31, 67}), 마무리선 형태에 따른 도재내 응력을 분석해 보는 것은 의미있는 작업이 될 것이다. 또한 전부 도재관에서 지대치의 치관 길이가 짧은 경우와 교합 양식이 절단 교합이나 과개교합인 경우, 도재에 불리한 응력이 발생되어 파절을 일으킬 수 있다고 알려져 있으나, 상반되는 연구 결과가 보고된 바 있으며²), 과학적 근거가 부족한 실정이다.

이에 저자는 전부 도재관을 위한 지대치의 마무리선 형태와 절단연 삭제량 및 교합력 작용점이 전부 도재관내 응력 분포에 미치는 영향을 알아 보기 위하여, 상악 중절치 전부 도

재관을 삼차원 유한요소 모형으로 제작하고, 정상 교합, 절단 교합, 과개 교합의 형태로 하중을 가한 뒤, 이 때 발생하는 응력 분포를 삼차원 유한요소법으로 연구하였다.

II. 연구 재료 및 방법

정상적인 외형을 가진 발거된 상악 중절치를 실리콘 퍼티 인상재로 인상을 채득하여 음형을 형성한 뒤 전부 도재관을 위한 지대치의 형태로 삭제하였다. 절단면은 2.0 mm, 순면과 설면은 1.5 mm 정도 균일하게 삭제하였고 마무리선은 지대치의 축벽과 직각을 이루면서 명확한 선각을 가지는 폭 1.0 mm 솔더로 형성하였다. 미리 제작해 두었던 실리콘 음형을 기준으로 하여 원래의 외형을 가지는 전부 도재관을 제작하고 레진 시멘트로 지대치에 접착하였다.

제작된 상악 중절치 모형을 치아 장축에 수직으로 범람 백아 경계 4.0 mm 하방에서 절단한 뒤, 이 절단면을 밑면으로 하는 직육면체 형태의 블록을 제작하기 위하여 투명한 자가 중합형 레진에 매몰하였다. 레진 블록위에 근원심 방향으로 두 줄, 상하 방향으로 한 줄의 홈을 직육면체의 모서리에 평행하게 형성함으로써, 후에 각 단면 사진을 동일한 위치에 위치

시킬 수 있는 기준을 마련하였다. 레진 블록을 근심에서 원심 방향으로 연마해 가며 외형의 변화에 따라 0.5 mm에서 1.1 mm 간격으로 연속 단층 사진을 촬영하여 16장의 절단면 슬라이드 사진을 얻었다(Fig. 1).

이 슬라이드 사진을 환등기로 비추어 앞에서 형성한 기준 홈이 일치하도록 위치시킨 뒤, 백지에 투사하였다. 백지에 투사된 그림을 다시 모눈 종이에 옮기고, 지대치의 절단면 삭제량과 마무리선 형태에 따라 6가지 모형을 Table 1과 같이 설계하였다. 도재관과 지대치 사이에는 30 μ m 두께의 시멘트 층을 설계하였다^{2,3}. 치수는 탄성계수가 매우 작아 도재나 상아질내 응력

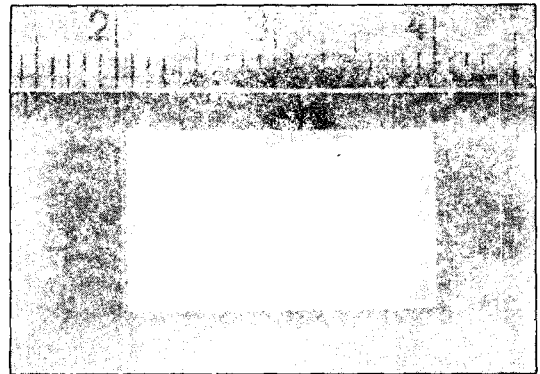


Fig. 1. Photograph of section No. 8.

Table 1. Models with various abutment designs

Model	Finish line	Incisal reduction
1	shoulder with sharp axio-gingival line angle	2.0 mm
2	shoulder with rounded axio-gingival line angle	2.0 mm
3	chamfer	2.0 mm
4	shoulder with sharp axio-gingival line angle	4.0 mm
5	shoulder with rounded axio-gingival line angle	4.0 mm
6	chamfer	4.0 mm

Table 2. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio of materials

Material	Modulus of elasticity(E) (MPa)	Poisson's ratio(γ)
Ceramic	7.0×10^{11}	0.28
Resin cement	6.0×10^3	0.36
Dentin	1.86×10^4	0.31

*The average value of the modulus of elasticities of several all-ceramic materials⁶⁶.

분포에 거의 영향을 미치지 않는다고 보고된 바가 있기 때문에³⁵⁾, 치수강은 모형에 포함시키지 않았다.

각 단면 그림에서 재료별로 mesh를 형성하여 4개의 절점을 갖는 사각형의 평면 요소를 만들었는데, 좀 더 정확한 응력 분포를 알아보기 위하여 관심 대상인 마무리선 근처의 도재, 시멘트, 상아질 부위는 작은 mesh를 형성하였다. 이러한 단면들을 연결하여 8개 절점을 가지는 육면체의 입체 요소가 만들어졌고, 이러한 방법으로 총 4628개의 절점과 3786개의 요소로 구성된 삼차원 유한요소 모형을 완성하였다 (Fig. 20, 21).

완성된 삼차원 유한요소 모형은 도재, 레진 시멘트, 상아질 등으로 이루어지며, 각 재질별

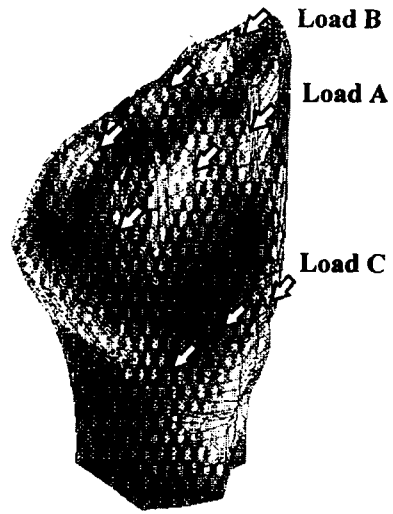


Fig. 2. Loading conditions.

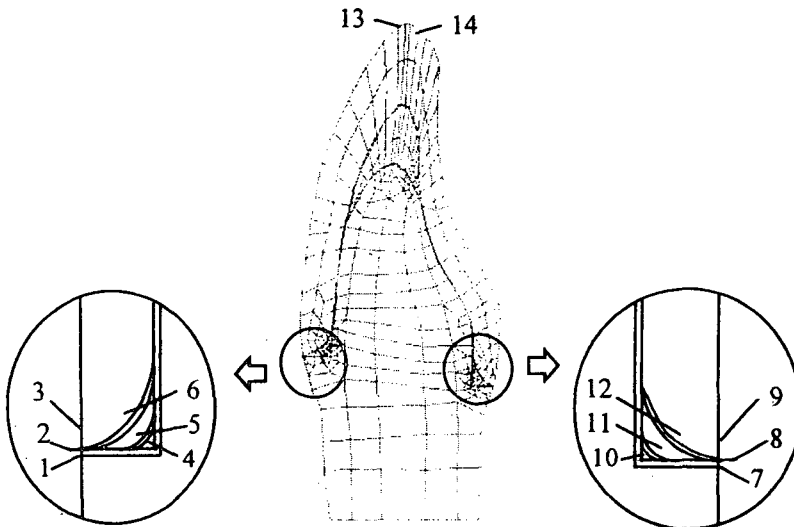


Fig. 3. The reference points for comparison of stresses.

- 1-3. Reference points on labial crown surface : 1. Interface between abutment and cement, 2. Interface between cement and porcelain, 3. Porcelain above the margin.
- 4-6. Reference points at porcelain near line angle in labial margin area : 4. Shoulder with sharp line angle, 5. Shoulder with rounded line angle, 6. chamfer.
- 7-9. Reference points on lingual crown surface : 7. Interface between abutment and cement, 8. Interface between cement and porcelain, 9. Porcelain above the margin.
- 10-12. Reference points at porcelain near line angle in lingual margin area : 10. Shoulder with sharp line angle, 11. Shoulder with rounded line angle, 12. chamfer.
- 13. Porcelain surface labial to the incisal edge.
- 14. Porcelain surface lingual to the incisal edge.

영 계수 (Young's modulus of elasticity : E)와 포아송 비 (Poisson's ratio : γ)는 Table 2와 같이 부여하였다^{18, 54, 58, 62, 66}. 모든 재료는 균질성 (homogeneity), 등방성 (isotropy), 선탄성 (linear elasticity)을 가진다고 가정하였고, 각 재료의 계면은 완전한 결합 상태인 것으로 간주하였다^{2, 35}.

교합력 작용점에 따른 응력 분포의 변화를 알아보기 위하여, 하중 조건은 절단 1/3에 하중이 가해지는 경우 (Load A), 절단면에 하중이 가해지는 경우 (Load B), 치경부 1/5에 하중이 가해지는 경우 (Load C) 등 세 가지로 설정하였다 (Fig. 2). 각 경우에 전치부에서 최대 교합력으로 보고된 300N의 힘을^{57, 59}, 설면의 근심, 중앙, 원심 등 세 부위에 각각 100N씩 분산하여, 치아 장축과 45도를 이루는 방향으로 가하였다^{3, 11, 58, 82}.

유한요소 분석 프로그램인 Super SAP (Algor Interactive System)을 사용하여, 이상과 같은 조건을 구현하고, 비교 대상인 순면과 설면의 마무리선 부위와 절단면 도재 부위에 관찰점을 설정하여 (Fig. 3), 각 모형에서의 최대 주응력과 최소 주응력을 비교 분석하였다.

III. 연구 성적

응력의 정량적인 비교를 하기위해 관찰점에서의 응력값을 Table 3, 4, 5, 6에 정리하였다.

1. 절단 1/3에 교합력 작용시 전반적인 응력의 분포

압축응력을 나타내는 최소 주응력 (minimum principal stress)은 순면 마무리선 부위에 집중되었고, 인장응력을 나타내는 최대 주응력 (maximum principal stress)은 설면 마무리선 부위에 집중되어 나타났다. 순면에 비해 설면에서 더 큰 응력 분포를 보였다.

순면 마무리선 부위에서 발생한 압축응력을 살펴보면, 치관 표면보다 지대치 축벽과 마무리선이 이루는 선각 부위 도재에 더 큰 응력이 발생하였고, 치관 표면에서는 치아와 시멘트, 시멘트와 도재의 계면보다 마무리선 상방 도

재에 응력이 크게 나타났다. 설면에서 인장응력의 분포도 순면과 같은 형태로 나타났다 (Fig. 4, 5).

2. 마무리선 형태에 따른 차이

순면 마무리선 부위 치관 표면에서 압축응력을 비교해 보면, 시멘트와 도재의 계면과 마무리선 상방 도재에서는 쉘퍼인 경우에 가장 큰 응력이 발생하였고, 치아와 시멘트의 계면에서는 예리한 선각의 솔더인 경우에 가장 큰 응력이 발생하였다. 둥근 선각의 솔더인 경우, 치관 표면의 모든 관찰점에서 예리한 선각의 솔더인 경우보다 다소 작은 응력이 발생하였다 (Fig. 6).

설면 마무리선 부위 치관 표면에서 인장응력을 비교해 보면, 시멘트와 도재의 계면과 마무리선 상방 도재에서는 쉘퍼인 경우에 가장 큰 응력이 발생하였고, 치아와 시멘트의 계면에서는 예리한 선각의 솔더인 경우에 가장 큰 응력이 발생하였다. 둥근 선각의 솔더인 경우 예리한 선각의 솔더인 경우보다 치아와 시멘트, 시멘트와 도재의 계면에서 다소 작은 응력이 발생하였다 (Fig. 7).

예리한 선각의 솔더인 경우 지대치 축벽과 마무리선이 이루는 선각 부위 도재에 매우 높은 응력 집중을 나타냈다 (Fig. 6, 7).

3. 절단면 삭제량에 따른 차이

절단면을 4.0 mm 삭제한 경우, 2.0 mm를 삭제한 경우에 비하여 순면에서의 압축응력은 약간 증가하였고, 설면에서의 인장응력은 같거나 약간 증가하였다. 그러나 지대치 치관 길이가 짧아짐에 따라 나타나는 이러한 응력 증가는 미미한 정도에 그쳤다 (Fig. 8-13).

4. 교합력 작용점에 따른 차이

교합력 작용점이 절단 1/3에서 절단면으로 이동함에 따라 순면 마무리선 부위 압축응력과 설면 마무리선 부위 인장응력이 크게 증가하였다. 쉘퍼인 경우 이 응력의 증가율이 가장 컸는데, 마무리선 상방 도재 표면에서는 압축응력이 두배에 가깝게 증가하였다.

Table 3. Minimum principal stresses of Model 1, 2, and 3 under various loading conditions (MPa)

Loading Condition	Reference Point	Model 1	Model 2	Model 3
Load A	1	-2.56E+01	-2.46E+01	-2.34E+01
	2	-2.23E+01	-2.08E+01	-2.56E+01
	3	-2.57E+01	-2.51E+01	-2.79E+01
	4	-6.05E+01	-3.38E+01	-3.11E+01
	5	-3.91E+01	-4.16E+01	-3.41E+01
	6	-3.33E+01	-3.53E+01	-3.49E+01
	7	1.75E+00	1.25E+00	-7.53E-01
	8	-7.84E+00	-8.22E+00	6.47E+00
	9	3.51E-02	-4.03E-01	-7.79E-01
	10	-2.11E+01	-2.26E+00	-1.55E+00
	11	-8.36E+00	-4.60E+00	-1.15E+00
	12	7.16E-01	1.61E+00	7.15E-01
	13	-2.46E+00	-2.47E+00	-2.49E+00
	14	2.37E-01	2.32E-01	2.18E-01
Load B	1	-4.64E+01	-4.48E+01	-4.22E+01
	2	-4.14E+01	-3.90E+01	-4.74E+01
	3	-4.85E+01	-4.76E+01	-5.32E+01
	4	-1.03E+02	-5.83E+01	-5.32E+01
	5	-6.75E+01	-7.15E+01	-5.92E+01
	6	-5.86E+01	-6.21E+01	-6.12E+01
	7	3.43E+00	2.59E+00	-2.03E+00
	8	-1.54E+01	-1.64E+01	1.11E+01
	9	-4.77E+00	-5.58E+00	-6.61E+00
	10	-3.32E+01	-1.71E+00	-1.59E+00
	11	-1.46E+01	-8.54E+00	-1.16E+00
	12	-8.90E-01	3.41E-01	-2.19E+00
	13	-2.46E+02	-2.46E+02	-2.46E+02
	14	-3.20E+01	-3.20E+01	-3.20E+01
Load C	1	3.48E-02	5.81E-02	-2.22E-01
	2	-1.78E+00	-1.73E+00	1.59E-01
	3	-2.48E+00	-2.43E+00	-2.06E+00
	4	-4.01E+00	-2.34E+00	-2.44E+00
	5	-2.41E+00	-2.56E+00	-1.53E+00
	6	-1.79E+00	-1.79E+00	-1.76E+00
	7	-1.38E+01	-1.38E+01	-1.12E+01
	8	-1.32E+01	-1.31E+01	-1.83E+01
	9	-2.52E+01	-2.55E+01	-2.95E+01
	10	-3.22E+01	-1.95E+01	-1.78E+01
	11	-1.95E+01	-2.12E+01	-1.87E+01
	12	-2.64E+01	-2.71E+01	-2.72E+01
	13	-6.34E-01	-6.38E-01	-6.57E-01
	14	-5.39E-01	-5.43E-01	-5.61E-01

Table 4. Minimum principal stresses of Model 4, 5, and 6 under various loading conditions (MPa)

Loading Condition	Reference Point	Model 4	Model 5	Model 6
Load A	1	-2.56E+0.1	-2.47E+01	-2.34E+01
	2	-2.23E+01	-2.09E+01	-2.57E+01
	3	-2.58E+01	-2.52E+01	-2.80E+01
	4	-6.05E+01	-3.38E+01	-3.11E+01
	5	-3.92E+01	-4.16E+01	-3.41E+01
	6	-3.33E+01	-3.53E+01	-3.49E+01
	7	1.75E+00	1.25E+00	-7.53E-01
	8	-7.83E+00	-8.22E+00	6.47E+00
	9	4.13E-02	-3.97E-01	-7.76E-01
	10	-2.11E+01	-2.26E+00	-1.55E+00
	11	-8.36E+00	-4.60E+00	-1.15E+00
	12	7.20E-01	1.61E+00	7.07E-01
	13	-2.32E+00	-2.33E+00	-2.35+00
	14	1.15E-01	1.19E-01	-1.33E-01
Load B	1	-4.65E+01	-4.48E+01	-4.23E+01
	2	-4.14E+01	-3.91E+01	-4.75E+01
	3	-4.85E+01	-4.77E+01	-5.33E+01
	4	-1.03E+02	-5.83E+01	-5.32E+01
	5	-6.75E+01	-7.16E+01	-5.92E+01
	6	-5.87E+01	-6.22E+01	-6.12E+01
	7	3.43E+00	2.59E+00	-2.03E+00
	8	-1.54E+01	-1.64E+01	1.11E+01
	9	-4.82E+00	-5.63E+00	-6.66E+00
	10	-3.32E+01	-1.69E+00	-1.58E+00
	11	-1.46E+01	-8.53E+00	-1.15E+00
	12	-9.18E-01	3.09E-01	-2.25E+00
	13	-2.46E+02	-2.46E+02	-2.46E+02
	14	-3.20E+01	-3.20E+01	-3.20E+01
Load C	1	3.58E-02	5.90E-02	-2.22E-01
	2	-1.77E+00	-1.73E+00	1.64E-01
	3	-2.47E+00	-2.42E+00	-2.05E+00
	4	-4.00E+00	-2.34E+00	-2.44E+00
	5	-2.41E+00	-2.56E+00	-1.53E+00
	6	-1.78E+00	-1.79E+00	-1.75E+00
	7	-1.38E+01	-1.38E+01	-1.12E+01
	8	-1.32E+01	-1.31E+01	-1.83E+01
	9	-2.52E+01	-2.55E+01	-2.95E+01
	10	-3.22E+01	-1.95E+01	-1.78E+01
	11	-1.95E+01	-2.12E+01	-1.87E+01
	12	-2.64E+01	-2.71E+01	-2.72E+01
	13	-6.41E-01	-6.45E-01	-6.64E-01
	14	-5.28E-01	-5.31E-01	-5.49E-01

Table 5. Maximum principal stresses of Model 1, 2, and 3 under various loading conditions (MPa)

Loading Condition	Reference Point	Model 1	Model 2	Model 3
Load A	1	-7.29E-02	2.28E-01	9.69E-01
	2	6.72E+00	6.99E+00	-2.55E+00
	3	2.70E+00	3.57E+00	3.90E+00
	4	9.08E+00	1.03E+00	1.06E+00
	5	6.99E+00	4.43E+00	1.11E+00
	6	9.28E-01	8.04E-01	1.85E+00
	7	3.78E+01	3.65E+01	3.45E-01
	8	3.65E+01	3.50E+01	3.89E+01
	9	4.10E-01	4.13E-01	4.65E-01
	10	6.73E+01	3.65E+01	3.85E+01
	11	5.58E+01	5.78E+01	4.63E+01
	12	4.54E-01	4.75E+01	4.65E-01
	13	1.38E+00	1.37E+00	1.37+00
	14	6.99E-00	6.99E-00	6.98E-00
Load B	1	-3.52E-01	1.27E-01	1.60E+00
	2	1.29E+01	1.42E+01	-4.57E+00
	3	9.93E+00	1.14E+01	1.17+01
	4	1.15E+01	8.10E-01	1.29E+00
	5	1.05E+01	6.65E+00	9.69E-01
	6	4.70E+00	4.21E+00	5.98E+00
	7	6.87E+01	6.63E+01	6.13E+01
	8	6.65E+01	6.38E+01	7.06E+01
	9	7.68E+01	7.73E+01	8.69E+01
	10	1.25E+02	6.77E+01	7.07E+01
	11	1.01E+02	1.05E+02	8.47E+01
	12	8.54E-01	8.92E-01	8.72E+01
	13	-1.09E+01	-1.09E+01	-1.09E+01
	14	1.30E+02	1.30E+02	1.30E+02
Load C	1	3.32E-00	3.45E-00	3.48E-00
	2	3.70E+00	3.85E+00	4.96E-00
	3	4.18E+00	4.95E+00	6.04E+00
	4	5.23E+00	2.13E+00	1.80E+00
	5	3.23E+00	2.94E+00	1.91E+00
	6	2.36E+00	2.26E+00	2.29E+00
	7	-9.11E-01	-9.46E-01	1.94E+00
	8	7.78E+00	8.08E+00	-3.61E-01
	9	6.20E+00	6.42E+00	7.23E+00
	10	3.63E+00	-1.27E+00	3.62E-01
	11	8.80E+00	8.77E+00	-1.41E+00
	12	5.62E+00	5.63E+00	7.89E+00
	13	5.63E-02	5.65E-02	5.76E-02
	14	1.08E-01	1.08E-01	1.09E-01

Table 6. Maximum principal stresses of Model 4, 5, and 6 under various loading conditions (MPa)

Loading Condition	Reference Point	Model 4	Model 5	Model 6
Load A	1	-7.67E-02	2.24E-01	9.67E-01
	2	6.73E+00	7.00E+00	-2.54E+00
	3	2.86E+00	3.73E+00	4.07E+00
	4	9.06E+00	1.02E+00	1.05E+00
	5	6.98E+00	4.42E+00	1.11E+00
	6	9.66E-01	8.28E-01	1.90E+00
	7	3.78E+01	3.65E+01	3.45E-01
	8	3.65E+01	3.50E+01	3.89E+01
	9	4.10E-01	4.13E-01	4.65E-01
	10	6.73E+01	3.65E+01	3.85E+01
	11	5.58E+01	5.77E+01	4.63E+01
	12	4.54E-01	4.74E+01	4.65E-01
	13	1.25E+00	1.25E+00	1.24+00
	14	4.62E-00	4.62E-00	4.61E-00
Load B	1	-3.55E-01	1.24E-01	1.59E+00
	2	1.30E+01	1.43E+01	-4.50E+00
	3	1.02E+01	1.17E+01	1.20+01
	4	1.15E+01	8.04E-01	1.28E+00
	5	1.05E+01	6.64E+00	9.64E-01
	6	4.92E+00	4.42E+00	6.18E+00
	7	6.87E+01	6.63E+01	6.13E+01
	8	6.65E+01	6.38E+01	7.07E+01
	9	7.68E+01	7.74E+01	8.70E+01
	10	1.25E+02	6.77E+01	7.07E+01
	11	1.01E+02	1.05E+02	8.47E+01
	12	8.54E-01	8.93E-01	8.73E+01
	13	-1.10E+01	-1.10E+01	-1.10E+01
	14	1.31E+02	1.31E+02	1.31E+02
Load C	1	3.32E+00	3.45E+00	3.48E+00
	2	3.70E+00	3.86E+00	4.96E+00
	3	4.81E+00	4.95E+00	6.05E+00
	4	5.23E+00	2.14E+00	1.81E+00
	5	3.23E+00	2.95E+00	1.92E+00
	6	2.36E+00	2.27E+00	2.30E+00
	7	-9.11E-01	-9.46E-01	1.93E+00
	8	7.78E+00	8.08E+00	-3.61E-01
	9	6.20E+00	6.42E+00	7.23E+00
	10	3.63E+00	-1.27E+00	3.61E-01
	11	8.80E+00	8.77E+00	-1.41E+00
	12	5.62E+00	5.64E+00	7.89E+00
	13	5.05E-02	5.06E-02	5.14E-02
	14	1.13E-01	1.13E-01	1.14E-01

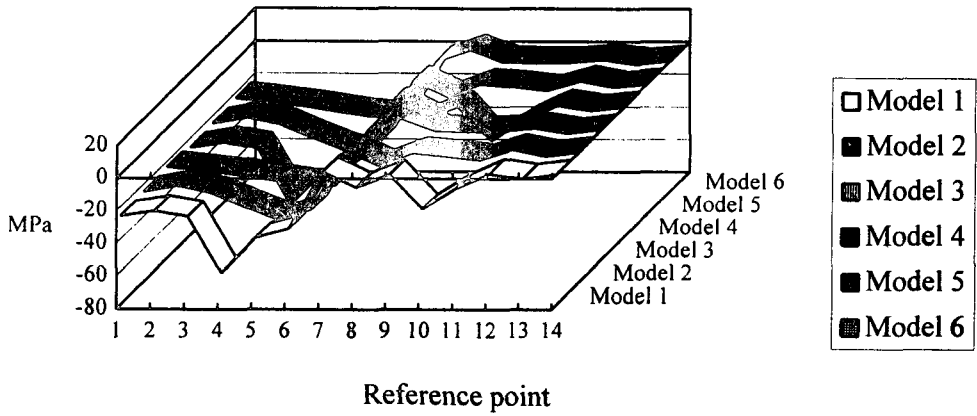


Fig. 4. Minimum principal stresses under Load A.

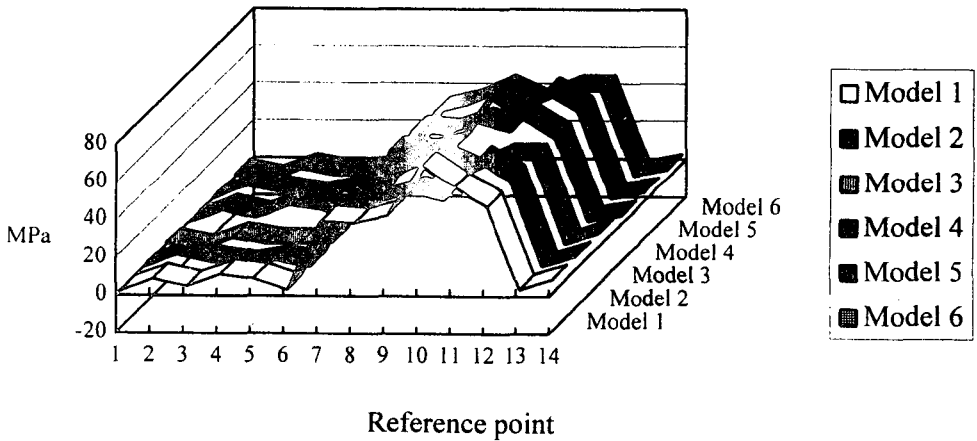


Fig. 5. Maximum principal stresses under Load A.

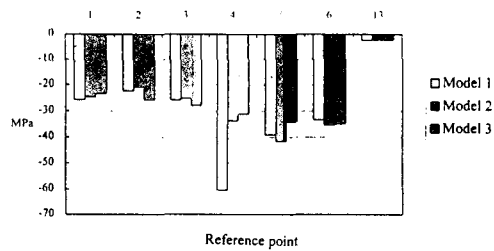


Fig. 6. Comparison of Minimum principal stresses of Model 1, 2, and 3 under Load A.

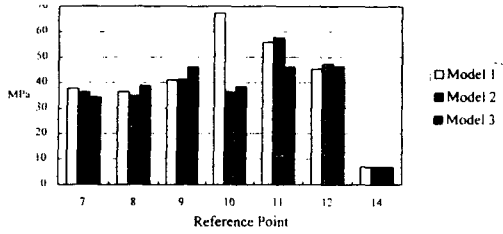


Fig. 7. Comparison of Maximum principal stresses of Model 1, 2, and 3 under Load A.

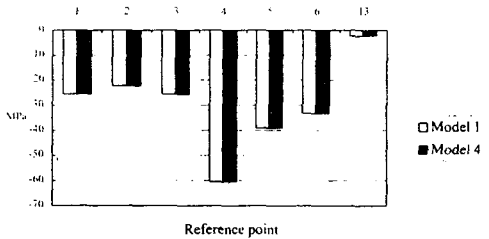


Fig. 8. Comparison of Minimum principal stresses of Model 1 and 4 under Load A.

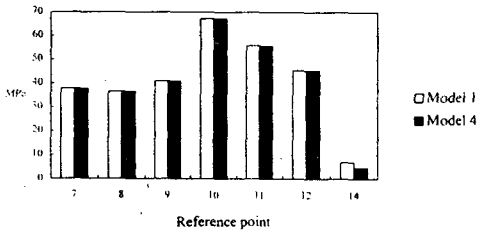


Fig. 9. Comparison of Maximum principal stresses of Model 1 and 4 under Load A.

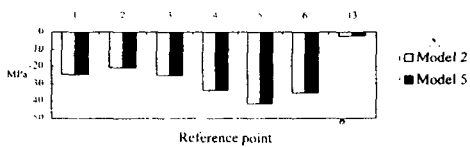


Fig. 10. Comparison of Minimum principal stresses of Model 2 and 5 under Load A.

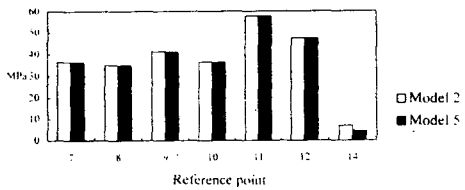


Fig. 11. Comparison of Maximum principal stresses of Model 2 and 5 under Load A.

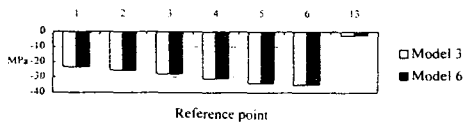


Fig. 12. Comparison of Minimum principal stresses of Model 3 and 6 under Load A.

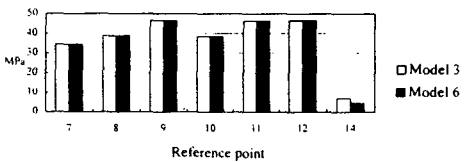


Fig. 13. Comparison of Maximum principal stresses of Model 3 and 6 under Load A.

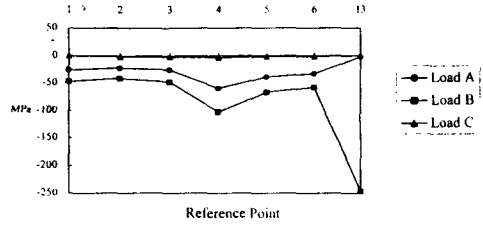


Fig. 14. Comparison of Minimum principal stresses of Model 1 under various loading conditions.

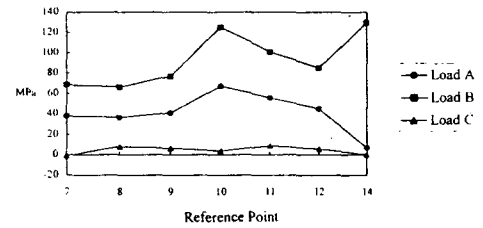


Fig. 15. Comparison of Maximum principal stresses of Model 1 under various loading conditions.

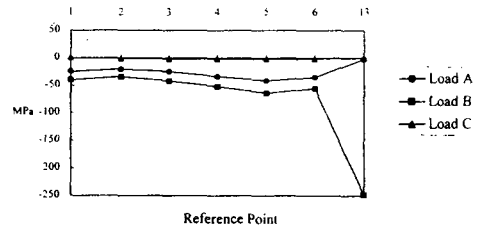


Fig. 16. Comparison of Minimum principal stresses of Model 2 under various loading conditions.

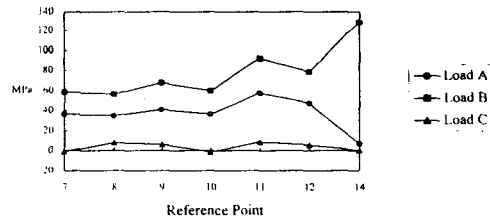


Fig. 17. Comparison of Maximum principal stresses of Model 2 under various loading conditions.

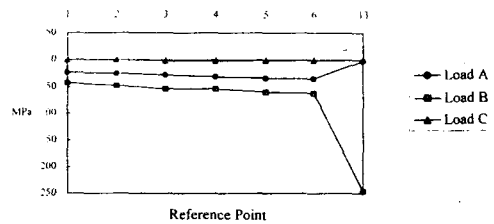


Fig. 18. Comparison of Minimum principal stresses of Model 3 under various loading conditions.

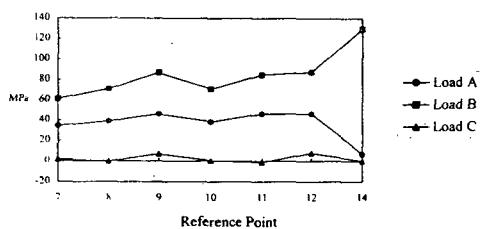


Fig. 19. Comparison of Maximum principal stresses of Model 3 under various loading conditions.

절단면 하중점의 순축 도재 표면에는 압축 응력이, 설축 도재 표면에는 인장응력이 고도로 집중되어 나타났다.

치경부 1/5에 교합력이 가해진 경우, 마무리선 부위에 응력이 집중되는 양상은 보이지 않았고, 하중점에 가까운 도재에 압축응력이 다른 부위보다 크게 나타났으나, 다른 하중 조건에 비하면 전반적으로 낮은 응력 분포를 보였다(Fig. 14-19).

IV. 총괄 및 고안

전부 도재관은 뛰어난 심미성을 지닌 회복물로서 오래전부터 사용되어 왔으나 파절에 취약한 단점을 보였다. 이는 장식계 도재가 압축강도에 비해 인장강도가 훨씬 낮아 인장응력에 의해 쉽게 파절되기 때문이다⁷⁷⁾.

Saklad는 전부 도재관에서 발생하는 파절 유형을 원인에 따라 분류하였고, 이를 방지하기 위해 지대치 형성시 적절한 치관 길이, 회전력에 대한 저항, 충분한 삭제량을 확보해야 한다고 하였다⁶⁴⁾. Pettrow는 전부 도재관의 강도에 대해 지대치 형태가 미치는 영향을 기본적으로 기계적인 것으로 보았는데, 지대치는 일반적으로 경사진 벽을 가지는 썸머 형태이므로 교합력 작용시 도재가 쪼개지려는 힘을 받게 되고 솔더가 이러한 썸머효과를 중단시키는 역할을 한다고 주장하였다⁵⁵⁾. 같은 맥락에서 Argue는 전부 도재관을 위한 지대치 형성시 0.5-1.0 mm의 솔더를 지대치 전체 둘레에 축벽과 수직이 되도록 부여해 주어야 한다고 하였고⁶⁾, Oppice도 솔더가 축벽과 수직이 되어야 하며, 이 때 솔더가 교합력에도 수직이 된다고 하였다⁵³⁾. Rosenstiel등⁶¹⁾, Dykema등²⁵⁾, Malone등⁴⁷⁾도 전부 도재관을 위한 지대치의 마무리선으로서 솔더를 추천하고 있다. 또한 이들은 솔더 형성시 지대치 축벽과 솔더가 이루는 선각을 명확하게 만들어 주는 것을 원칙으로 삼고 있다. 한편, Dérand는 이러한 예리한 선각을 도재로 재현하기 어렵기 때문에 둥글게해 주는 것이 좋다고 하였다⁹⁾.

이론적으로 도재의 인장강도는 silicone-

oxide결합에 의해 결정되지만, 실제 도재의 강도는 이론적 강도보다도 10-1000배정도 약하다³⁹⁾. 이는 도재 표면에 미세 균열 혹은 흠(flaw)들이 존재하기 때문이다. 도재 회복물에 반복적인 교합력이 작용하면 이 균열들이 성장하여 마침내 도재가 파절된다⁴³⁾. 따라서 이러한 미세 균열의 성장을 억제함으로써 도재를 강화시킬 수 있다³⁶⁾. 근래에는 도재의 glass matrix내에 결정계(crystalline phase)를 분산시키는 방법으로 강화된 도재들이 다수 개발되어 전부 도재관의 제작에 사용되고 있다.

종래의 전부 도재관을 위한 지대치 형성법에서는 앞에서 서술한 바와 같이 솔더 마무리선을 필수적인 것으로 여겼으나 강화된 도재를 사용하여 전부 도재관을 제작하는 경우에는 약간 수정된 지대치 형성법이 제시되고 있다.

Sozio와 Riley⁶⁸⁾는 Cerestore 도재관을 위한 지대치 형성시 솔더 뿐 아니라 쉘퍼도 이상적인 마무리선이라고 추천하였다. Dicor 도재관을 위한 지대치 형성시 마무리선은 제작사의 사용 지침에 의하면 둥근 선각의 솔더가 이상적이지만 120°쉘퍼도 사용할 수 있다고 하였다²⁹⁾. 한편, Grossman³³⁾은 90°나 120°솔더, 120° 깊은 쉘퍼를, Malament와 Grossman⁴⁶⁾은 135°쉘퍼와 둥근 선각의 솔더를 추천한 바 있다. Rosenstiel등⁶¹⁾은 주조 도재관이나 모울딩 도재관을 위한 지대치 형성법이 종래의 전부 도재관을 위한 지대치 형성법과 다른점은 전반적으로 더 많은 삭제량을 필요로 하고, 깊은 쉘퍼와 유사한 둥근 선각의 솔더 마무리선이 추천되는 점이라고 하였다. Hüls³⁸⁾는 In-Ceram 도재관을 위한 지대치 형성시 둥근 선각의 솔더가 유리하고 쉘퍼는 치질이 부족한 경우에 사용할 수 있다고 하였다. Chiche⁴²⁾는 In-Ceram 도재관을 위한 지대치 형성시 솔더 마무리선의 선각을 둥글게 하는 것은 산화 알루미늄(Al_2O_3) 코어가 잘 적합되도록 하고 응력 집중을 감소시키기 위한 것이라고 하였다.

요약하면, 종래의 전부 도재관에서는 교합력에 저항할 수 있는 구조로서 지대치 축벽과 수직인 솔더를 반드시 요구하는 반면에 강화된 도재를 사용하여 제작하는 전부 도재관에서는

셸퍼와 같이 경사진 마무리선을 허용하고 있다. 전부 도재관에서 가장 적합이 좋은 부위는 치경부이기 때문에^{1, 10, 15, 21, 73, 75)}, 기능중 회복물의 지지에 많은 부분을 마무리선 부위에서 감당한다는 견해가 지배적이다. 따라서 마무리선 부위의 형태가 전부 도재관의 강도에 영향을 미칠 수 있다.

Sjögren과 Bergman⁶⁷⁾은 Cerestore 도재관에 수직력이 가해질 때 측정된 파괴 강도는 지대치 마무리선이 둥근 선각의 솔더인 경우가 셸퍼인 경우에 비해 세 배 정도 크다고 하였는데, 이는 수직력 작용시 마무리선이 셸퍼인 경우는 전부 도재관이 치경부로 미끌어짐으로써 도재에 인장과 전단응력이 발생하기 때문이라고 하였다. 이 실험에서 이와 같은 결과를 보인 것은 전부 도재관을 지대치에 접촉시키지 않은 상태로 하중을 가했기 때문이라고 생각되며, 실제 임상에서는 전부 도재관을 지대치에 접촉시키기 때문에 도재관의 미끄러짐이 제한되어 이와는 다른 결과가 나타날 수도 있다. Friedlander⁶⁸⁾은 Dicor 도재관에서 지대치의 측벽 경사가 10°일 때, 마무리선이 예리한 선각의 솔더인 경우가 가장 큰 파괴력을 요하였으며, 둥근 선각의 솔더, 셸퍼 순으로 파괴 강도가 감소하였다고 하였다. 이들은 지대치와 회복물의 접촉이 둥근면이나 치경부쪽으로 경사진 면에서 이루어지면 교합력이 작용할 때 도재내 인장응력이 증가될 수 있어 회복물의 강도가 저하된다고 하였다. 이 연구에서는 전부 도재관을 인산아연 시멘트로 금속 다이에 접촉하여 파괴 강도를 실험하였는데, 금속은 상아질에 비해 탄성계수가 훨씬 크기 때문에 실제 임상 상황과 상당한 차이가 발생할 가능성이 있다.

전부 도재관의 강도를 측정, 비교하는 실험에서는 실제 치아를 지대치로 사용하면 지대치의 규격을 표준화하기 어려워 형성된 하나의 지대치를 금속 등의 재료로 복제하여 사용하는 경우가 많고, 마무리선 형태의 미세한 차이를 도재로 정확히 재현하기 어렵기 때문에 실험의 오차가 증가할 수 있다. 이러한 실험 설계에서 유한요소법을 사용하면 전부 도재관내 응력 분포를 비교해 봄으로써 상대적인 강도를 예

측하는 것이 가능하다. 유한요소법은 요소의 크기를 작게 만들어 줌으로써 실험 모형의 미세한 차이도 재현이 가능하고, 실험 대상 재료의 물성을 모두 반영할 수 있는 장점을 지닌다.

유한요소법으로 지대치의 마무리선 형태에 따른 응력의 분포를 분석한 본 연구에서 절단 1/3에 하중이 가해졌을 때, 치관 표면 참조점인 마무리선 상방의 도재와 시멘트와 도재의 계면에서 발생한 압축응력과 인장응력은 지대치의 마무리선이 셸퍼인 경우 가장 높게 나타났다. 교합력 작용점이 절단 1/3에서 절단연으로 이동했을 때 모든 지대치 모형에서 응력 증가가 나타났는데, 이 때 나타난 응력의 증가율도 셸퍼 모형에서 가장 컸다. 둥근 선각의 솔더인 경우 절면 마무리선 상방 도재 부위를 제외한 모든 치아 표면 참조점에서 압축응력과 인장응력이 예리한 선각의 솔더보다 낮게 나타났다.

지대치의 마무리선 형태에 따른 응력 분포에 관한 연구들을 살펴보면, Chai와 Steege¹¹⁾는 전치부 금속-도재관에서 순면 마무리선이 둥근 선각의 솔더, 베벨을 가진 솔더, 셸퍼인 경우를 비교한 결과, 셸퍼 마무리선이 시멘트 두께를 증가시키기 때문에 임상에서도 불리할 수 있다고 보고한 바 있다. Starling과 Cook⁷⁰⁾은 구치부 전부 도재관에서 마무리선이 솔더인 경우에 비하여 feather edge인 경우 치경부에서 높은 응력이 발생하였다고 하였다. Dérand¹⁶⁾는 솔더가 치아 장축과 이루는 각이 90° 이상일 때 도재의 파절 위험이 증가한다고 하였고, Rosenstiel⁶¹⁾도 기울어진 솔더는 도재에 불리한 응력을 발생시키기 때문에 인장 파절을 일으킬 수 있다고 서술한 바가 있다.

본 연구에서 셸퍼 마무리선의 경우 다른 마무리선에서보다 비교적 높은 응력 분포를 보였는데, 셸퍼는 지대치 측벽과 90° 이상의 둔각을 가지므로 Dérand와 Rosenstiel 등의 주장과 부합하는 결과라고 하겠다. 한편, 예리한 선각의 솔더보다는 둥근 선각의 솔더가 마무리선 부위 치아 표면에서 유리한 응력 분포 양상을 보였다.

측벽과 마무리선이 이루는 선각부위 도재에서의 응력을 비교해보면, 셸퍼, 둥근 선각의

솔더, 예리한 선각의 솔더 순으로 증가하였다. 특히 예리한 선각의 솔더에서는 이 부위에 매우 높은 응력의 집중을 나타냈는데, 이는 Walton과 Leven⁷⁴⁾, El-Ebrashi 등⁷⁵⁾의 광탄석 분석법에 의한 결과와 일치하며, 이는 예리한 선각의 솔더에 비하여 둥근 선각의 솔더가 유리한 점이 된다.

전부 도재관에서 교합력의 수직적 요소에 저항하는 부위가 마무리선 부위라면, 교합력의 수평적 요소에 대해 도재에 지지를 제공하는 부위는 지대치의 절단면 설측부 치질이라고 생각되어 왔다. 따라서 전부 도재관에서 도재 파절을 방지하기 위하여는 적절한 지대치의 치관 길이가 확보되어야 한다. 전부 도재관을 위한 지대치 형성시 절단면 삭제량으로 Dykema²⁵⁾은 1.5mm, Rosenstiel⁶¹⁾은 1.5-2.0mm, Pettrow⁵⁵⁾는 치관 전장의 1/3이내, Malone⁴⁷⁾은 2.0mm를 권장하고 있다. 또한 Dykema²⁵⁾은 지대치의 치관 길이가 최소한 회복물 길이의 2/3는 되어야 하고, 이상적으로는 3/4이면 좋다고 하였으며, Chiche¹²⁾는 치관이 짧은 치아는 전부 도재관의 금기증이 된다고 하였다. Saklad⁶⁴⁾는 전부 도재관의 파절 양상을 원인에 따라 반달 모양의 파절, 수직 파절, 다중 파절 등 세 가지로 분류하고 그 중 반달 모양의 파절은 지대치의 치관 길이가 짧은 경우 대부분의 교합력을 도재가 받기 때문에 일어난다고 하였다. Pettrow⁵⁵⁾는 광탄성 분석법을 이용한 연구에서 전부 도재관에서 지대치의 치관 길이가 짧으면 교합력 작용시 도재관의 순면 기저부에 응력이 집중됨을 보였고, 지대치의 치관 길이가 전체 치관 길이의 2/3미만일 때 절단면의 지렛대 작용이 강화되어 도재 파절을 일으킬 수 있다고 하였다.

전부 도재관의 주된 적응증이 되는 치아는 상악 절치로서, Wheeler⁷⁶⁾에 의하면 치관의 평균 길이는 상악 중절치가 11.2 mm, 상악 측절치가 9.8 mm이므로, 절단면을 2.0 mm 삭제하여도 충분한 치관 길이가 남는다고 볼 수 있다. 그러나, 치아 마모나 불완전 맹출 등으로 임상적 치관의 길이가 해부학적 치관의 길이보다 짧아 충분한 치관 길이를 확보할 수

없는 경우도 있다.

본 연구에서는 절단면을 4.0 mm 삭제한 경우와 정상적으로 2.0 mm 삭제한 경우에 전부 도재관에 발생하는 응력을 비교하였다. 실험 모형의 치관 길이는 약 11.0 mm이었으므로 절단면을 4.0 mm 삭제하여 지대치의 치관 길이가 전체 치관 길이의 2/3에 못 미치는 모형을 설계하여 실험하였다. 전부 도재관에서 지대치의 치관 길이가 전체 치관 길이의 2/3 미만일 때 도재의 파절 위험이 높다는 여러 선학들의 주장과는 달리, 본 연구에서는 절단면 삭제량이 2.0 mm와 4.0 mm인 경우 거의 동일한 수준의 응력 분포를 나타냈다.

Scherrer와 de Rijk⁶⁵⁾는 구치부 전부 도재관에서 도재관의 길이가 증가할 때 수직력에 대한 파절 저항이 컸다고 하였으나, 이 실험에서는 탄성 계수가 상아질보다 훨씬 낮은 재료를 지대치 대신 사용하여 방법상 문제가 제기될 수 있다. 또한, 구치부와 달리 전치부에서는 교합력이 수직 방향보다는 치축과 경사를 이루는 방향으로 가해지기 때문에, 이 결과를 전치부 전부 도재관에 적용하기 어렵다고 생각된다. Dérand¹⁷⁾는 전부 도재관 모형에서 지대치 형태에 따른 응력 분포를 strain gauge법으로 연구한 결과, 지대치의 치관이 짧으면 상당한 인장 응력을 유발한다고 보고하였다. 이 실험에서는 전부 도재관과 자연치 대신 plexiglass 와 polythene을 각각 사용하였는데, plexiglass와 polythene의 탄성 계수의 비율은 도재와 상아질의 탄성 계수의 비율과는 많은 차이를 가진다. 또한, 지대치와 전부 도재관을 접촉하지 않은 상태로 경사 하중을 가하였는데, 실제 임상에서 전부 도재관을 지대치에 접촉하는 경우와는 역학적인 측면에서 상당한 차이가 있다고 볼 수 있다.

이들과는 상반되는 결과를 보고한 연구로서, Anusavice와 Hojjatie²⁾는 전부 도재관에서 지대치의 절단면 삭제량이 1.0, 1.9, 4.0 mm인 경우 도재와 시멘트에 발생하는 응력을 이차원 유한요소법으로 분석한 결과, 절단면 삭제량이 응력 분포에 영향을 미치지 않았다고 보고한 바 있다. 이는 본 연구와 일치하는 결

과이다.

Pettrow의 연구나 Dérand의 연구가 본 연구나 Anusavice 등의 연구와 상반된 결과를 보인 것은 도재관과 지대치의 계면 조건이 다르기 때문이라고 생각된다. 즉, 팽탄성 분석 법이나 Strain gauge법을 이용한 전자의 연구들은 도재관과 지대치를 접촉하지 않은 상태에서 실험한 반면, 유한요소법을 이용한 후자의 연구들은 도재관과 시멘트, 시멘트와 지대치가 완전한 결합 상태라는 가정하에서 이루어진 것이다. Pettrow⁵⁵⁾는 전부 도재관에 경사 하중이 가해지면 도재관이 지대치의 절단연을 fulcrum으로 하여 지렛대 운동을 하게 되는데, 지대치 치관이 짧은 경우 이 지렛대 운동이 강화되어 순면 치경부 도재에 큰 응력이 발생하여 도재가 파절된다고 하였다. 짧은 치관을 가진 치아가 전부 도재관의 금기증이라는 주장과 Dérand의 연구 결과도 이와 같은 기계적 원리로 설명하고 있다. 그러나 실제 임상에서는 전부 도재관을 지대치에 접촉하기 때문에 이러한 운동에 제약이 생기게 된다. 이러한 상태는 시멘트 층을 재현하여 시멘트의 물성을 반영하고 각 계면이 상호 완전히 결합된 것으로 간주하는 유한요소법적 실험 모형에 더 가깝다고 사료된다. 그러나, 유한요소법적 계면 조건도 실제 임상의 계면 조건과 완전히 일치하지는 않기 때문에, 지대치 치관 길이에 따른 전부 도재관의 파괴 강도에 대한 연구를 통하여 검증되어야 한다고 사료된다.

상악 전치의 전부 도재관에서는 중심 교합시 하악 전치의 접촉 위치가 중요한 고려 사항이 된다. Rosenstiel⁶¹⁾은 하중이 불리하게 작용하는 교합 관계는 전부 도재관의 금기증이라고 하였고, 그 예로서 절단 교합을 들고 있다. Dykema²⁵⁾는 절단 교합시는 도재에 주로 압축응력이 발생하므로 전부 도재관의 금기증이 되지 않으나, 수직 피개가 아주 작은 경우 도재에 인장응력이 발생하게 되므로 전부 도재관을 사용하지 않아야 한다고 하였다. 또한 수직 피개가 과도한 경우는 전단응력이 발생되어 불리하므로 좋지 않다고 하였다. Chiche¹²⁾도 치경부 1/5 부위에 교합이 되는 경우는 전부

도재관의 금기증이라고 하였다. 기저 절절과 지대치의 절단사이에 교합 하중이 가해지면 도재에는 주로 압축응력이 발생하므로 이는 잘 견디어진다고 알려져 왔다.

본 연구에서는 상악 전치의 수직 피개 정도에 따라 절단 교합과 절단 1/3에서 접촉하는 교합, 치경부 1/5에서 접촉하는 과개 교합 등 세 가지 교합 형태로 구분하여 하중을 가하였다. 상악 전치에 가해지는 교합 하중은 중심 교합시의 접촉과 같은 정하중 외에 전방, 측방 운동시의 접촉과 같은 동적 하중이 있으나, 유한요소법에서 동적 하중을 재현하기는 불가능하기 때문에 여러 선학들의 연구를 참조하여 300N의 정하중을 가하였고^{57,59)}, 하중의 방향은 치아의 장축과 45°를 이루도록 하였다^{3,11,59,82)}.

우선 절단 1/3에 하중이 가해진 경우 전반적인 응력 분포 양상을 살펴보면, 순면 마무리선부 위에는 압축응력이, 설면 마무리선부 위에는 인장응력이 집중되어 나타났고, 순면보다 설면에서 더 큰 응력의 분포를 보였다. Farah와 Craig²⁰⁾는 금속-도재관에서 치축과 평행한 하중이 가해질 때는 순면에 인장응력, 설면에 압축응력이 크게 나타났으나, 치축과 30°의 각을 이루는 하중이 가해질 때는 순면 마무리선 부위에 압축응력이 설면 마무리선 부위에 인장응력이 집중되어 나타났다고 하였다. Anusavice와 Hojattie³⁾는 금속-도재관에서 최대 인장응력이 나타나는 위치는 치축과 평행한 하중이 가해질 때는 순면 마무리선 부위이고, 45°경사 하중이 가해질 때는 설면 마무리선 부위라고 보고한 바 있다. 또한 이들은 전부 도재관에서도 이와 같은 응력 분포 양상이 나타남을 보고하였다²⁾. 이상의 연구들을 참조해 보면, 본 연구에서 나타난 응력 분포 양상도 치아 장축과 45°를 이루는 경사 하중이 가해진 결과로서 해석할 수 있겠다. 본 연구에서는 한 방향의 하중만을 재현하였으나 교합 형태에 따라 교합력의 방향이 변할 수 있는데, 선학들의 연구에 의하면 힘의 수평적 요소가 증가할 수록 도재에 발생하는 인장응력이 커지는 것으로 나타났다²⁾.

하중점의 위치가 절단 1/3에서 절단연으로

이동함에 따라 마무리선부위 응력이 크게 증가하고 하중점의 순측 도재에 매우 높은 인장 응력이 발생하였는데, 이는 절단 교합이 전부 도재관의 금기증이라는 주장을 뒷받침할 수 있는 결과라고 할 수 있다. 특히, 절단연 하중점 순면에는 마무리선 부위보다 2-5배에 달하는 높은 인장응력이 발생하여, 도재 파절 위험이 가장 높은 부위라고 생각되었다. 금속-도재관에서도 절단연에 하중이 가해진 경우 본 연구 결과와 같이 하중점 순측 도재에서 최대 인장 응력이 나타남이 보고된 바 있다³⁾. 또한 이는 전치부 Dicor 도재관에서 하중점인 절단연으로부터 파절이 시작된다고 보고한 Dickinson²⁰⁾의 연구와도 부합되는 결과라 하겠다.

치경부 1/5에 하중이 가해진 경우에는 전반적으로 낮은 응력 분포를 보였다. 과개 교합의 경우에는 하악의 전방 운동이나 저작시 가해지는 힘의 크기와 방향이 다를 수 있으므로, 본 연구와 같은 정적 하중하에서의 결과만으로 임상적 판단을 하는 것은 어렵다고 사료된다.

전부 도재관에서 대부분의 임상적 실패는 시멘트 또는 도재관 내면으로부터 시작한다고 보고되어 있다^{40, 41, 72)}. Anusavice와 Hojjatie⁴⁾는 도재관의 내면 flaw와 시멘트 void가 내면의 응력을 증가시키는 역할을 하며, 이는 임상적 실패 양상과 일치한다고 하였다. 본 연구에서도 치경부 치아 표면보다 도재관 내부인 선각 부위 도재에 높은 응력의 분포를 보이고 있어 도재관의 내면 처리가 중요함을 보여주고 있다. 전부 도재관의 내면을 식각하고 낮은 점도의 복합 레진 시멘트를 사용하여 지대치에 접착시킴으로써 전부 도재관의 내면으로부터 시작되는 파절을 방지할 수 있으며 전부 도재관의 강도를 증가시킬 수 있다^{6, 7, 44, 45, 48, 51, 60)}. Bernal등은 Dicor 도재관을 레진 시멘트로 접착한 경우 glass ionomer 시멘트나 인산아연 시멘트로 접착한 경우보다 강도가 우수하였으며, 레진 시멘트를 사용한 경우는 마무리선의 형태에 따른 강도의 차이가 나타나지 않았다고 하였다. 이는 레진 시멘트가 경사진 마무리선이 강도를 저해하는 작용을 상쇄할 수 있기 때문이라고 하였고, 따라서 레진 시멘트를 사용할 때에는 마무리

선의 형태가 중요하지 않다고 하였다⁸⁾.

본 연구 결과는 지대치의 마무리선 형태와 교합력 작용점이 전부 도재관의 성공률에 영향을 미칠 수 있음을 시사하고 있다. 전부 도재관의 예후에 대한 좀 더 정확한 예측을 위하여, 시멘트의 종류와 계면 조건, 동적 하중 조건, 및 본 연구에서는 제외된 코어와 전장 도재로 구성되는 전부 도재관 등에 관하여 앞으로 더 많은 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

저자는 상악 중절치의 전부 도재관에서 지대치의 마무리선 형태와 절단연 삭제량 및 교합력 작용점에 따른 응력 분포의 변화를 알아 보기 위하여, 예리한 선각의 솔더, 등근 선각의 솔더, 셸퍼 등 세 형태의 마무리선을 가지고, 절단연이 2.0 mm 또는 4.0 mm 삭제된 지대치를 삼차원 유한요소 모형으로 설계하여, 교합력을 절단 1/3, 절단연, 치경부 1/5부위에 가한 뒤, 삼차원 유한요소법으로 응력을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 순면 마무리선 부위에는 압축응력이, 설면 마무리선 부위에는 인장응력이 집중되었다.
2. 마무리선 부위의 치관 표면보다 치관 내부 선각에 더 큰 응력 분포를 보였고, 특히 예리한 선각의 솔더인 경우에는 선각 부위 도재에 높은 응력 집중을 보였다.
3. 치관 표면에서 도재와 시멘트의 계면과 마무리선 상방 도재에 발생한 응력은 셸퍼인 경우에 가장 컸고, 예리한 선각의 솔더, 등근 선각의 솔더 순으로 감소하였다.
4. 치관 표면에서 치아와 시멘트의 계면에 발생한 응력은 예리한 선각의 솔더인 경우에 가장 컸고, 등근 선각의 솔더, 셸퍼 순으로 감소하였다.
5. 지대치의 절단연 삭제량은 전부 도재관내 응력 분포에 거의 영향을 미치지 않았다.
6. 절단 교합으로 하중을 가한 경우, 마무리선 부위와 절단연에 응력이 크게 증가되었다.
7. 치경부 1/5에 하중을 가한 경우, 전반적으로

낮은 응력 분포를 보였다.

REFERENCES

1. Abbate, M.F., Tjani, A.H.L., Fox, W.M. : Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 527-531, 1989.
2. Anusavice, K.J., Hojjatie, B. : Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns. *J. Dent. Res.*, 67 : 1371-1375, 1988.
3. Anusavice, K.J., Hojjatie, B. : Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J. Dent. Res.*, 66 : 1493-1498, 1987.
4. Anusavice, K.J., Hojjatie, B. : Tensile stresses in glass-ceramic crowns : effect of flaws and cementation voids. *Int. J. Prosthodont.*, 5 : 351-358, 1992.
5. Anusavice, K.J., Hojjatie, B., Dehoff, P.H. : Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J. Dent. Res.*, 65 : 1173-1178, 1986.
6. Argue, J.E. : The preparation of teeth for porcelain jacket crowns. *J. Am. Dent. Assoc.*, 17 : 1259-1270, 1930.
7. Bailey, L.F., Bennett, R.J. : Dicor surface treatments for enhanced bonding. *J. Dent. Res.*, 67 : 925-931, 1988.
8. Bernal, G., Jones, R.M., Brown, D.T., Munoz, C.A., Goodacre, C.J. : The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int. J. Prosthodont.*, 6 : 286-290, 1993.
9. Browning, J.D., Meador, L.W., Eick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J. Prosthet. Dent.*, 55 : 69, 1986.
10. Brukl, C.E., Philp, G.K. : The fit of molded, twin foil, and conventional ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 58 : 408, 1987.
11. Chai, J.Y., Steege, J.W. : Effects of labial margin design on stress distribution of a porcelain-fused-to-metal crown. *J. Prosthodont.* 1 : 18-23, 1992.
12. Chiche, G.J., Pinault, A. : Esthetics of anterior fixed prosthodontics. 1st ed. Quintessence Publishing Co Inc., 1994.
13. Christidon, L., Osborne, J., Charberlain, J. : The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br. Dent. J.*, 135 : 9, 1973.
14. Clayton, J.A., Jaslow, C. : A Measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 21, 1971.
15. Davis, D.R. : Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 59 : 12, 1988.
16. Dérand, T. : Analysis of stresses in the porcelain crowns. *Odontol. Rev.*, 25 : 189, 1974.
17. Dérand, T. : Effect of variation in the shape of the core on stresses in a loaded model of a porcelain crown. *Odontol. Rev.*, 25 : 11, 1974.
18. Dérand, T. : Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. *Dent. Mater.*, 7 : 21-24, 1991.
19. Dérand, T. : The importance of an even shoulder preparation in porcelain crowns. *Odont. Rev.*, 23 : 305-314, 1972.
20. Dickinson, A.J.G. : A comparison of the Cerestore and Dicor systems. In *Pro. Int. Symp. Alternatives Trad. Porcelain*, Amsterdam, The Netherlands (edited by Pameijer, C.H.) : 1-24, 1988.
21. Dickinson, A.J.G., Moore B. K., Harris, R. K., Dykema, R.W. : A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 297, 1989.

22. Dicor : Clinical Procedures Manual, Dent-sply, 1984.
23. Doyle, M.G., Goodacre, C.J., Munoz, C.A., Andres, C.J. : The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns : Part 3. *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 327–340, 1990.
24. Doyle, M.G., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Friendlander, L.D., Moore, B.K. : The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns : Part 2. *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 241–248, 1990.
25. Dykema, R.W., Goodacre, C.J., Phillips, R.W. : *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed. W.B. Saunders Co., 1986.
26. Eden, G.T., Kacicz J.M. : Dicor crown strength improvement due to bonding. IADR abstr. No. 801. *J. Dent. Res.*(special issue), 66 : 207, 1987.
27. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 333–345, 1969.
28. Fairley, J.M. : Preparation of a maxillary central incisor for a porcelain jacket preparation. *Br. Dent. J.*, 18 : 208, 1958.
29. Farah, J.W., Craig, R.G., : Two-dimensional photoelastic simulation of a castable ceramic bridge.(Abstract). *J. Dent. Res.*, 64 : 208, 1985.
30. Farah, J.W., Craig R.G. : Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J. Dent. Res.*, 54 : 255–261, 1975.
31. Friedlander, L.D., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Doyle, M.G., Moore, B.K. : The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns : Part 1. *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 159–168, 1990.
32. Futterknecht, N., Jinoian, V. : A renaissance of ceramic prosthetics? *QDT*, 15 : 65–78, 1992.
33. Grossman, D.G. : Cast glass ceramics. *Dent. Clinics North Am.*, 29 : 725–739, 1985.
34. Grossman, D.G., Nelson, J.W. : The bonded Dicor crown. IADR abstr. No. 800. *J. Dent. Res.*(special issue), 66 : 206, 1987.
35. Hojjatie, B., Anusavice, K. J. : Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J. Biomechanics*, 23 : 1157–1166, 1990.
36. Hondrum, S.O. : A review of the strength properties of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 67 : 859–865, 1992.
37. Huelke, D.F., Patrick, L.M. : Mechanics in the production of mandibular fractures : strain gauge measurements of impacts to the chin. *J. Dent. Res.*, 43 : 437–446, 1964.
38. Hüls, A. : All-ceramic restorations with the In-Ceram system : 6 years of clinical experience. Vita, 1995.
39. Jones D.W., The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. In : McLean J.W., ed. *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Chicago : Quintessence Publishing Co., 83–141, 1983.
40. Kelly, J.R., Campbell, S.D., Bowen, H.K. : Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 536–541, 1989.
41. Kelly, J.R., Giordano, R., Pober, R., Cima, M.J. : Fracture-surface analysis of dental ceramics : clinically-failed restoration. *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 430–440, 1990.
42. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. : Ceramics in dentistry : Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, 75 : 18–32, 1996.
43. Leckie, F., quoted in : Anusavice, K.J., de

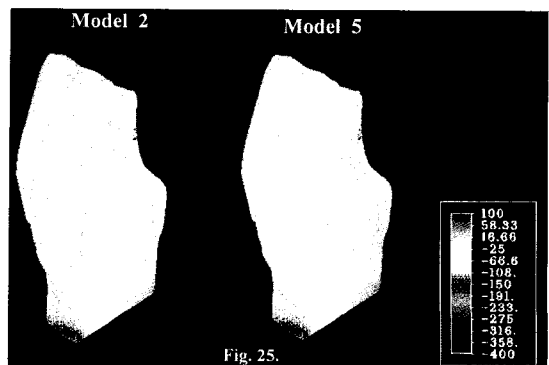
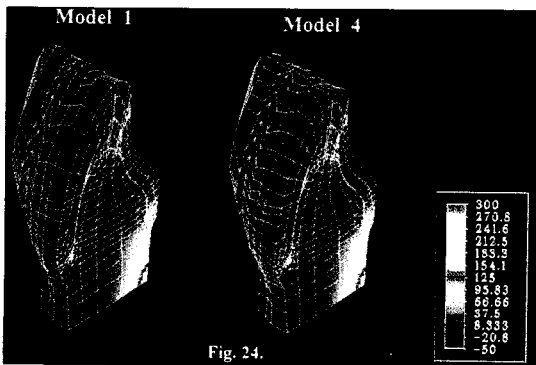
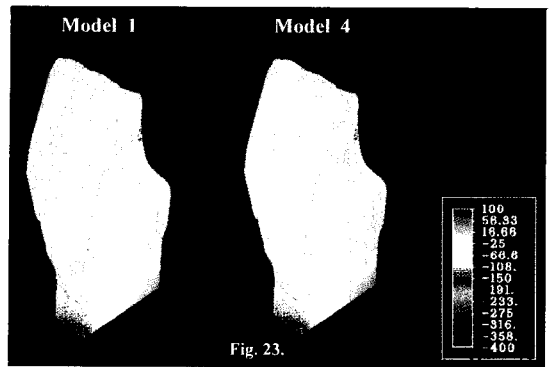
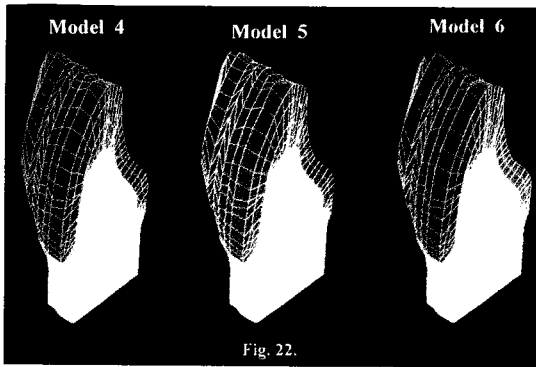
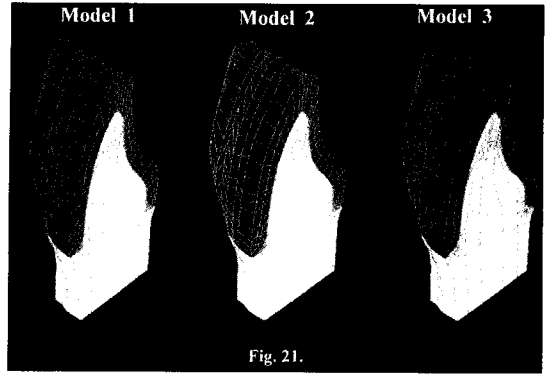
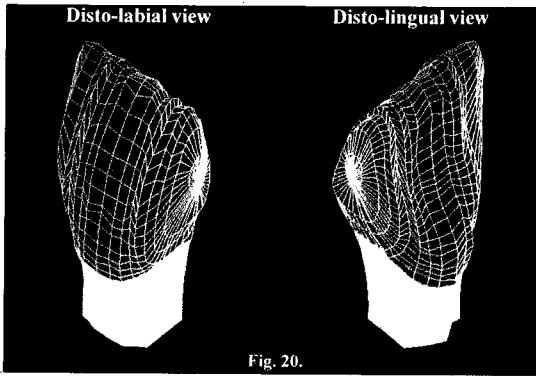
- Rijk, W.G. Performance of dental biomaterials : conference report. *Dent. Mat.*, 6 : 69–72, 1990.
44. Malament, K.A., Grossman, D.G. : Bonded vs. non-bonded Dicor crowns : Four-year report. *J. Dent. Res.*, 71(AADR abstracts) : 321, 1992.
 45. Malament, K.A., Grossman, D.G. : Clinical application of bonded Dicor crowns : a two-year report (abstract). *J. Dent. Res.*, 69 : 299, 1990.
 46. Malament, K.A., Grossman, D.G. : The cast glass-ceramic restoration. *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 674–685, 1987.
 47. Malone, W.F.P., Koth, D.L. : Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 8th ed., Ishiyaku EuroAmerica Inc., 1989.
 48. McCormick, J.F., Rowland, W., Shillingburg, Jr., H.T., Duncanson, Jr., M.G. : Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int.*, 24 : 405–408, 1993.
 49. McLean, J.W. : The alumina reinforced porcelain jacket crown. *J. Am. Dent. Assoc.*, 75 : 621–628, 1967.
 50. McLean, J.W., Hughes, T.H. : The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J.*, 119 : 251–254, 1965.
 51. McInnes-Ledoux, P.M., Ledoux, W.R., Weinberg, R., Rappold, A. : Luting castable ceramic restorations-A bond strength study. *IADR abstr. No. 802. J. Dent. Res. (special issue)*, 66 : 207, 1987.
 52. Mühlemann, H.R. : Tooth mobility I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility. *J. Periodontol.*, 25 : 22, 1954.
 53. Oppice, H.W. : A resume of ideas on porcelain jacket crown preparations. *J. Am. Dent. Assoc.*, 21 : 1030–1039, 1934.
 54. Peyton, F.A., Mahler D.B., Hershenov, B. : Physical properties of dentin. *J. Dent. Res.*, 31 : 369–370, 1952.
 55. Pettrow, J.N. : Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, 11 : 334, 1961.
 56. Pryputnicwicz, R. J., Brustone, C.J., Bowley, W.W. : Determination of arbitrary tooth displacement. *J. Dent. Res.*, 57 : 663–674, 1978.
 57. Ramfjord, S., Ash, M. M. : Occlusion. Third ed., W.B. Saunders Co., 1983.
 58. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., Stannard, J.G. : Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J. Dent. Res.*, 62 : 1002–1008, 1983.
 59. Ringquist, M. : Isometric bite force and its relationship to dimensions of the facial skeleton. *Acta. Odonto. Scand.*, 31 : 35, 1973.
 60. Rosenstiel, S.F., Gupta P.K., Van der Sluys, R.A., Zymmerman, M.H. : Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. *Dent. Mater.*, 9 : 274–279, 1993.
 61. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, M. : Contemporary fixed prosthodontics. 1st ed., Mosby Co., 1987.
 62. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Yi, H. : Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J. Dent. Res.*, 62 : 82–86, 1983.
 63. Ryden, H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. *J. Periodontol.*, 45 : 283–287, 1979.
 64. Saklad, M.J. : The disclosure of cleavage and fracture lines in porcelain restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 8 : 115, 1958.
 65. Scherrer, S.S., de Rijk, W.G. : The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic

- crowns. *Int. J. Prosthodont.* 5 : 550-557, 1992.
66. Seghi, R.R., Denry, I.L., Rosenstiel, S.F. : Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Dent. Prosthet.*, 74 : 145-150, 1995.
 67. Sjögren, G., Bergman, M. : Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown. *Swed. Dent. J.*, 11 : 147-152, 1987.
 68. Sozio, R.B., Riley, E. J. : The shrink-free ceramic crown. *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 182-187, 1983.
 69. Sozio, R.B., Riley, E. J. : Shrink-free ceramic. *Dent. Clinics North Am.*, 29 : 705-717, 1985.
 70. Starling, L.B., Cook, S. D. : An evaluation of stresses within ceramic tooth reconstructive materials. *IADR Prog. & Abstr.*, 62, No. 336, 1983.
 71. Sutherland, J.K., Holland, G.A., Sluder, T. B., White, J.J. : A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. *J. Prosthet. Dent.*, 44 : 616, 1980.
 72. Thompson, J.Y., Anusavice, K.J., Morris, H. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J. Dent. Res.*, 73 : 1824-1832, 1994.
 73. Vahidi, F., Egloff E.T., Panno, F.V. : Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 66 : 426, 1991.
 74. Walton, C.B., Leven, M.M. : A preliminary report of photoelastic tests of strain patterns within jacket crowns. *J. Am. Dent. Assoc.*, 50 : 44-48, 1955.
 75. Weaver, J.D., Johnson, G.H., Bales D.J. : Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 66 : 747, 1991.
 76. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and physiology. 4th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1965.
 77. Williams, D.F., Cunningham, I. : Materials in dentistry. Oxford University Press, Oxford, 261, 1979.
 78. Young, T.M., Altschuler, B.R. : Laser holography in dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 38 : 216, 1977.
 79. 박창근, 이선형, 정현영, 양재호 : 최대교합 및 기능교합시 하악 구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구. *대한치과보철학회지*, 32 : 484-500, 1994.
 80. 양홍서, 장완식 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구. *서울치대 논문집*, 10 : 113, 1986.
 81. 조광현, 최부병, 박남수 : 중간 지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구. *대한치과보철학회지*, 22 : 55-69, 1987.
 82. 최수영, 이선형, 양재호, 정현영 : 포스트 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. *대한치과보철학회지*, 33 : 177-197, 1995.

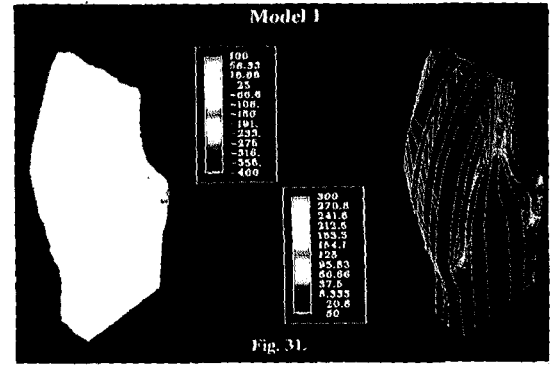
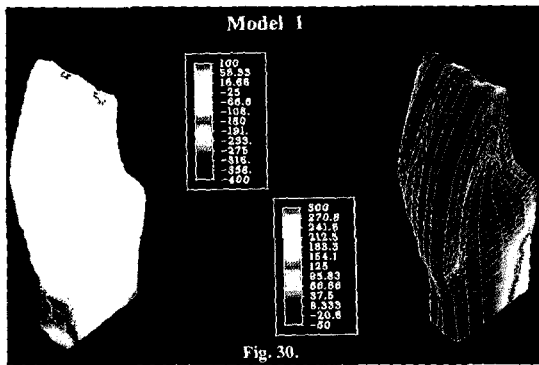
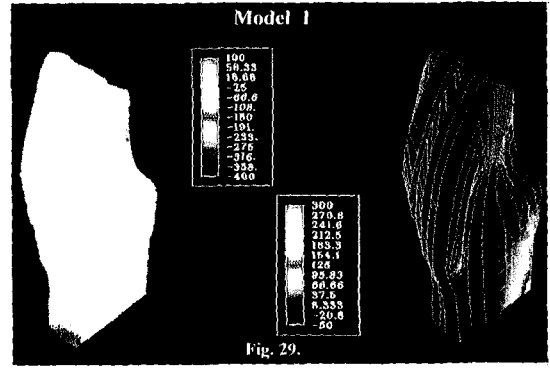
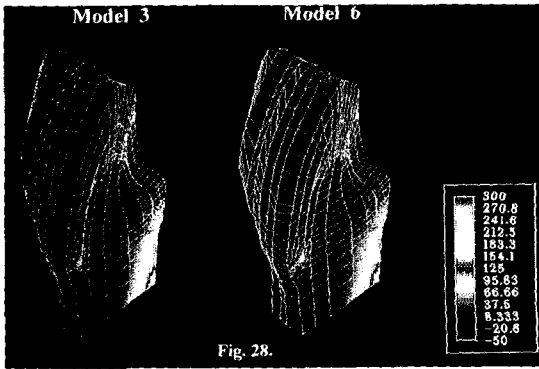
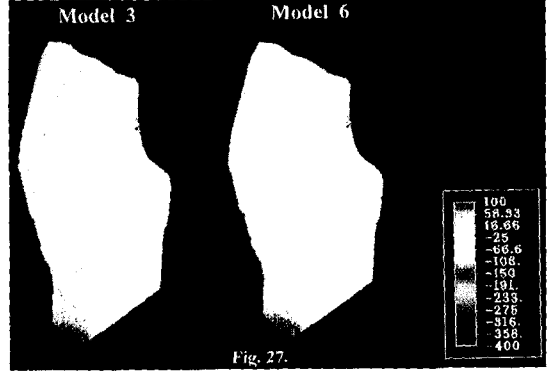
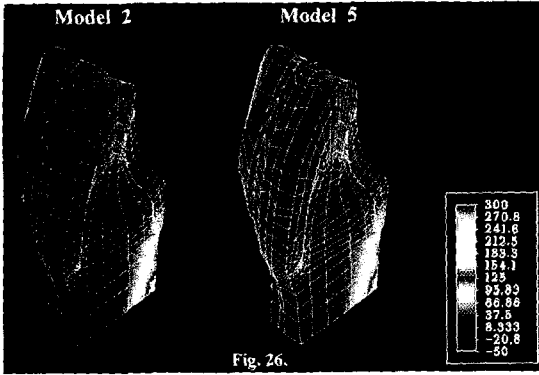
EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 20. Three dimensional finite element model.
- Fig. 21. Mid-sagittal sections of Model 1, 2, and 3 (long abutment).
- Fig. 22. Mid-sagittal sections of Model 4, 5, and 6 (short abutment).
- Fig. 23. Minimum principal stresses of Model 1 and 4 under Load A.
- Fig. 24. Maximum principal stresses of Model 1 and 4 under Load A.
- Fig. 25. Minimum principal stresses of Model 2 and 5 under Load A.
- Fig. 26. Maximum principal stresses of Model 2 and 5 under Load A.
- Fig. 27. Minimum principal stresses of Model 3 and 6 under Load A.
- Fig. 28. Maximum principal stresses of Model 3 and 6 under Load A.
- Fig. 29. Principal stresses of Model 1 under Load A.
- Fig. 30. Principal stresses of Model 1 under Load B.
- Fig. 31. Principal stresses of Model 1 under Load C.
- Fig. 32. Principal stresses of Model 2 under Load A.
- Fig. 33. Principal stresses of Model 2 under Load B.
- Fig. 34. Principal stresses of Model 2 under Load C.
- Fig. 35. Principal stresses of Model 3 under Load A.
- Fig. 36. Principal stresses of Model 3 under Load B.
- Fig. 37. Principal stresses of Model 3 under Load C.

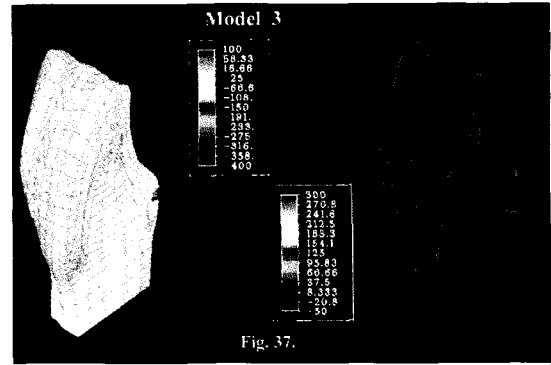
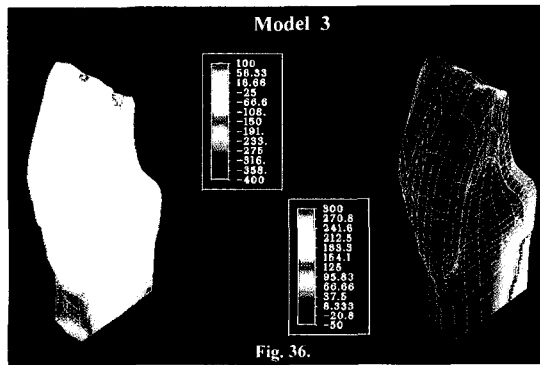
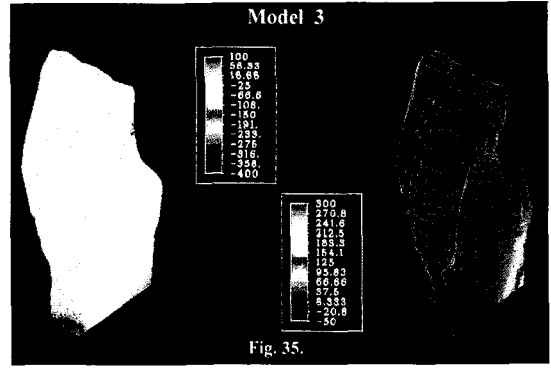
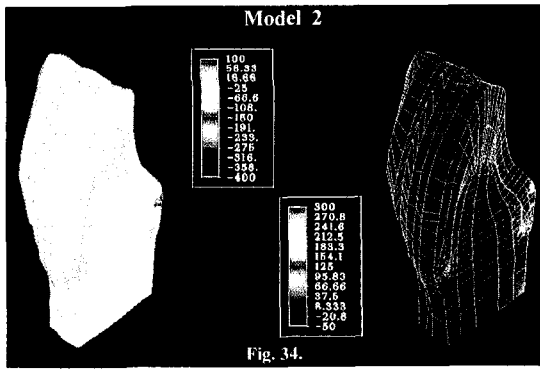
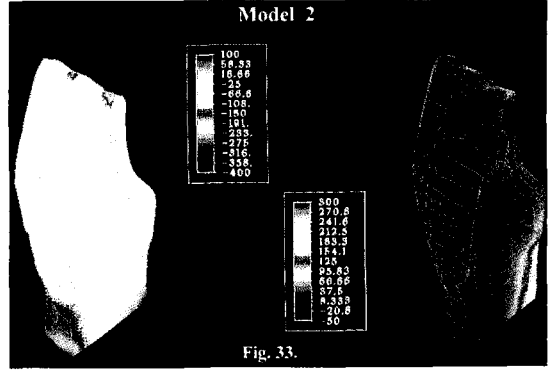
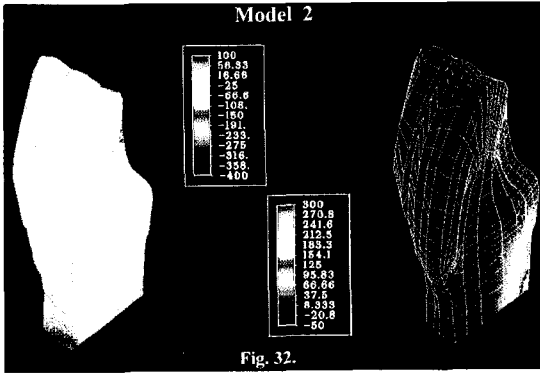
논문사진부도 ①



논문사진부도 ②



논문사진부도 ③



ABSTRACT

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN ALL-CERAMIC CROWNS WITH VARIOUS FINISH LINE DESIGNS AND INCISAL REDUCTIONS UNDER DIFFERENT LOADING CONDITIONS

Eun-Suk Koh, Sun-Hyang Lee, Jae-Ho Yang, Hun-Young Chung

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to determine the effect of finish line design, amount of incisal reduction, and loading condition on the stress distribution in anterior all-ceramic crowns.

Three-dimensional finite element models of an incisor all-ceramic crown with 3 different finish line designs : 1) shoulder with sharp line angle 2) shoulder with rounded line angle 3) chamfer : and 2 different incisal reductions : 2mm and 4mm were developed. 300 N force with the direction of 45 degree to the long axis of the tooth was applied at 3 different positions : A) incisal 1/3, B) incisal edge, C) cervical 1/5. Stresses developed in ceramic and cement were analyzed using three-dimensional finite element method.

The results were as follows :

1. Stresses were concentrated in the margin region, which were primarily compressive in the labial and tensile in the lingual.
2. Stresses were larger in the area near line angle than on the crown surface of the margin region. In case of shoulder with sharp line angle, stresses were highly concentrated in the porcelain near line angle.
3. At the interface between porcelain and cement and at the porcelain above the margin on crown surface, stresses were the highest in chamfer, and decreased in shoulder with sharp line angle and shoulder with rounded line angle, respectively.
4. At the interface between cement and abutment on crown surface, stresses were the highest in shoulder with sharp line angle, and decreased in shoulder with rounded line angle and chamfer, respectively.
5. The amount of incisal reduction had little influence on the stress distribution in all-ceramic crowns.
6. When load was applied at the incisal edge, higher stresses were developed in the margin region and the incisal edge than under the other loading conditions.
7. When load was applied at the cervical 1/5, stresses were very low as a whole.

Key words : All-ceramic crown, Finish line design, Amount of incisal reduction, Loading condition, 3-dimensional finite element method.