

구치부 고정성 국소의치에서 전부도재 시스템에 따른 응력분포에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실, 단국대학교 치과대학 생체재료학교실*,
건양대학교 화학공학과**

강한중 · 동진근 · 오상천 · 이해형* · 송기창**

I. 서 론

최근 심미성에 대한 환자의 요구가 점차 증가함에 따라 전부도재관 수복방법이 계속 발전되어 왔다. 그러나 초기의 전부도재관들은 그 심미적 장점에도 불구하고 파절에 대한 취약성이 커서¹⁾ 임상에서의 사용이 제한되어왔으며 이를 극복하기위한 노력이 계속되었다. 그 결과 최근엔 새로운 도재의 개발과 도재관 제작기술의 발달로 자연치와 유사한 심미성과 저작력에 견디는 충분한 강도를 갖는 전부도재관이 나오게 되어 전치부는 물론 구치부까지 그 사용범위가 확대되었다.^{2,5)} 뿐만 아니라 단순히 한 치아의 치관을 수복하는 단일치아크라운을 넘어서 상실된 치아공간을 회복해주는 브릿지형태의 고정성국소의치까지 그 사용범위가 넓어졌다.

치과용 도재는 1886년 Land⁶⁾에 의해 도재인레이와 도재관의 제작법이 소개된 이래 1956년 금속도재관의 제작법이 개발되어 전치부 단일치관 및 고정성국소의치 수복에 적용되어왔다. 초기의 도재-금속관은 내부의 금속으로 인해 자연치와 유사한 투명도를 얻는데도 어려움이 있었고,^{7,8)} 변연부와 인접한 치은이 변색되는 한계점이 있었다. 이에 따라 금속의 투과성과 심미성을 개선하기위해 최초의 전부도재관

이 1903년 Land⁹⁾에 의해 개발되었는데 약한 물성 때문에 임상에 널리 사용되지 못하다가 1965년 Mclean과 Hughes¹⁰⁾가 aluminous porcelain을 소개한 이후 여러 종류의 전부도재관들이 개발되어 현재에 널리 이용되고 있다.¹¹⁾

최근의 세라믹스들은 종래의 세라믹스보다 비교적 높은 강도를 보이고 있으나 일반적으로 상실된 치아가 아닌 단순히 한 치아의 치관 전부 또는 일부분만을 수복하는 인공치관, 인레이, 온레이, 라미네이트 비니어 등의 형태로 사용되어 왔다. 구치에서의 저작 작용은 직경 (0.5-3.0) mm 원형의 면적으로 접촉되면서 최대 150~665 N의 저작압이 가해질 수 있어 접촉압력이 최대 890 MPa까지 상승될 수 있는 것으로 추정된다.¹²⁾ 기존의 치과용 세라믹스 가운데 In-Ceram과 IPS Empress 2의 제조사는 고정성국소의치로의 제작을 추천하고 있으나 구치부에 사용시 세라믹의 강도가 수복물에 가해지는 압력(최대 890 MPa)에 미치지 못하기 때문에 쉽게 파절될 것으로 예상된다. 이와 같은 이유 때문에 물성 향상과 더불어 전부도재 수복물을 위한 세라믹 재료들이 단일 수복물에서 3-unit 고정성국소의치까지 활용범위가 넓어져가고는 있으나, 현재까지는 이러한 세라믹이 구강내 구치부에서 사용하기에는 강도나 내구

※ 본 연구는 한국과학재단 목적기초(과제번호 : R01-2000-000-00097-0) 지원으로 수행되었습니다.

성이 부족한 실정이다. 최근에 탁월한 기계적 성질을 가진 지르코니아 세라믹이 구치부 전부도재 수복물을 위한 새로운 재료로 소개되었고, 지르코니아는 약 750~1000 MPa¹³⁻¹⁸⁾의 높은 강도와 인성으로 인해 구치부 고정성국소의치를 위한 좋은 세라믹으로 평가되고 있다.

이에 본 연구에서는 이와 같은 전부도재 고정성국소의치들의 하중위치에 따른 응력분포를 알아보기 위하여 지르코니아, In-Ceram, IPS Empress 2 등의 전부도재시스템으로 하악구치부에서 3-unit 고정성국소의치를 삼차원 유한요소모델로 제작하고 하중을 가하였을 때 나타나는 응력분포를 연구하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 형상 모델링(Geometric Modeling) 방법

고정성국소의치 모델의 기하 형상은 지대치와 잔존 치조제의 스캐닝(scanning)데이터 자료를 이용하여 생성하였다. 이를 위해 실습용 레진모형에서 하악 좌측 제1대구치가 결손된 경우를 가정하여 제2소구치와 제2대구치를 지대치로 하는 3-unit 고정성국소의치를 제작하기 위한 치아형성을 하고 치아형성 전 모형과 치아형성 후 모형을 스캐너를 이용하여 스캐닝 하였다.(Fig. 1) 치아 형성시 측면경사도는 10°, 변연은 1.0 mm의 rounded shoulder 변연으로 형성해주었다.(Fig. 2) 스캐닝 자료에는 각 부분의 3차원 좌표점이 기록되어 있으며 이 좌표점을 연결하

여 스플라인(spline) 곡선을 만들고 이 곡선을 부드럽게 연결하여 3차원 곡면을 얻어냈다. 그리고 스캐닝 자료가 없는 부분, 즉 치은에 가려진 치근 및 치조골 부분은 치아의 해부학적 형태를 참조하여 곡면을 생성하였다. 지대치의 치근의 길이와 형태 그리고 근원심 폭경은 Wheeler¹⁹⁾의 연구 자료를 기초로 설계하였으며 해석의 용이함을 위하여 크기 및 형태를 단순화시켰다. 치밀골의 두께는 2 mm, 치주인대는 Carranza 등²⁰⁾을 참고로 균일하게 0.25 mm로 하였다. 도제관의 코어의 두께는 부위별로 최소 0.5 - 최대 1.0 mm로 부여하고 비니어링 포세린의 두께는 1.0 mm로 부여하였다.(Fig. 3) 3차원 모델의 좌표계는 소구치에서 대구치 방향을 X축, 협측에서 설측 방향을 Y축, 치경부에서 교합면 방향을 Z축으로 설정하였다. 치아 형상 모델링은 CATIA V3R9(Dassault system, France)를 사용하였으며 모델은 mm 단위로 완성되었다.

2. 삼차원 유한 요소 모델링 (FEM)

유한 요소 모델은 CAD system으로부터 만들어진 기하 형상 데이터 즉 곡면을 이용하여 임의의 Surface Mesh를 만들어 주었다. 그리고 이 Surface mesh를 이용하여 각 재질별로 사면체 4절점 요소로 Mesh를 형성하였으며 각 재질 계면에 존재하는 요소들은 서로 연속성을 갖도록 생성하였다.(Fig. 4) 고정성국소의치 해석에서 가장 중요한 연결부(connector) 부분은 다른 부분의 요소 크기와는 달리 기

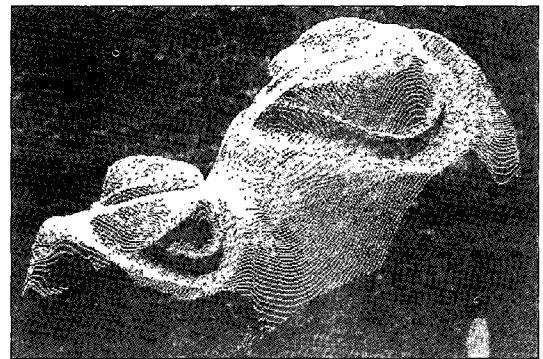
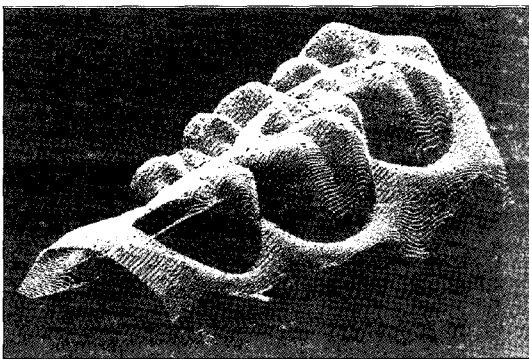


Fig. 1. Scanning data before tooth preparation(A) and scanning data after tooth preparation.(B)

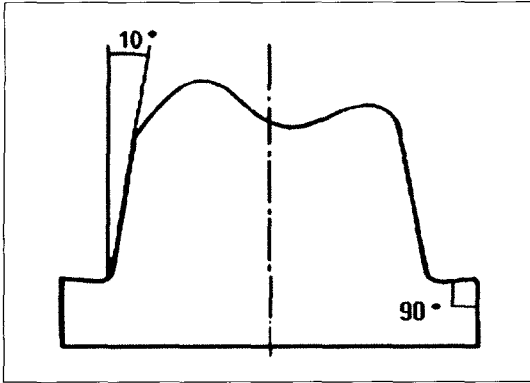


Fig. 2. Preparation of an abutment tooth.

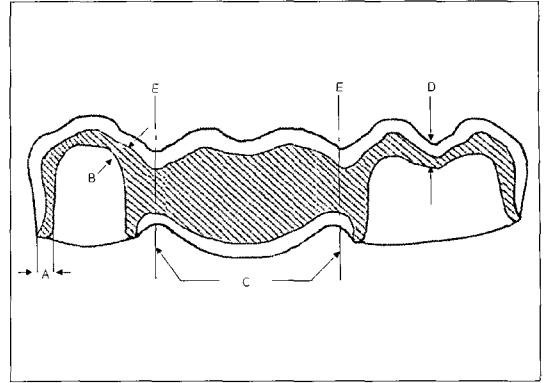


Fig. 3. Design and dimensions of geometric model. A: Core rests on the shoulder's entire extension, B: 1.0 mm core material in the area adjacent to the connectors, C: 0.90 mm radius of curvature (r) at embrasure area, D: 0.5 mm core and 1.0 mm veneer porcelain, E: height of the core material in marked plane ≥ 3.0 mm.

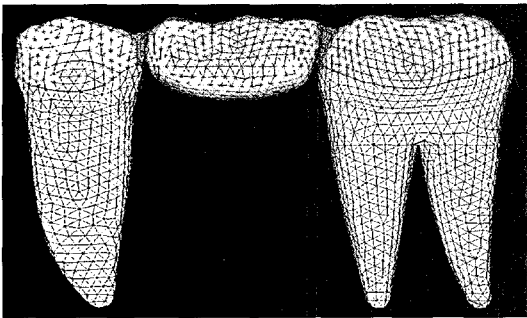


Fig. 4. Finite element model of all ceramic bridge.

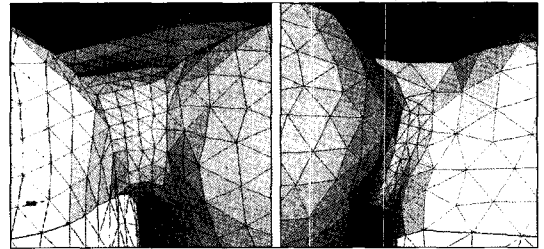


Fig. 5. Finite element model of all ceramic bridge connector.

하학적인 형상을 고려하여 세밀하게 분할하여 생성하였다.(Fig. 5) 이렇게 해서 만들어진 모델은 총 요소수가 79,629 개이고, 총 절점수는 15,606 개이다. 유한 요소 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

각 요소들에 부여되는 물성치들 중 가장 중요한 값인 각 재질별 탄성계수(Young's Modulus : E)와 포

아송 비(Poisson's ratio)는 문헌을 참고하였다 (Table I).²¹⁻³¹⁾ 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 결합 상태인 것으로 가정하였다. 모델은 내부 core와 Porcelain 부분의 재질에 의해 Zirconia 모델, IPS Empress 2 모델, In-Ceram 모델, Metal Ceramic 모델로 분류하여 해석하였다. 각 4가지 모델의 상아질, 치주 인대, 치조골 부분의 물성치는 동일한 것으로 간주하였다.

Table I. Material properties of finite analysis model

Material	Modulus of Elasticity (E, MPa)	Poisson's Ratio(ν)
Dentin	1.86×10^4	0.31
Periodontal ligament	69	0.45
Cortical bone	1.0×10^4	0.30
Cancellous bone	0.025×10^4	0.30
IPS Empress 2	core	9.64×10^4
	porcelain	6.0×10^4
In-Ceram zirconia	core	25.7×10^4
	porcelain	5.8×10^4
Zirconia(TZP)	core	21.0×10^4
	porcelain	5.8×10^4
Metal ceramic(Ni-Cr)	core	22.5×10^4
	porcelain	7.0×10^4

4. 경계조건(Boundary Condition) 및 하중조건 (Loading Condition) 부여

유한 요소 모델의 경계조건은 치조골의 맨 하단 부분의 절점을 모든 방향에서 움직임이 없다는 조건을 설정하였으며 경계조건 부위에서 응력의 변화가 발생한다면 무시하도록 하였다. 유한요소해석을 위해서는 동적인 움직임이 발생하지 않도록 구속(Fix)조건이 필요하다. 그래서 본 연구에서는 치조골의 하단 부분을 고정시키기로 하였다. 하중은 기준이 되는 Zirconia 모델에 각기 다른 다섯 부위에 550 N의 하중을 가하였으며 각 재료의 종류에 따른 분석을 위해서는 중앙와에만 하중을 가하였다. 하중은 각 모델에 대해 임의의 동일한 세 절점을 택하여 부여하였다.

5. 관찰점(Reference Point)의 설정

모델의 정확한 해석 결과 분석을 위해 Fig. 6과 같이 재료와 하중에 따른 20가지 모델에 대해 동일한 위치의 관찰점을 택하였고 각 관찰점을 통해 그곳의 응력을 비교해 보았다. 하중을 가한 loading point는 (A)제2소구치의 중심부 (B)가공치의 근심 연결부 (C)가공치의 중심와 (D)가공치의 원심연결부 (E)제2대구치의 중앙와에서 가하였고 이때 관찰점(reference point)은 코아에서의 1. 근심 연결부 상부 2. 가공치의 중앙와 3. 원심연결부의 상부 4. 근심연결부

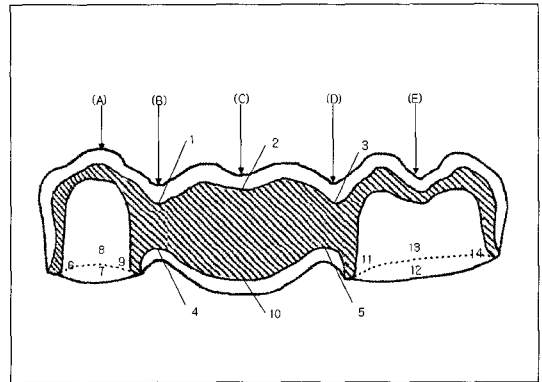


Fig. 6. The loading points (A-E) & reference points (1-14).

(A)central area of second premolar (B)mesial connector of pontic (C)central fossa of pontic (D)distal connector of pontic (E)central fossa of second molar
 1.upper area of mesial connector 2.central fossa of pontic 3.upper area of distal connector 4.under area of mesial connector 5.under area of distal connector 6.mesial margin of second premolar 7.buccal margin of second premolar 8.lingual margin of second premolar 9.distal margin of second premolar 10.under area of pontic 11.mesial margin of second molar 12.buccal margin of second molar 13.lingual margin of second molar 14.distal margin of second molar.

의 하부 5. 원심연결부의 하부 6. 소구치 근심 변연부 7. 소구치의 협측 변연부 8. 소구치의 설측 변연

부 9. 소구치의 원심 변연부 10. 가공치의 하부 11. 대구치의 근심 변연부 12. 대구치의 협측 변연부 13. 대구치의 설측 변연부 14. 대구치의 원심 변연부에서의 응력분포를 관찰하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 하중의 위치에 따른 응력분포

1) 가공치의 중앙외에 하중을 가하였을 때

부록의 사진과 Table II를 살펴보면 하중이 가해지는 부분에서 von Mises stress가 최대 123.84 MPa 정도 나왔다. 그리고 표를 살펴보면 하중에 직접적인 영향이 미치는 곳(관찰점 2, 10)을 제외하면 연결부(관찰점 1, 3, 4, 5)와 연결부에 인접한 변연부(관찰점 9, 11)에서 응력이 높게 나온 것을 확인할 수 있다. 그리고 이 부분의 최대 주응력을 살펴보면 연결부 하부에서 응력이 다른 부위보다 매우 높은 것을 볼 수 있다. 이것은 하중이 가해졌을 때 이 부분이 파절에 제일 취약하다는 것을 예측할 수 있게 해준다.

일반적으로 von Mises stress는 여러 응력중 물체가 어떻게 힘을 받고 있는지를 가장 효과적으로 표현한 응력으로 Table II를 보면 하중이 가해진 곳과

모델의 취약한 부위에서 응력치가 높은 것을 볼 수 있고 최대 주응력은 물체가 작용하는 3축 방향으로의 주응력중 가장 큰 값을 말하며 Table II에서 보면 하중이 가해진 부위는 최대주응력이 낮고 연결부 하부 즉 모델의 가장 취약한 부분에서 최대주응력값이 높은 것을 볼 수 있다.

2) 연결부와 지대치에 하중이 가해졌을 때

가공치의 원심연결부에 하중을 준 경우 원심 연결부의 상·하부에서 매우 높은 응력치를 보이고 있으며 제2대구치의 근심 변연부도 응력이 높은 것을 볼 수 있다. 제2대구치 중앙외에 하중을 가한 경우 가공치의 원심 연결부와 제2대구치 근심 변연부에서 높은 응력을 보이고 있다. 가공치 중앙외에 하중을 준 경우에는 근심 연결부의 하부와 원심 연결부의 하부에서 응력이 높은 것을 볼 수 있다. 가공치의 근심연결부에 하중을 준 경우 근심 연결부의 상·하부에서 매우 높은 응력이 발생하고 인접한 소구치의 원심 변연부에서 높은 응력이 가지는 것을 볼 수 있다. 제2 소구치에 하중을 가한 경우에는 소구치의 변연부와 근·원심 연결부에서 비슷한 응력치를 가지는 것을 볼 수 있다. 각 하중에 대해 비교해 보면 공통적으로 모두 연결부의 하부에서 높은 응력을 가지는 것을

Table II. von Mises stress & Max. principal stress of reference point of zirconia all ceramic bridge - Loaded at central fossa of pontic (Unit: MPa)

Reference point	von Mises stress	Max. principal stress
1	49.56	-1.53
2	123.84	-19.80
3	38.67	-7.40
4	88.93	103.48
5	85.07	130.92
6	5.21	2.52
7	7.95	5.25
8	7.88	1.81
9	35.16	21.84
10	67.34	73.35
11	54.80	32.34
12	8.63	2.87
13	9.57	-0.84
14	4.83	0.75

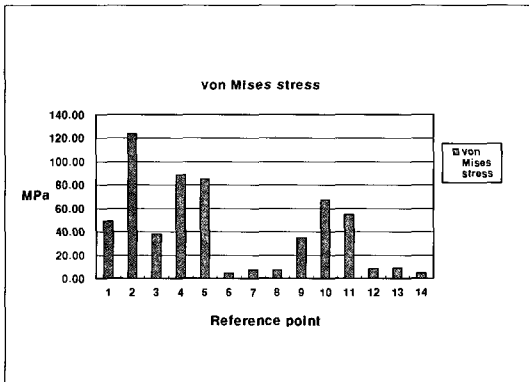


Fig. 7. von Mises stress of reference point of zirconia all ceramic bridge - Loaded at central fossa of pontic.

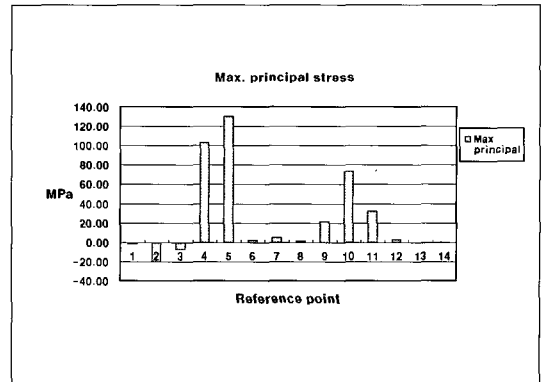


Fig. 8. Max. principal stress of reference point of zirconia all ceramic bridge - Loaded at central fossa of pontic.

Table III. von Mises stress of reference point according to loading point (Zirconia) (Unit: MPa)

Reference point	Disital connector of pontic	Central fossa of second molar	Central fossa of pontic	Mesial connector of pontic	Central area of second premolar
1	40.60	30.13	49.56	197.80	28.33
2	23.47	6.11	123.84	17.83	5.45
3	163.73	50.30	38.67	44.37	44.17
4	43.55	28.54	88.93	183.95	33.38
5	193.15	62.54	85.07	51.95	45.35
6	7.15	4.76	5.21	4.58	53.89
7	20.29	14.38	7.95	30.33	44.07
8	10.07	5.86	7.88	8.22	15.95
9	47.62	25.62	35.16	103.94	42.49
10	18.46	4.09	67.34	13.80	2.06
11	83.45	65.17	54.80	80.22	51.12
12	4.24	19.27	8.63	10.32	8.70
13	3.86	18.79	9.57	10.70	7.66
14	1.38	13.18	4.83	5.72	4.13

볼 수 있다. 즉 이 부분이 가장 약하며 파절이 일어난다면 연결부 하부에서 가장 먼저 발생할 수 있음을 예측할 수 있게 해준다. 그리고 연결부에 하중이 가해진 경우에는 연결부 하부에서의 von Mises stress 최대값이 다른 부위에 하중을 가한 경우의 최대값보다 2~3배 높은 것을 볼 수 있다. 이것은 연결부에 직접 하중이 가해지면 다른 부위에 하중을 주었을 때 보다 더 쉽게 파절될 수 있음을 말해준다.

2. 코아의 종류에 따른 응력분포

Table IV를 살펴보면 응력의 양상은 동일하게 나타난 것을 볼 수 있다. 연결부의 상·하부와 연결부에 인접한 변연부에서의 응력이 다른 부위보다 높고 이 부분이 파절에 취약한 것으로 나타났다. 특히 연결부 하부에서 응력이 모든 재질에서 높게 나왔는데 In-Ceram의 경우에는 연결부 하부에서 걸리는 응력 중 최대값이 전체 응력 중 최대값(135.24 MPa)의

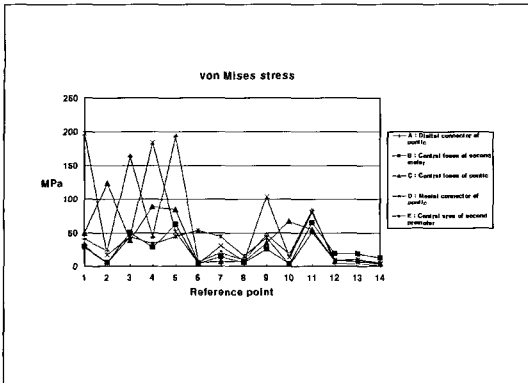


Fig. 9. von Mises stress in reference points with zirconia all ceramic bridge according to loading point.

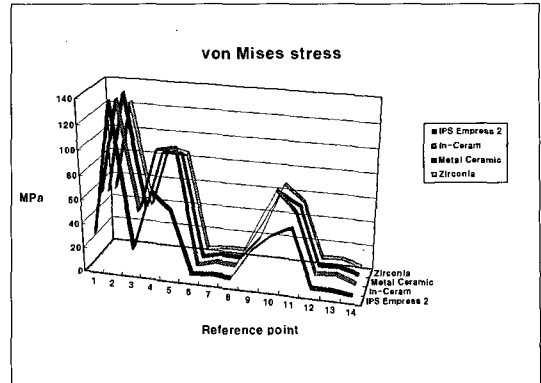


Fig. 10. von Mises stress of reference point according to core materials - Loaded at central fossa of pontic

Table IV. von Mises stress of reference point according to core materials - Loaded at central fossa of pontic (Unit: MPa)

Reference point	IPS Empress 2	In-Ceram zirconia	Metal Ceramic	Zirconia
1	30.78	57.97	53.50	49.56
2	138.77	135.24	135.94	123.84
3	20.55	45.60	41.29	38.67
4	69.54	97.95	91.15	88.93
5	55.79	100.69	90.42	85.07
6	4.83	5.47	5.14	5.21
7	6.33	9.46	8.69	7.95
8	5.35	9.06	8.29	7.88
9	30.32	42.13	26.94	35.16
10	44.32	74.12	65.77	67.34
11	52.65	58.46	57.04	54.80
12	5.36	9.67	8.73	8.63
13	5.41	11.04	9.64	9.57
14	3.01	5.55	4.96	4.83

75%정도로 높게 나왔다. 그리고 Zirconia는 72%, Metal Ceramic은 67%, IPS Empress 2는 50% 정도로 나왔다. 이것은 In-Ceram이 연결부에서 하중의 영향이 가장 크고 IPS Empress 2가 가장 적다는 것을 보여준다.

Zirconia와 Metal Ceramic의 경우에는 Metal Ceramic의 응력이 높지만 이 두 가지 재질 모두 다른 재질에 비해 응력이 고르게 분포되어 있음을 Table IV를 통해 확인할 수 있다. 즉 관찰점마다 응

력의 편차가 크지 않음을 알 수 있다. In-Ceram의 경우는 모델의 취약한 부분에서 응력이 가장 높다. 그리고 IPS Empress 2의 경우는 하중을 받는 부위에서의 응력치가 다른 재질에 비해 가장 높고 연결부 하부에서는 가장 낮은 것을 볼 수 있다.

일반적으로 응력이 전체적으로 잘 분산되어 있고 응력치가 전체적으로 낮다면 그 만큼 안전하다고 추측해볼 수 있다. 즉 응력이 한 곳에 불균일하게 몰려 있다면 하중이 모델의 모든 부위에 걸쳐 잘 흡수하

지 못 하는 것을 의미하므로 안전하지 않다고 볼 수 있다. 이런 의미에서 볼 때는 Zirconia가 응력이 가장 고르게 분포되어 있으므로 가장 좋은 재질이라 볼 수 있다.

IV. 총괄 및 고찰

전부 도재관은 뛰어난 심미성을 지닌 수복물로서 오래전부터 사용되어 왔으나 한편 파절에 취약한 단점을 보여주었다. 전부도재관이 치아 수복물로서 충분히 발휘하기 위해서는 기능 시에 그 하중에 의해 파절되지 않는 충분한 강도를 지녀야 한다. 일반적으로 치아의 교합력은 40N이고 대합치와의 최대교합력은 평균 245N에서 540N 정도로 나타나는데, 치아 수복재료로 사용되는 도재는 깨지기 쉽고 한정된 인장강도를 나타내므로 구치부를 수복할 경우 높은 강도가 요구된다.³²⁾ Craig의 연구에 따르면 일반적으로 치아의 최대교합력은 각 치아의 위치에 따라 다르게 나타났는데 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 견치에서는 208N, 전치에서는 155N으로 나타났다.^{33,34)} 이에 따라 본 실험에서는 대구치에서의 최대교합력을 기준으로 550N의 하중을 가하였다.

Oh와 Anusavice³⁵⁾의 연구에 따르면 전부도재 고정성국소의치의 파절은 주로 connector 부위에서 일어나는 경향이 있으며, 전부도재 고정성국소의치의 파절저항은 embrasure space 내의 curvature의 반경에 의해 강하게 영향을 받는데, connector의 하방 gingival embrasure에서 반경이 0.25 mm에서 0.90 mm로 증가되었을 때 평균 파절저항이 140%까지 증가하였고, occlusal embrasure에서 curvature의 반경의 증가는 3-unit 고정성국소의치의 파절저항에 미미한 효과만 일으켰다. 이 연구결과 gingival embrasure는 curvature의 반경을 크게 하고, occlusal embrasure는 심미성을 위해 임상적으로 작고 예리하게 디자인 되는 게 유리한 것으로 보고 되어 본 연구에서 형상모델링시 이를 참고하였다.

본 연구에서 코아의 두께는 0.5 mm로 하였는데 코어의 두께가 두꺼우면 전부도재관의 심미적 장점인 투명도가 감소하면서 심미적으로 불리하게 되므로 코아 두께를 1 mm보다는 얇게 하여 형상모델링

하였다. 과거 In-Ceram에서도 코어의 두께를 0.5 mm까지 줄이려는 노력이 시도되었었는데³⁶⁾ 이때 코어의 굽힘 강도가 현저히 감소한다고 보고 된바있다.³⁷⁾ 또한 Sorensen 등³⁸⁾은 IPS Empress 2 framework material의 두께를 감소시키고, 몰속에 저장하면서 강도를 연구한 결과 코어세라믹을 1.0 mm에서 0.8 mm로 줄인 경우에 유의한 차이를 보이지 않으나, 0.5 mm로 감소시킨 경우에는 30%정도 강도의 감소를 나타낸다고 하였다.

본 연구는 동일한 유한 요소 모델을 사용하였으므로 응력의 수치는 각 재질에 따라 다르지만 응력의 분포 양상은 비슷하였다. 그러므로 한가지의 재질을 택해 각 하중에 대한 응력의 분포를 알아보고 각 재질마다의 응력치를 통해 그 차이를 비교해 보았다. 본 연구에서는 Zirconia 재질을 기본 모델로 선택하고 하중을 다섯 부분에서 동일하게 주었다. 다섯 가지 하중 모두 하중이 작용하는 곳에서 가장 큰 응력이 발생하였고 그 다음으로 모델에서 약한 부분인 연결부의 하부에서 응력이 크게 발생하였다. 이것은 그 부분이 가장 취약하다는 것을 보여주며 특히 하중이 연결부에 직접 가해진 경우에는 다른 부위에 하중이 가해진 경우보다 더 쉽게 파절이 일어난다는 것을 예측할 수 있다. 그리고 소구치 중앙외에 하중을 준 경우에는 다른 하중의 경우와는 달리 소구치의 변연부에 응력이 높게 나타나는 것을 볼 수 있다. 이것은 하중이 가해지는 위치가 연결부에서 멀어질수록 치아에서 하중을 많이 흡수한다고 볼 수 있겠다. 그리고 이때는 연결부보다는 치아의 변연부가 보다 파절의 위험이 높다는 것으로 볼 수 있다.

대구치에서 하중이 작용하였을 때 응력이 가장 낮게 발생하였는데 이것은 하중을 견딜 수 있는 면적이 더 넓어져서 응력이 분산되는 효과가 나타났고 소구치쪽 연결부와 대구치쪽 연결부에 하중이 작용하였을 때 두 연결부에서 응력차이가 나는 것은 연결부의 길이와 두께의 차이에 의한 것으로 연결부가 짧고 두꺼울수록 응력을 덜 받게 되는 것으로 사료된다.

재질에 따른 응력치는 하중을 중앙외에 준 경우를 통해 분석해 보았는데, 네 가지의 재질 모두 연결부 하부에서 매우 높은 응력을 받는 것을 볼 수 있다. 그곳에서 받는 응력은 거의 하중이 가해지는 부위의

응력 값에 근접한 것을 볼 수 있는데 이것은 모든 재질에서 그 부분이 가장 취약하다는 것을 말해준다. 그리고 In-Ceram의 경우 다른 재질에 비해 연결부 하부의 응력이 하중을 받는 부위의 응력치와 가장 근접한 값을 가지는 것을 알 수 있다. 이것은 그 부분이 하중을 제일 많이 흡수하며 In-Ceram이 하중의 영향도 가장 많이 받는다는 것으로도 볼 수 있다. 반면에 In-Ceram은 응력이 연결부하부 한곳에만 불균일하게 몰려있게 되는 것이므로 하중이 모델의 모든 부위에서 고르게 잘 흡수되지 못하게 되는 것을 의미하며 이는 응력이 전체적으로 잘 분산되어있고 응력치가 낮게 나온 경우에 비해 상대적으로 불안정하다고 볼 수 있다. 이에 비해 지르코니아는 연결부하부에서 In-Ceram에 비해 응력이 낮게 나타나기는 하였는데 그 차이는 크지 않으며 이는 탄성계수가 In-Ceram에 비해 작아서 나타난 현상이며 상대적으로 지르코니아는 관찰점마다 응력의 편차가 크지 않게 나타났고 이는 In-Ceram에 비해 하중을 고르게 분산시키는 것을 의미하므로 지르코니아가 파절에 더 안정적이라 볼 수 있다. 그리고 지르코니아는 굴곡강도가 700~1000 MPa¹³⁻¹⁸⁾로 In-Ceram alumina의 굴곡강도인 450 MPa^{39,40)}과 In-Ceram zirconia의 굴곡강도인 603.7 MPa⁴⁰⁾에 비해 훨씬 강도가 강해 더 좋은 전부도재 고정성국소의치의 재료로 평가해 볼 수 있다.

본 연구는 삼차원 유한요소법을 이용하여 전부도재관의 응력분포를 관찰하므로써 전부도재 고정성국소의치의 예후 및 성공률을 예측할 수 있게 해준다. 상대적으로 지르코니아 고정성국소의치가 다른 전부도재관에 비해 더 좋은 결과를 갖을지에 대한 분석을 하기 위해서는 코아의 두께, 비니어 재료 등에 대한 연구 등 앞으로도 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 전부도재 고정성국소의치에서 하중을 가했을 때 코아 종류와 하중위치가 응력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여 3-unit 고정성국소의치를 컴퓨터상에서 삼차원 유한요소모델로 제작한 후 하중을 각각 제2소구치 중앙부, 가공치의 근심연결

부, 가공치의 중앙와, 가공치의 원심연결부, 제2대구치의 중앙와에 가했을 때의 응력분포를 알아보았다. 또한 코아 재료로 지르코니아, 금속, IPS Empress 2, In-Ceram을 사용했을 때의 응력분포를 조사하여 다음과 같은 연구결과를 얻었다.

1. 모든 코아 재료에서 von Mises stress는 하중이 가해진 부위, 연결부(connector), 그리고 연결부에 인접한 변연부에서 응력이 높게 나타났다.
2. 최대주응력은 연결부 하부의 응력이 다른 부위보다 매우 높게 나타났다.
3. 하중을 주는 위치를 달리했을 때 모두 연결부의 하부에서 응력이 높게 나타났는데, 그 중 연결부에 하중이 직접 가해진 경우에는 연결부하부에서의 von Mises stress 최대값이 다른 부위에 하중을 주었을 때의 최대값보다 2~3배 높게 나타났다.
4. In-Ceram zirconia의 경우 연결부 하부에서 걸리는 응력의 최대값이 전체 응력중 최대값의 75%로 가장 높았고 Zirconia는 72%, Metal-Ceramic은 67%, IPS Empress 2는 50%이었다. 즉 In-Ceram zirconia가 연결부에서 하중의 영향이 가장 크고 IPS Empress 2가 가장 적게 나타났다.
5. 지르코니아의 경우 In-Ceram zirconia에 비해 관찰점마다 응력의 편차가 적게 나타나 응력이 전체적으로 고르게 잘 분산되는 것으로 나타났다.

참고문헌

1. Southan DE, Jorgensen KD. Faulty in porcelain jacket crowns. Aust Dent J 1973;18:152-6.
2. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 1993; 21:47-51.
3. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns. PartII. J Prosthet Dent 1991;65:388-91.
4. Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prothodont 1992;5:409-14.

5. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont* 1990;3:159-68.
6. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. *Independent Practitioner* 1886;7:407.
7. Brecker SC. Porcelain baked to gold. A new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956;6:801.
8. Wohlwend A, Scharer P. The Empress technique. *Quintessenz Zahntech* 1990;16:966.
9. Land CH. Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 1903;45:437-44.
10. Mclean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent* 1965;119:251-67.
11. Han JS. All ceramic system of fixed partial dentures. *J Korea Clinical Dentistry* 2000;6:457-64.
12. Kelly JR. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
13. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J of Biomedical Materials Research* 1993;27:729-34.
14. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-346.
15. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11:985-994.
16. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-35.
17. Kumar P, Shimizu K, Oka M, Ikeuch K, Yamamuro T, Okumura H, Kotoura Y. Low wear rate of UHMWPE against zirconia ceramic(Y-PSZ) in comparison to alumina ceramic and SUS 316L alloy. *J Biomed Mater Res* 1991;25:813-28.
18. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials Design of Ceramic-based Layer Structures for Crowns. *J Dent Res* 2002;81:433-38.
19. Wheeler RC. Dental anatomy, Physiology and occlusion. 5th ed. WB. Saunders Co 1984:184-287.
20. Carranza FA. Glickman's clinical Periodontology. 7th ed. WB Saunders Co 1990:47-8.
21. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and Yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:189-94.
22. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *Int J Prosthodont* 2002;15:404-12.
23. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of Cement on a Restored Crown of a First Premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003;16:82-90.
24. Papavasiliou G, Tripodakis AP, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite Element Analysis of Ceramic Abutment-Restoration Combinations for Osseointegrated Implants. *Int J Prosthodont* 1996;9:254-60.
25. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for

- the anterior dentition: A finite-element analysis. *Quintessence Int* 1999;30:661-72.
26. Park CK, Lee SH, Chung HY, Jang JH. A study on the stress distribution of cantilever bridge under maximum bite force and functional bite force using three dimensional finite element method. *J Korean Academy Prosthodontics* 1994;32:484-500.
 27. Choi SY, Lee SH, Yang JH, Chung HY. A study on stress distribution of endodontically treated tooth according to the various post length using three dimensional finite element method. *J Korean Academy Prosthodontics* 1995;33:177-97.
 28. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges: A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral sci* 1996; 104:390-5.
 29. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17:289-95.
 30. Selcuk A, Atkinson A. Elastic properties of ceramic oxides used in solid oxide fuel cells. *J Eur Ceram Soc* 1997;17:1523-32.
 31. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 3rd ed. 2002.
 32. Kim HS, Ju TH, Oh SC, Dong JK. A Study on the fractures strength of the IPS-Empress ceramic crown according to margin type. *J Korean Academy Prosthodontics* 1997;35:296-307.
 33. Craig RG. *Restorative dental materials*, Ed 6. St Louis : Mosby, 1980:60-1.
 34. Kim SH, Lee JH, Kim YL, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown: The Effect of Occlusal Depth and Axial Inclination on Lower First Molar. *J Korea Academy Prosthodontics* 2003;41: 48-60.
 35. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000;87:536-42.
 36. Levy H, Daniel X. Working with the In Ceram Porcelain system. *Prothese Dentaire*, 1990;juin/Juillet:44-45.
 37. Sorensen JA, Avera SP, Franuscu MI. Effect of veneer Porcelain on all ceramic crowns(abstract). *J Dent Res* 1992;71:320.
 38. Sorensen JA, Mito WT, Chamberlain TM. Core ceramic Flexural strength from water storage and reduced thickness IADR (abstract) Vancouver, 1999.
 39. Kim DJ, Han JS. Ceramic materials for dental restoration. *J Kor Ceram Soc* 1995; 10:411-17.
 40. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosth* 1995;8:239-46.

Reprint request to:

Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University
 344-2, Shinyong-dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, South Korea
 dong@wonkwang.ac.kr

사진부도 ①

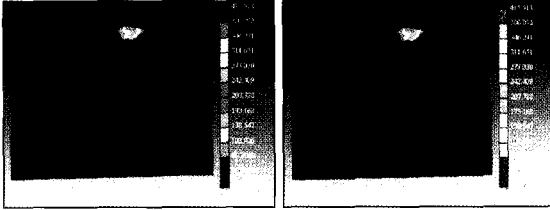


Fig. 11. von Mises stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at distal connector of pontic.

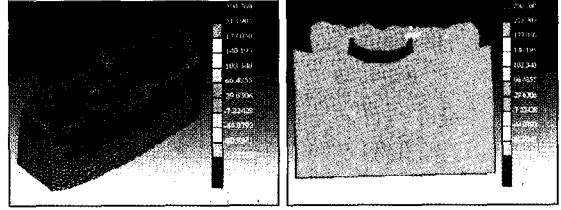


Fig. 12. Max. principal stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at distal connector of pontic.

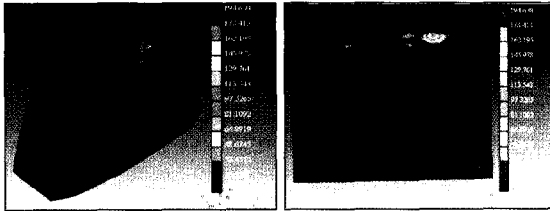


Fig. 13. von Mises stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central fossa of second molar.

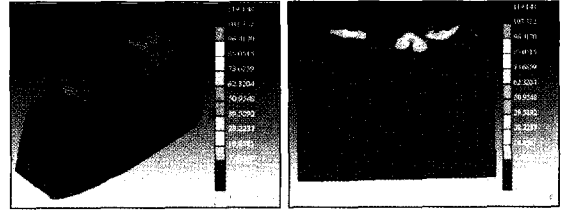


Fig. 14. Max. principal stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central fossa of second molar.

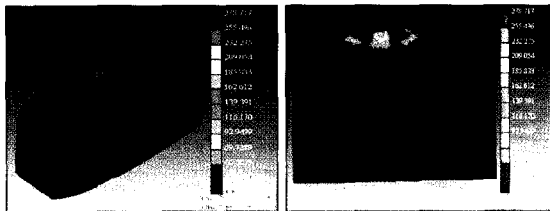


Fig. 15. von Mises stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central fossa of pontic.

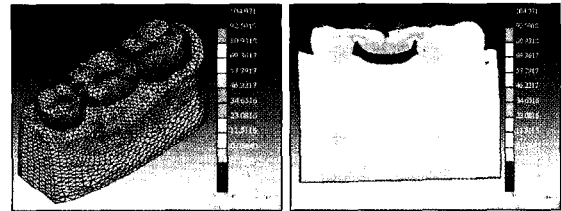


Fig. 16. Max. principal stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central fossa of pontic.

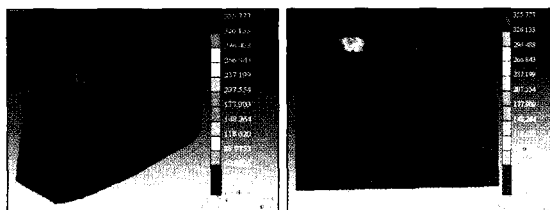


Fig. 17. von Mises stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at mesial connector of pontic.

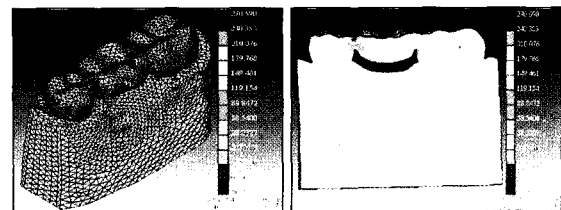


Fig. 18. Max. principal stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at mesial connector of pontic.

사진부도 ②

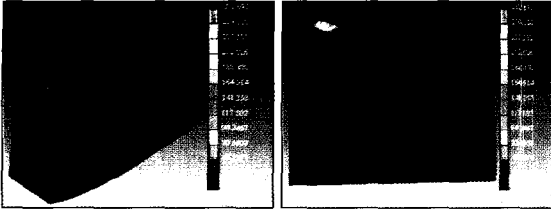


Fig. 19. von Mises stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central area of second premolar.

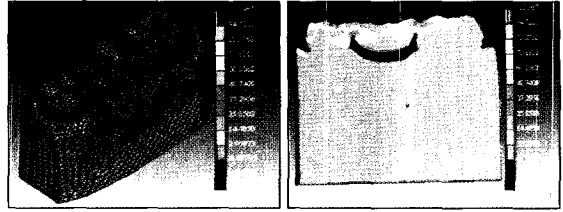


Fig. 20. Max. principal stress contour of Zirconia all ceramic bridge.
- Loaded at central area of second premolar.

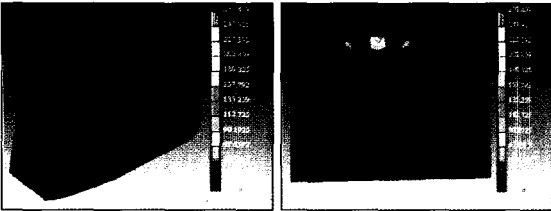


Fig. 21. von Mises stress contour of all ceramic bridge. (IPS Empress 2)
- Loaded at central fossa of pontic.

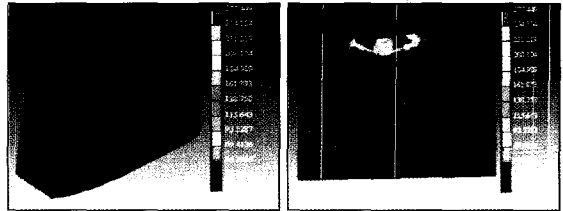


Fig. 22. von Mises stress contour of all ceramic bridge. (In-ceram)
- Loaded at central fossa of pontic.

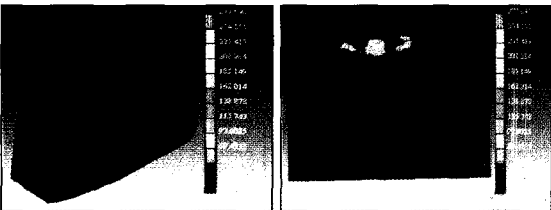


Fig. 23. von Mises stress contour of all ceramic bridge. (Metal-Ceramic)
- Loaded at central fossa of pontic.

ABSTRACT

A STUDY ON THE STRESS DISTRIBUTION OF POSTERIOR FIXED PARTIAL DENTURE WITH VARIOUS ALL-CERAMIC SYSTEMS

Han-Joong Kang, D.D.S., Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Sang-Chun Oh, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hae-Hyoung Lee, D.D.S., Ph.D.*,
Ki-Chang Song, M.Eng., Ph.D.**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University
*Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry, Dankook University**
*Department of Chemical Engineering, Konyang University***

Purpose. The purpose of this study was to analyze stress distribution of all ceramic posterior fixed partial denture using a three dimensional finite element method.

Material and method. A three dimensional finite element model was created to demonstrate all-ceramic posterior fixed partial denture and then this computer model measured the stress distribution of the all ceramic bridges which has a ceramic core materials such as Zirconia, IPS Empress 2, In-Ceram zirconia, Metal-Ceramic. Also the stress distribution was examined according to loading sites when force was applied to sites such as the central area of second premolar, the mesial connector of pontic, the central fossa of pontic, the distal connector of pontic, and the central fossa of second molar

Results.

1. In all the materials of the core in this study, von Mises stress indicated that the stress increased as force was applied to loaded sites, just at those points, on the connector, and the margin in the area adjacent to the connectors.
2. The maximum principal stress was much higher in the lower part of the connectors than in any other region.
3. As the load was applied to the different locations, the research showed a consistent increase of stress in the lower connectors. The maximum value of the von Mises stress was two or three times greater when the load was applied directly to the connectors rather than indirectly through another stressed region.
4. In the case of In-Ceram zirconia, the stress in lower connectors was the highest of all the reference points, the stress showed 75% of all the maximum stress. Zirconia showed 72%, Metal-Ceramic 67% and IPS Empress 2 50%.
5. In the case of Zirconia, the stress was well dispersed in each reference point that the stress differences were smaller when compared to In-Ceram zirconia.

Key words : Stress Distribution, Posterior Fixed Partial Denture, All-Ceramic Systems, Three dimensional finite element method