

상악 제1소구치의 교두각에 따른 전부도재관의 응력분포에 관한 삼차원유한요소법적 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

김원규 · 신동국 · 송기범 · 동진근

1. 서 론

사회적 경제적인 발달로 인간의 미에 대한 추구는 증대되고 있으며 치과 영역에서도 자연 치아에 가까운 형태와 색조를 재현하여 수복하기 위한 노력이 지속되고 있다. 초기의 전부도재관들은 심미적인 장점에도 불구하고 재료가 가지는 한계성, 임상술식과 제작기법의 어려움 특히 파절의 위험성으로 인하여 임상에서의 사용이 제한되었으나¹⁾, 최근에 소개되는 전부도재관들은 새로운 재료의 개발과 제작기술의 발달로 사용범위가 전치부는 물론 구치부까지 확대되었다.

전부도재관은 도재의 강도를 보강하는 방법에 따라서 알루미늄이나 입자로 강화시키는 방법 (Hi-Ceram)²⁾, 백류석 결정으로 강화시키는 방법 (Optec HSP, IPS Empress)^{3,4)}, 결정 마그네슘 산화 알루미늄 나 첨정석으로 강화시키는 방법 (In-Ceram, Celay)⁵⁾, 유리를 결정화 시키는 방법 (Dicor)^{6,7)} 등으로 분류할 수 있다.

도재 수복물은 자연치아와 유사한 높은 심미성과 저작에 견딜 수 있는 충분한 강도를 지녀야 한다. 도재관의 강도는 주로 도재의 종류 및 도재관의 제작 방법, 치아 형성 방법과 치아와 도재관의 접촉 방법에 영향을 받는다.⁸⁻¹⁴⁾ 특히 치아 형성 방법에서 도재

관의 강도에 영향을 주는 요소는 교합면이나 절단면의 삭제량, 교합면의 경사도, 측면의 삭제량, 측면의 경사도, 변연 형태들이 있다.

임상에서 상악 제1소구치가 파절의 위험성이 높다.¹⁵⁾ 이러한 현상은 상악 소구치의 파절에 취약한 형태, 즉 예리한 교두각이 영향을 줄 것으로 사료된다.

한편, 외력에 대한 구조물 내의 응력을 분석하는 방법에는 brittle lacquer coating법¹⁶⁾, strain gauge 법¹⁷⁾, holography법¹⁸⁾, 광탄성응력분석법¹⁹⁾, 유한요소 분석법²⁰⁻²⁴⁾ 등이 있다. 이 중 유한요소 분석법은 구강 내와 같이 여러 종류의 물질이 한 개체를 이루는 복합 구조를 정확하게 재현하고 그 모델과 디자인을 쉽게 바꿀 수 있으며 정량적인 분석도 가능하다는 장점을 지니기 때문에 치의학 분야에서 다양하게 활용되고 있다. 금속도재관이나 전부도재관에 있어서도 유한요소 분석법을 이용하여 다양한 설계 형태와 하중 조건에 따른 응력 분포를 분석한 연구들이 다수 발표된 바 있으며 광범위한 치의학 분야에서 응력 분포 연구에 유한요소법이 활용되고 있다.²⁵⁻²⁷⁾

본 연구는 전부도재관을 위한 지대치의 교두각이 전부도재관내 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 상악 제1소구치의 전부도재관을 단순화시킨 삼차원 유한요소 모형을 제작하여 연구하였다.

※ 이 논문은 2001년도 원광대학교 교비지원에 의해서 연구되었다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 형상(CAD) 모델링 방법

치아 단순화 모형의 모델링은 실제 자연치아의 형상을 토대로 크기와 내부형상 등을 단순화하여 완성하였다. 모델은 교합면의 각도(Fig. 1)를 달리하여 80° , 90° , 100° , 110° , 120° 총 5가지의 치아 형상 모델을 만들었다. 교합면의 각도가 커질수록 내부의 상아질의 각도도 커지는 형상으로 모델링하였으며, 마무리선 부위의 법랑질 두께는 1.0mm로, 법랑질과 상아질의 경사면의 두께는 1.5mm로 모든 모델에서 동일하게 모델링 하였다. 3D모형의 치아 모델링은 CATIA V3R9(Dassault System, France, 2002)을 사용하였으며, 모델링된 파일은 유한요소 모델의 생성을 위하여 surface와 curve 등의 정보를 데이터(IGES)형식으로 바꿔 주었다. 전 모델은 mm 단위로 완성되었다.

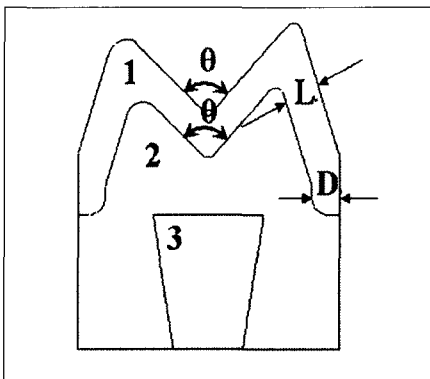
2. 삼차원 유한요소 모델링(FEM)

치아 단순화 모형의 유한요소 모델 생성은 CAD로부터 넘어온 데이터를 이용하여 요소를 생성하였다. 먼저 각 재료의 곡면 위에 삼각형 3절점 요소를 생성하고, 내부의 정확한 응력 분포를 알기 위해 각 재료

의 특성에 맞는 4절점의 사면체로 요소를 생성하였다. 해석 결과의 정확성을 높이기 위해 요소의 질을 고려하여 요소를 생성하였다. 삼차원 유한요소모델의 좌표계는 협축에서 실측 방향으로 X축, 근심에서 원심방향으로 Y축, 치경부에서 교합면 방향으로 Z축으로 설정하였다. 이러한 방법으로 Table I 과 같이 요소가 생성되었다. 유한요소 모델링에는 STRA-D/pre-post Ver 2.0 (FEASOFT(주), Korea, 2003)을 이용하였으며, 해석에는 STRA-D/Solver Ver 2.0 (FEASOFT(주), Korea, 2003)을 이용하였다.

3. 물성치(material properties) 부여

설계된 모형을 구성하는 각 요소들에 부여되는 물성치들 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Young's modulus of elasticity : E)와 포아송비(Poisson's ratio: ν)는 선현들의 연구를 참고하였다(Table II). 모든 재료는 균질성(homogeneity)을 가지며, 하중이 작용하는 방향과 무관하게 동일한 성질을 나타내는 등방성(isotropy), 그리고 항복점 이전까지는 응력이 변형률에 대략적으로 비례하는 선형탄성(linear elasticity)을 가진 것으로 가정하고, 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.



1	Empress
2	Dentin
3	Pulp
L	1.5mm thickness
D	1.0mm marginal thickness
θ	80° , 90° , 100° , 110° , 120°

Fig. 1. Schematic section view for finite element model.

4. 경계조건(boundary condition) 및 하중조건 (loading condition) 부여

모델링의 경계조건 즉 고정부분은 상아질의 맨 하단부분만의 절점을 모든 방향에 대한 6자유도가 구속(Fix)된 것으로 처리하였으며, 경계조건 부위에서 응력의 변화가 발생한다면 이것은 무시하겠다. 상아질의 길이가 모델상의 길이에 비해 현격한 차이가 있으며, 상아질 밑단은 거의 잇몸에 의해 고정되어 있으므로 상아질 밑단은 사실상 응력의 변위가 거의 없다고 해도 무방하다. 하중은 분포하중으로 가하였고, 교합력 500N의 하중으로 실험하였다. 양쪽 교합면에 선 분포하중을 부여하였고, 그 하중의 합력이 500N이 되도록 하였으며, 분포하중이 주어지는 위치는 교합면의 중앙을 따라 적용하였다(Fig. 2).

Table I. Elements and nodes of finite element model

Cusp angle	Element	Node
80°	96825	19441
90°	95126	19117
100°	91260	18498
110°	98329	19806
120°	100933	20252

5. 관찰점(reference point)의 설정

모델의 해석 결과 분석을 위해 Fig. 3와 같이 모든 모델의 동일한 위치에 존재하는 관찰점을 선택하였다. 헐, 설, 근심, 원심 측에 각각 3개씩, 그리고 중심 외에 3개 등 총 15개의 관찰점을 통해 그곳의 응력을 비교해 보았다.

Table II. Material properties of finite element analysis model

Material	Modulus of elasticity (E, Mpa)	Poisson's Ratio(ν)
Empress	7.0×10^4	0.28
Dentin	1.86×10^4	0.31
Resin cement	6.0×10^3	0.36
Pulp	68.9	0.45

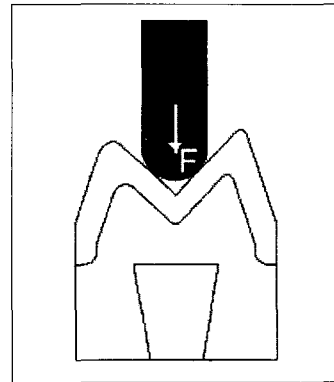


Fig. 2. Load condition.

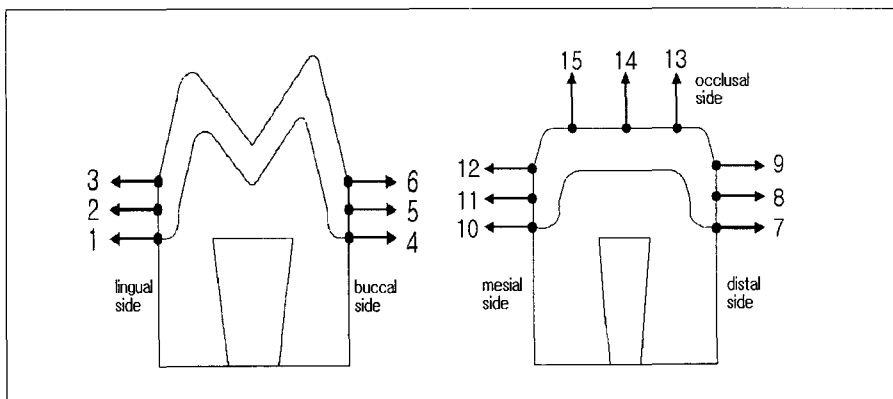


Fig. 3. Reference point creation.

III. 연구성적

1. von Mises stress

von Mises stress를 살펴보면 힘이 가해지는 부위와 중앙와 부근에서 응력의 레벨이 다른 부위보다 높게 나타났다(Fig. 9 - 10). 또한 von Mises 응력은 각도가 커질수록 최대로 작용하는 값이 작아지는 것을 알 수 있었다(Table III, IV, Fig. 4). 중앙와 부분 관찰점(13~15)의 응력 값은 다른 부분에 비해 매우

높은 값을 가지는 것을 알 수 있었으며, 각도가 커질수록 중앙와에서의 값이 작아지는 것을 볼 수 있었다. 마무리선 부근의 응력을 살펴보면 모든 모델의 설측과 협측 마무리선 부근 관찰점(1~6)에서 다른 곳보다 값이 큰 것을 알 수 있었다.

2. Max. principal stress

최대 주응력을 살펴보면 von Mises 응력과 비슷한 양상을 나타내고 있다(Fig. 11 - 12). 또한 최대 주응

Table III. Maximum and minimum value of each stress according to the cusp angle (MPa)

Cusp angle	Stress	Max. principal Stress	X normal Stress	Y normal Stress	von Mises Stress
80°	Max	345.19	315.38	103.30	719.62
	Min	-287.15	-736.48	-376.12	0.02
90°	Max	266.22	244.41	72.72	637.32
	Min	-165.88	-494.78	-298.86	0.02
100°	Max	272.39	265.03	73.83	606.49
	Min	-181.52	-477.16	-297.27	606.49
110°	Max	203.17	199.00	53.02	567.66
	Min	-150.70	-399.13	-267.87	0.02
120°	Max	158.32	155.93	37.92	487.32
	Min	-121.36	-325.08	-234.04	0.02

Table IV. von Mises stress of reference point (MPa)

Reference point	80°	90°	100°	110°	120°
1	46.07	43.48	38.70	34.86	32.63
2	51.28	48.27	41.82	36.15	33.01
3	46.58	42.72	35.77	28.92	25.72
4	65.61	63.79	58.40	52.36	43.01
5	70.95	67.29	59.55	52.41	42.47
6	63.26	58.90	49.49	43.35	34.04
7	14.15	16.07	17.39	22.24	24.26
8	9.39	11.72	14.29	17.36	20.18
9	12.88	13.81	12.73	12.23	13.07
10	17.32	16.14	20.38	21.82	21.92
11	13.09	12.41	17.90	17.10	18.58
12	14.93	14.53	13.76	10.53	11.19
13	180.73	142.72	110.38	93.85	62.12
14	208.77	196.12	166.52	152.97	109.99
15	169.53	153.64	122.68	94.36	65.03

력은 각도가 커질수록 최대값이 감소함을 알 수 있으며, 중앙와 부분의 값은 최대 값과 거의 가까운 값을 가짐을 알 수 있었다(Table III, V, Fig. 5). 마무리 부근에서의 주응력은 설측과 협측이 높게 나타났고, 마무리 선에서 값이 가장 낮고 윗부분으로 올라 갈수록 값이 증가하였다. 그리고 관찰점(9, 12)에서의 값이 높게 나타났다.

3. X, Y normal stress

X normal stress를 살펴보면 중앙와 부근에 응력이 집중됨을 볼 수 있고(Fig. 13 - 14), Y normal stress는 중앙와 부근과 설측과 협측 부근에서 응력이 높게 나타났다(Fig. 15 - 16). X normal stress는 중앙 부근 관찰점 (13~15)의 값이 거의 주응력 값

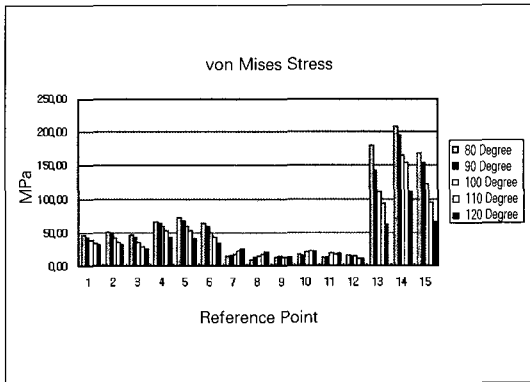


Fig. 4. von Mises stress of reference point(MPa).

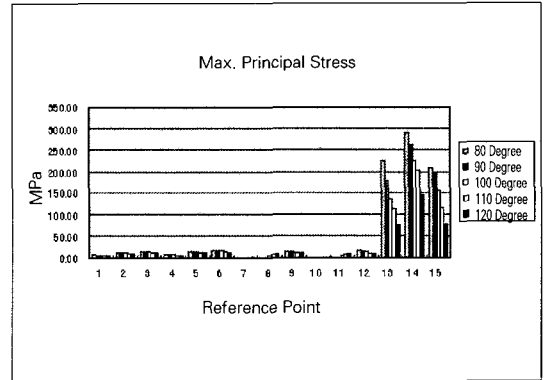


Fig. 5. Max. principal stress of reference point.

Table V. Max. principal stress of reference point (MPa)

Reference point	80°	90°	100°	110°	120°
1	5.98	5.70	5.53	5.07	4.64
2	10.85	10.67	10.33	10.20	9.75
3	13.96	13.55	13.12	11.69	11.17
4	6.40	6.33	6.01	5.39	4.63
5	13.32	13.35	12.70	12.45	10.70
6	16.45	16.88	15.33	13.75	11.56
7	0.11	0.20	0.34	0.39	1.32
8	0.52	0.78	4.19	6.97	8.68
9	13.54	12.92	12.06	10.97	10.45
10	0.20	0.12	0.32	0.31	1.10
11	1.00	0.73	5.63	6.23	8.46
12	14.87	14.03	12.71	9.50	9.19
13	223.54	179.18	134.50	114.37	75.90
14	291.48	263.14	223.18	203.17	147.39
15	209.12	197.22	154.97	115.65	78.92

에 가깝게 나타났으며, 관찰점(9, 12)에서 높게 나타
났다(Table VI, VII, Fig. 6, 7). Y normal stress는 중

앙와 부근, 협측과 설측 부근에서 높게 나타났다.

Table VI. X normal stress of reference point (MPa)

Reference point	80°	90°	100°	110°	120°
1	0.71	0.48	0.52	0.54	0.55
2	-0.65	-0.23	-0.63	-0.58	-0.65
3	-0.46	-0.72	-0.80	-0.99	-0.93
4	0.81	0.98	1.13	1.13	0.73
5	-0.28	-0.38	-0.58	-0.54	-0.34
6	-0.35	-0.86	-1.53	-1.43	-1.08
7	-11.55	-9.30	-4.97	-1.22	1.25
8	-4.65	-1.68	2.86	6.58	8.60
9	10.87	9.43	10.16	10.36	10.10
10	-11.18	-9.23	-4.72	-1.43	0.99
11	-1.48	-1.51	4.43	5.89	8.38
12	13.62	10.81	10.98	9.06	8.99
13	198.96	166.42	123.39	109.33	72.56
14	261.28	240.06	213.20	199.01	145.02
15	186.54	184.32	145.66	109.99	75.26

Table VII. Y normal stress of reference point (MPa)

Reference point	80°	90°	100°	110°	120°
1	5.95	5.67	5.50	5.03	4.59
2	10.83	10.65	10.31	10.19	9.72
3	13.89	13.51	13.09	11.67	11.14
4	6.31	6.23	5.91	5.32	4.56
5	13.26	13.31	12.68	12.44	10.69
6	16.39	16.84	15.30	13.73	11.56
7	0.01	0.10	0.22	0.26	0.30
8	0.25	-0.15	-0.02	-0.50	-0.06
9	0.49	0.55	0.40	0.31	-0.06
10	0.07	0.02	0.18	0.17	0.21
11	-0.01	-0.08	-0.14	0.16	-0.13
12	1.18	0.45	0.39	0.21	-0.02
13	42.07	34.43	25.67	20.78	14.31
14	86.92	72.72	60.03	53.02	37.92
15	40.59	40.57	30.70	21.93	15.09

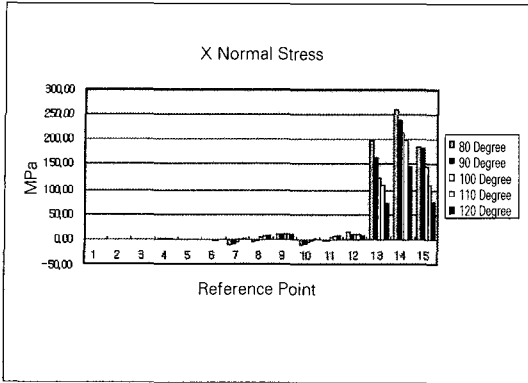


Fig. 6. X normal stress of reference point.

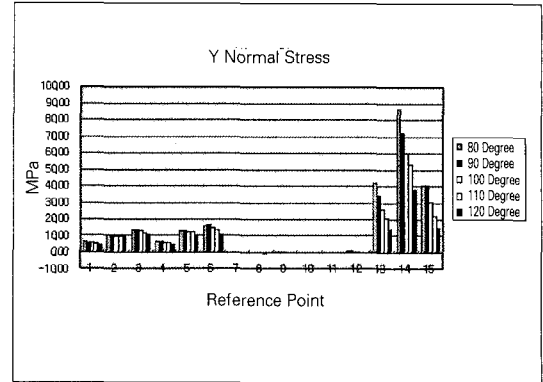


Fig. 7. Y normal stress of reference point.

IV. 총괄 및 고찰

전부도재관은 우수한 심미성을 가진 수복물로서 오래 전부터 사용되어 왔으나 낮은 파절 저항성을 가져 임상에서의 사용이 제한적이었다.

임상적으로 도재관의 파절강도는 삭제된 치아의 외형, 삭제량, 도재관의 재료, 치아와 수복물간의 접촉방법 및 도재관에 전달되는 힘의 상태에 따라 영향을 받는다. 삭제된 치아의 외형은 도재관에 가해진 힘의 분산에 영향을 줄뿐 아니라, 수복물의 수명 파도 연관이 있다.

Saklad는 전부도재관에서 파절 유형을 원인에 따라 분류하였고, 이를 예방하기 위하여 치아 삭제시 적절한 치관 길이, 회전력에 대한 저항, 충분한 삭제량을 해야 한다고 하였다.²⁸⁾ Pettrow는 지대치의 형태가 전부도재관의 강도에 미치는 영향을 기본적으로 기계적인 것으로 보았는데, 지대치는 일반적으로 경사진 벽을 가지는 썸기 형태이므로 교합력 작용시 도재가 썸개지려는 힘을 받게 되고 shoulder가 이러한 썸기효과를 중단시키는 역할을 한다고 주장하였다.²⁹⁾ Oppice³⁰⁾, Rosenstiel등³¹⁾, Dykema등³²⁾, Malone과 Koth³³⁾도 전부도재관을 위한 지대치의 마무리 선으로 shoulder를 추천하고 있다. 또한 이들은 shoulder형성시 지대치 측벽과 shoulder가 이루는 선각을 명확하게 만들어 주는 것을 원칙으로 하였다.

한편, Derand는 예리한 선각을 도재로 재현하기 어렵기 때문에 rounded shoulder해 주는 것이 좋다고 하였다.³⁴⁾

Sjogren과 Bergman³⁵⁾은 Cerestore 도재관의 변연 형태와 압축강도간의 관계에 대한 연구에서 rounded shoulder인 경우가 chamfer인 경우에 비하여 압축강도가 세배 정도 크다고 하였다.

Friedlander등³⁶⁾은 Dicor 도재관을 제작하여 금속다이에 인산아연시멘트를 이용하여 접착한 후 압축강도를 측정한 결과 shoulder가 가장 파절강도가 크고 rounded shoulder, chamfer의 순으로 파절강도가 감소한다고 하였다.

Bernal등은 Dicor 전부도재관의 파절강도에 대한 합착제와 경계선 형태의 영향에 대한 연구에서 레진 합착제와 bonding procedure가 사용되는 경우에 변연의 형태는 파절강도에 영향을 주지 못한다고 하였다.³⁷⁾

김 등³⁸⁾도 IPS Empress 전부도재관에서 변연형태에 따른 파절강도의 연구에서 rounded shoulder와 bevel에 높은 파절강도를 나타낸다고 하였다.

종래의 전부도재관에서는 교합력에 저항하기 위해 지대치 측벽과 수직인 shoulder가 요구되었다. 그러나 급속히 발전된 도재 제작기술과 세라믹에 쓰이는 acid gel의 발달에 따른 세라믹 표면처리의 개선, 더 효과적인 silane의 개발, 범랑질과 상아질 접착 시스템의 발달에 의한 치질 접착의 개선, 레진시멘트의 발달로 인한 도재와 치아의 일체화로 도재의 파절 저항성이 유의하게 개선됨을 여러 선학들이 보고 하였다.^{13,39-42)}

그러므로 기존의 통상적 지대치 형성방법의 필요성을 감소시킬 수 있게 되었고³⁹⁾, 전부도재관의 경우

에는 주조 수복물과 다른 생역학적인 형상을 보이므로 치아 형성을 위한 원칙이 재고되어야 한다고 본다.

전부도재관의 성공에 대한 기본적인 평가기준은 기능 시에 그 하중에 의해 파절되지 않는 충분한 파절강도를 지녀야 하는 것이다. 일반적으로 인간의 평균 저작력은 구치부에서 $40N^{43)}$ 이며, 평균 최대 교합력은 중절치 부위에서 $172N^{44)}$, 구치부에서 $245N^{45)}$ 으로 나타났고, 보통 전부도재관이 제한 없이 사용되려면 $200N$ 정도의 하중에 견딜 수 있으면 된다는 것이 보편화되고 있다.

본 연구에서는 파절의 가능성을 예측하기 위해 먼저 유효응력을 통해 알아보았다. 치아에 하중이 작용하면 치아에는 응력이 발생하고 그 응력이 파괴응력보다 클 경우 치아는 파절이 일어난다. 그리고 파절의 방향을 예측하기 위해 X, Y축 수직응력을 병행해서 알아보았다. 응력을 살펴보면 하중이 가해진 부위와 중앙와에서 응력이 집중되는 것을 볼 수 있다. 여기서 힘이 작용하는 부위는 압축응력이 가해질 것이므로 그 부위는 파절의 위험성이 중앙와보다 적다고 볼 수 있었다. 중앙와에서의 응력을 살펴보면 X축 수직응력이 거의 주응력 치와 가까운 것을 볼 수 있다. 이것은 이부분에서 대부분 인장응력이 걸리고, 주응력 방향은 X축 방향으로 작용함을 알 수 있었으며, 파절은 이 방향의 수직으로 일어날

것을 예측할 수 있었다. 또한 각도가 커질수록 중앙와에서의 응력이 감소하는 것을 알 수 있었다. 이것은 각도가 가장 적은 80도 치아가 파절의 위험성이 가장 높고, 120도가 가장 적은 것을 보여준다. 마무리선 부근에서의 응력은 하중이 가해지는 부위나 중앙와에서의 응력에 비하여 낮은 값을 가지는 것을 알 수 있었다. 마무리선 부근에서 선택한 관찰점들을 비교해 보면, X축 수직응력을 제외하고는 설측과 협측이 변연보다는 높은 것을 알 수 있다. 그리고 포인트 (9, 12)에서 갑자기 높게 나타난 것을 볼 수 있는데, 이것은 중앙와 부근과 근접해 있기 때문에 그곳에서 일어나는 응력의 영향을 받았다고 볼 수 있었다. 마무리선 부근에서의 응력은 각 응력의 최대값과 중앙와 부근에서의 응력과 비교해 보면, 그 값이 매우 적은 것을 볼 수 있다. 그리고 마무리선 부근에서 찢어지는 현상이 일어날 것으로 예측되는 변연 부위의 X축 수직응력을 살펴보면, 각도가 커질수록 응력이 증가하는 경향이 나타난다.

Fig. 8을 참조하면 동일한 크기(L)의 면에 동일한 하중 F를 가하였을 때 힘 F를 평면상에서 좌표축 x, y방향의 힘으로 분배해 보면, 수평방향의 하중은 교합면의 각도가 작은 쪽(1)이 각도가 큰 쪽(2)보다 벡터의 크기가 크다는 것을 알 수 있다. 그리고 수직방향 하중은 각도가 큰 쪽(2)이 작은 쪽(1)보다 벡터의 크기가 큰 것을 알 수 있다. 즉 치아의 교합면의 각

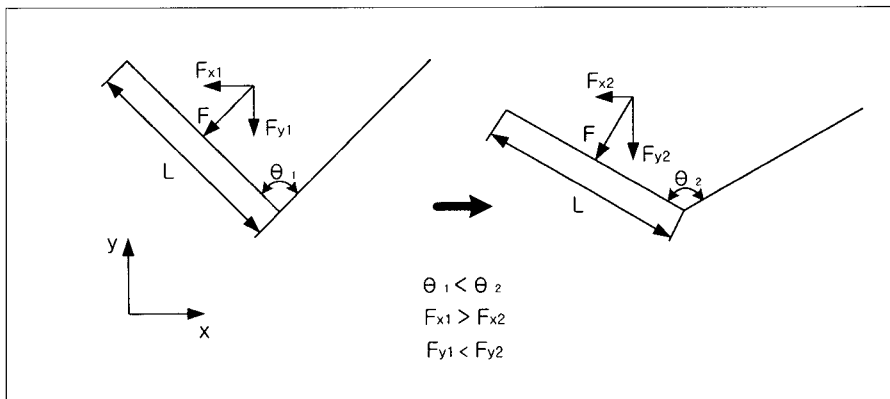


Fig. 8. Amount of the power division according to the cusp angle.

도가 작아질수록 수평하중이 더 크게 작용하게 되므로 중앙와에서 응력은 각도가 작아질수록 커지는 경향을 갖게 되고, 반대로 각도가 커질수록 수직하중이 더 커져서 변연 부분에서의 응력이 증가하는 경향을 가졌다. 이것을 통해 중앙와에서는 수평방향에 의한 힘의 영향을 크게 받고, 변연에서는 수직방향에 의한 힘의 영향을 크게 받음을 알 수 있었다.

소구치에서의 교합면의 각도는 전부도재관의 성공률에 영향을 미칠 수 있음을 시사하고 있다. 따라서 만족할만한 임상결과를 얻기 위해서는 적절한 수복물의 설계이외에도 교합 관계와 교합력에 대한 세심한 평가 그리고 완벽한 치료 술식이 더욱 중요시 되며, 지대치에 가해지는 비 기능적인 힘을 방지하는 것이 중요한 요건이라고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 교두각이 도재관의 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 상악 제1소구치를 단순화시킨 삼차원 유한요소 모형을 제작하고 교두각이 각각 80°, 90°, 100°, 110°, 120°일 때의 응력분포를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. von Mises stress는 교두각이 커질수록 중앙와에서의 응력은 작아지는 것을 알 수 있었다.
2. 최대 주응력은 힘이 가해지는 부위와 중앙와에서 응력의 집중을 보였고, 마무리선 부근에서는 설측과 협측이 높게 나타났다.
3. X축 수직응력은 중앙와 부근에서 응력이 집중되었으며, Y축 수직응력은 중앙와와 협, 설측 부근에서 높게 나타났다.
4. 마무리선 부근의 응력은 하중이 가해지는 부위와 중앙와에서의 응력과 비교하면 낮은 값을 가지는 것을 알 수 있었다.
5. 교두각이 80°인 치아가 파절의 위험이 가장 높았고, 120°에서 가장 낮은 것을 보여주었다.

참고문헌

1. Southan DE, Jorgensen KD. Faulty porcelain jacket crowns. Aust Dent J. 1973; 18:152-156.
2. Clause H. Vita In-Ceram a new system for

producing aluminum oxide crown and bridge substructures. Quintessenz Zahntech 1990;16:35-46.

3. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentro Inc, Wallingford, Conn, January, 1988.
4. Beham G. IPS-Empress. A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent report. 1990; 6:1-13.
5. Schwickerrath H. Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramiken innovativer dental kelamischer Werkstoff. Dent Labor. 1989; 37:1597.
6. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J Periodont Rest Dent, 1984;2:32-45.
7. Dicor laboratory manual, Dentsply international, York, PA, 1987.
8. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont, 1990;3:430-440.
9. Kern M, Doglas WH, Fechtig T, Strub JR, Delong R. Fracture strength of all-pocelain. Resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Prosthet Dent, 1993;21:117-121.
10. Doyle MG, Goodacre CJ, Andres CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crown: Part 3. Int J Prosthodont, 1990;3:327-340.
11. Fiedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moor BK. The effect of tooth preparation design on breaking strength of Dicor crowns: Part 1. Int J Prosthodont, 1990;3:159-164.
12. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont, 1994;7:329-338.
13. Eden GT, Kacicz JM. Dicor crown strength improvement due to bonding. J Dent Res, 1987;66:207 abstr No. 802.

14. Grossman DG, Nelson JW, The bonded Dicor crown, *J Dent Res* 1987;66:206 abstr No.800.
15. Sjögren G. Clinical Examination of Leucite-Reinforced Glass-Ceramic Crowns(Empress) In *General Practice: Int J Prosthodont*, 1999;12:124-125.
16. Browning JD, Meador LW, Eick JD. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *Int J Prosthodont Dent*, 1986;55:69-74.
17. Weijs WA, and Dejongh HT : Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit, *Arch. Oral. Biol.* 1977;22:667-675.
18. Ralph WJ. and Williams JF : Analysis of stresses in alveolar bone (A two-dimensional photoelastic model), *Arch. Oral.Biol.* 1975; 20:411-414.
19. Standlee JP, Caputo AA. and Ralph JP. Stress trajectories within the mandible under occlusal loads, *J.Dent.Res.* 1977; 56:1297-1302.
20. Kratochvil FJ, Thompson WD and Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures, *J.Prosthet. Dent.* 1981;46:21-28.
21. Anydinlink E, Akay HU. Effect of resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible, *Int J Prosthodont Dent*, 1980;44:17-20.
22. Shohet H. Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers, *J Prosthet Dent.*, 1969;21:267-282.
23. Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures, *J Prosthet Dent.*, 1976;36:243-253.
24. Knoell AC. A mathematical model of an in vitro human mandible, *J.Bio-mechanics*, 1977;10:159-166.
25. Anusavice KJ, Hojjatie B. Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns. *J Dent Res.*, 1988;67 : 1371-1375.
26. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.*, 1987; 66:1493-1498.
27. Chai JY, Steege JW. Effects of labial margin design on stress distribution of a porcelain-fused-to-metal crown. *J Prosthodont.* 1992;1:18-23.
28. Saklad MJ. The disclosure of cleavage and fracture lines in porcelain restorations. *Int J Prosthodont Dent*, 1958;8:115.
29. Pettrow JN. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthet Dent.*, 1961;11:334.
30. Oppice HW. A resume of ideas on porcelain jacket crown preparations. *J Am. Dent. Assoc*, 1934;21:1030-1039.
31. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto M. *Contemporary fixed prosthodontics*. 1st ed, Mosby Co, 1987.
32. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed. WB. Saunders Co, 1986.
33. Malone WFP, Koth DL. *Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics*. 8th ed, Ishiyaku EuroAmerica Inc, 1989.
34. Dérand T. The importance of an even shoulder preparation in porcelain crowns. *Odontol. Rev*, 1972;23:305-314.
35. Sjögren G, Bergman M. Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown. *Swed Dent J*, 1987;11:147-152.
36. Friedlander, LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of

- tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns : Part 1. *Int J Prosthodont.*, 1990;3:159-168.
37. Bernal G, Jones RM, Brown DT, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont.*, 1993;6:286-290.
 38. Kim HS, Ju TH, Oh SC, Dong JK. A study in the fracture strength of the IPS-Empress ceramic crown according to margin type. *J Korean Academy Prosthodontics*, 1997;35:296-307.
 39. Jensen ME, Sheth JJ, and Tolliver D. Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance. *Compend Contin Educ Dent*, 1989;X(6): 336-346.
 40. Duffin JL, Bales DJ, Johnson GH. Fracture resistance of castable ceramic crowns(abstract). *J Dent Res* 1989;68:235.
 41. Hsu CS, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain(abstract). *J Dent Res* 1985;64:296.
 42. McInnes-Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R, Pappold A. Luting castable ceramic restorations- a bond strength study(abstract) *J Dent Res*, 1987;66:245.
 43. Deboever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent.* 1978;40:326-333.
 44. Kawamura Y. *Oral physiology*. Kyoto, Japan, Nagamatsu Shoten, 1976:212-227.
 45. Köber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor.* 1983;31:55-60.

Reprint request to:

Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang university
 344-2, Shinyong-Dong, Iksan, Chonbuk 570-749, Korea
 dong@wonkwang.ac.kr

사진부도 ①

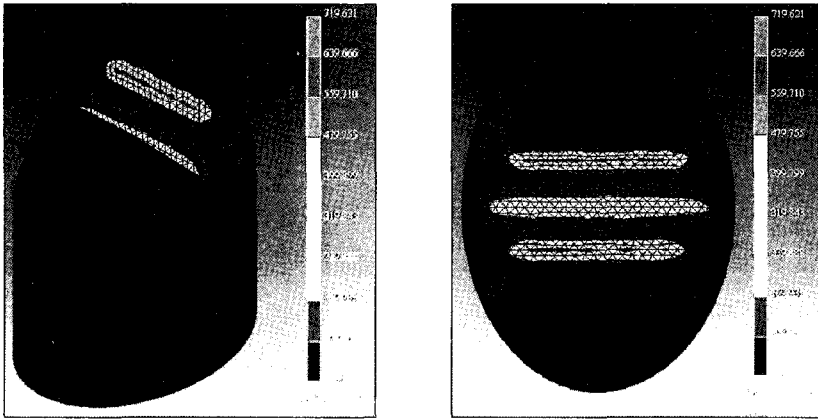


Fig. 9. von Mises stress contour of 80 degree

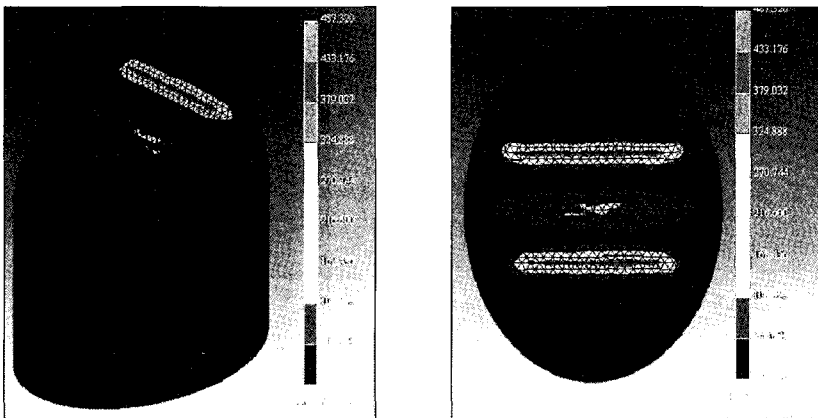


Fig. 10. von Mises stress contour of 120 degree

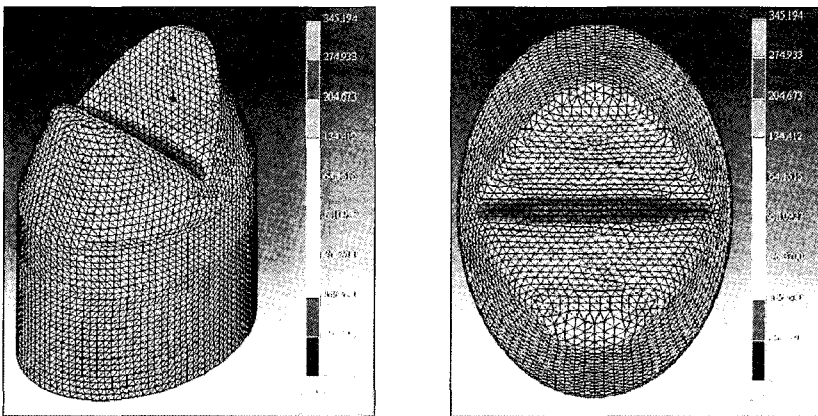


Fig. 11. Max. principal stress contour of 80 degree

사진부도 ②

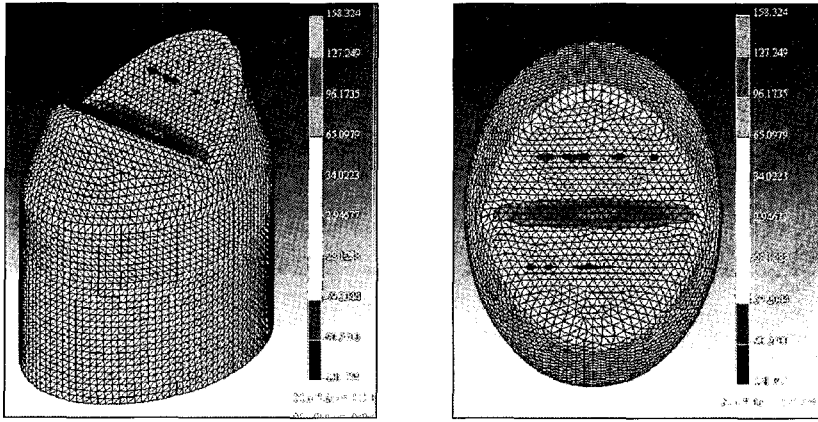


Fig. 12. Max. principal stress contour of 120 degree

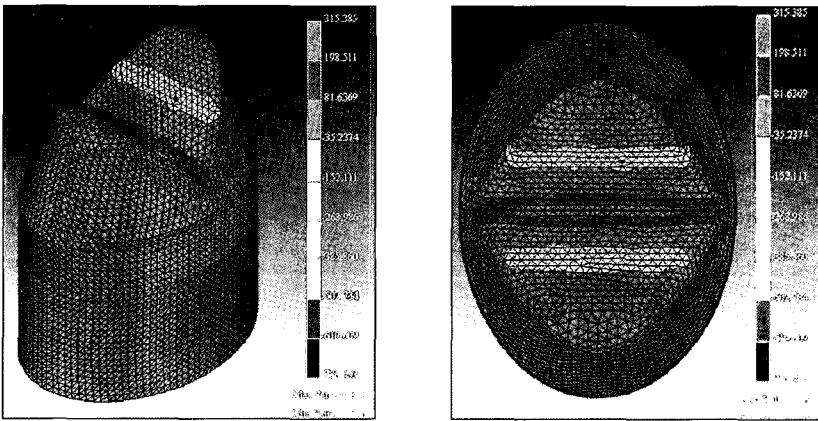


Fig. 13. X normal stress contour of 80 degree

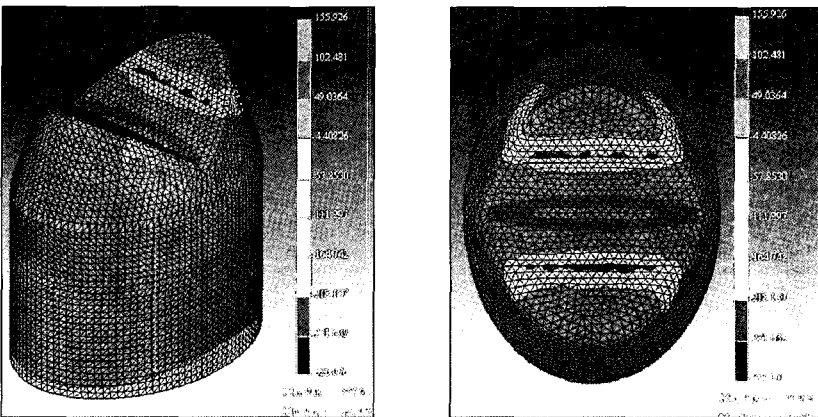


Fig. 14. X normal stress contour of 120 degree

사진부도 ③

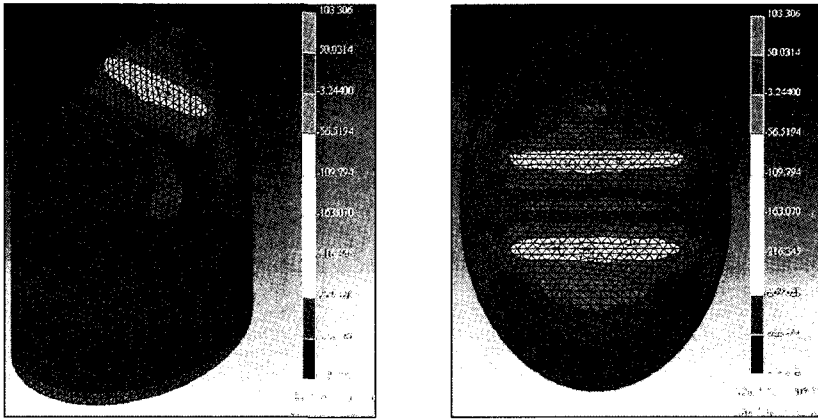


Fig. 15. Y normal stress contour of 80 degree

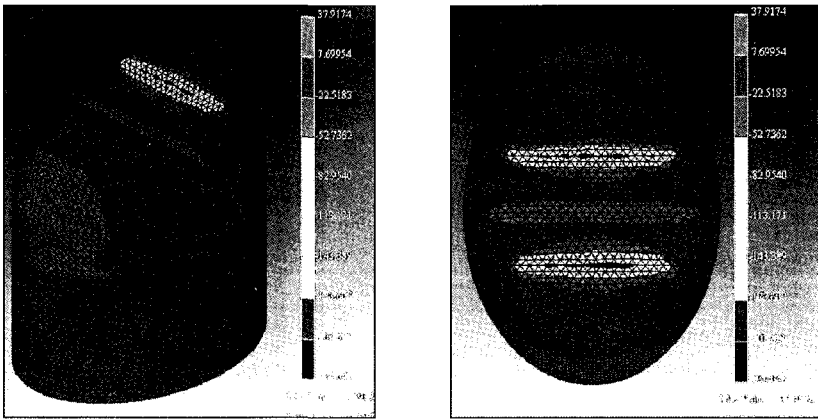


Fig. 16. Y normal stress contour of 120 degree

ABSTRACT

A STUDY ON THE STRESS DISTRIBUTION OF THE ALL CERAMIC CROWNS ACCORDING TO THE CUSP ANGLE OF THE MAXILLARY FIRST PREMOLAR USING THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD

Won-Kyu Kim, D.D.S, Dong-Kuk Shin, D.D.S., M.S.D., Kie-Bum Song, D.D.S., M.S.D.,
Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

Statement of problem : Clinically, maxillary first premolar has a high risk of fracture. This is thought to be caused by the susceptible figure which the maxillary first premolar has. In other words, sharp cusp angles of the premolar is thought to influence this situation.

Purpose : This study was to know stress distribution of all-ceramic crown according to the cusp angle.

Material and Method : It was manufactured a three dimensional finite element model simplified maxillary first premolar, and then analyzed stress distribution when cusp angle was each 80°, 90°, 100°, 110° and 120°.

Results and conclusion :

1. The von Misses stress showed that stress decreases as cusp angle increases in the central groove of the occlusal surface.
2. It showed that maximum principal stress was centered at the region of the central groove of the occlusal surface and a region which the force was inflicted. And also it appeared high on the lingual and buccal side of finish line.
3. The X axis of normal stress was focused in the central groove of the occlusal surface. The Y axis normal stress appeared high in the central groove of the occlusal surface, buccal and lingual side.
4. The Stress near the finish line showed a low value compared with stress in the region of the central groove of the occlusal surface.
5. It shows that the most dangerous angle for tooth fracture was on 80° of the cusp angle and low on 120° of its.

Key words : All-ceramic crown, Cusp angle, Finite element method