

상악중절치에서 전부도재관의 finish line형태에 따른 파절강도와 응력 분포에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

기태석 · 김계순 · 이진한 · 김유리 · 동진근

I. 서 론

심미성에 대한 환자의 요구가 점차 증가함에 따라 자연치아에 가까운 형태와 색조를 재현하여 수복하기 위한 노력이 지속되고 있다. 초기의 전부도재관들은 그 심미적인 장점에도 불구하고 파절에 대한 취약성이 커서 임상에서의 사용이 제한되었으나,¹⁾ 새로운 도재의 개발과 도재관 제작기술의 발달로 도재관의 물리적 성질과 심미성이 향상되었다. 최근에는 수종의 전부도재관 제품들이 적합성과 심미성, 화학물질에 대한 저항성,²⁾ 치태침착의 최소화,³⁾ 그리고 강화된 강도의 특징을 강조하면서 소개되기 시작하여 전부 도재관의 사용범위가 전치부는 물론 구치부까지 확대 되었으며,⁴⁻⁶⁾ 증가된 강도는 금속도재관 출현 이후 주춤했던 전부도재관의 임상적 사용을 가속시키는 계기가 되었다.

전부도재관은 도재의 강도를 보강하는 방법에 따라서 알루미늄 입자로 강화시키는 방법,⁹⁾ 백류석 결정으로 강화시키는 방법,^{10,11)} 결정 마그네슘 산화 알루미늄 첨정식으로 강화시키는 방법,¹²⁾ 유리를 결정화 시키는 방법^{13,14)} 등으로 분류할 수 있다. 이와 같은 여러 가지 전부도재관중에서 IPS Empress system¹¹⁾은 변연 적합도와 심미성이 우수한 전부도재관 시스템 중 하나이다. 이 시스템은 납형을 제작하여 매물, 소환한 후, 고온으로 가열된 가압소성로에서 가압 성형되는 왁스 소환법의 비교적 간편한 술식을 활용하고 있다. 또한 도재 주괴(ingot)의 색조를 각 환자의 치아색에 맞추어 선택할 수 있기 때문에 색조의 재현성이 우수하고 제작과정 중 백류석 결정과

유리의 서로 다른 열팽창 계수에 의해 도재의 강도가 증가하므로 전치부는 물론 구치부의 도재관 제작에도 적용할 수 있다.¹⁵⁾

도재수복물은 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 접착방법에 영향을 받는다.¹⁶⁻²⁰⁾ 특히 치아 형성 방법에서 강도에 영향을 주는 요소는 교합면이나 절단면의 삭제량, 측면의 삭제량, 측면의 경사도, 변연형태들이 있다.

변연형태에 따른 도재관의 강도에 관한 연구를 살펴보면, 종래의 장식계 도재로 제작하는 전부도재관에서는 지대치 형성시 명확한 선각을 부여한 shoulder를 형성하도록 추천하였다.²¹⁻²⁵⁾ 그러나 최근에 소개된 강화된 도재를 사용하여 전부도재관을 제작하는 경우에는 수정된 지대치 형성법이 제시되고 있다. Malament와 Grossman²⁶⁾은 유리도재계에서 135°의 chamfer나 rounded shoulder의 변연형태가 추천된다고 하였으며, Dicor의 경우는 rounded shoulder가 이상적이지만 120° chamfer도 사용할 수 있다고 하였다.²⁷⁾ 전부도재관 제작 기술의 발달로 인해 도재의 파절강도가 증가되어 chamfer와 같이 경사진 finish line의 사용도 가능하게 되었다.²⁷⁻²⁹⁾ 또한 김 등³⁰⁾은 bevel을 포함한 변연형태에 따른 IPS Empress 도재관의 파절강도를 측정 한 결과, 다른 변연형태에 비하여 bevel의 파절강도가 비교적 높게 나타났으며, 이는 도재관에 가해진 힘이 bevel면을 따라 하방으로 전달되면서 파절하중이 분산된 결과

라고 하였다. 따라서 일반적으로 전부도재관에서 변연형태로 추천되지 않았던 bevel 변연의 임상 활용 가능성을 시사하였다.

한편, 외력에 대한 구조물 내의 응력을 분석하는 방법에는 brittle lacquer coating법,³¹⁾ strain gauge 법,³²⁾ holography법,^{33,34)} 광탄성응력분석법,^{35,36)} 유한요소분석법³⁷⁻³⁹⁾ 등이 있다. 이 중 유한요소분석법은 구강내와 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 유한요소분석법을 이용하여 다양한 설계 형태와 하중 조건에 따른 응력 분포를 분석한 연구들이 다수 발표된 바 있으며 다양한 치의학 분야에서 응력분포 연구에 유한요소법이 활용되고 있다.⁴⁰⁻⁴⁴⁾

본 연구는 전부 도재관에서 일반적으로 추천되는 1.0mm 폭의 rounded shoulder finish line과 변연부위에서 삭제량이 적은 0.5mm 폭의 chamfer finish line간의 파절 저항성을 알아보기 위하여 상악 중절치에서 IPS Empress 도재관을 이용하여 파절강도를 비교하였으며, 삼차원 유한요소법을 이용하여 하중이 가해질 경우, 하중의 조건과 변연의 형태, 하부구조에 따른 전부도재관의 치관부와 변연부에서의 응력 분포를 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

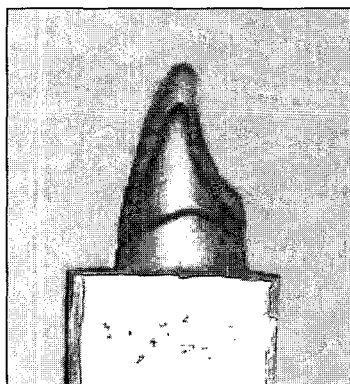
1. 전부도재관의 파절강도

1) 실험모형제작

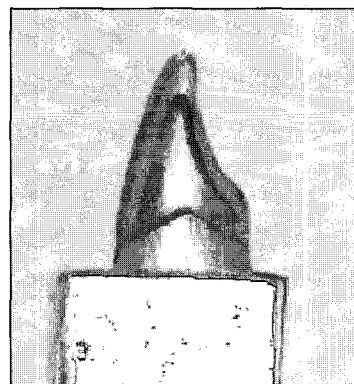
기본 모형 제작을 위해 경질 레진치아(Columbia Co., USA)중 상악 좌측 중절치를 이용하여 치아형성을 하였다. 절단연은 유도구를 형성한 후 2.0mm의 두께가 되도록 균일하게 삭제하였고, 측면 경사각은 10°가 되게 하였으며 변연은 각각 0.5mm 폭의 chamfer와 1.0mm 폭의 rounded shoulder로 형성하여 백악-법랑 경계의 1mm상방에 finish line을 위치시켰다(Fig. 1). 각각의 주모형을 실리콘 인상재(Exafine, putty type & injection type, GC Co, Japan)를 이용하여 인상 채득하고, 납형을 얻어 니켈 크롬 합금 (Rexillum III, Jeneric®/Pentron®, Wallingford CT, USA)으로 각 군당 15개씩 총 30개의 실험용 금속 다이를 제작하였다.

2) 도재관 제작

도재관의 제작을 위하여 실험용 금속 다이로부터 실리콘 인상재(Exafine, putty type & injection type, GC Co, Japan)와 초경석고(MG crystal rock, Maruishi gypsum Co, Japan)를 이용하여 석고모형을 제작하였다. 석고모형에 die spacer(Nice fit, Shofu Inc., Japan)를 제조회사의 지시에 따라 바



0.5mm width chamfer



1.0mm width rounded Shoulder

Fig. 1. Verification of preparation state with silicone index.

르고, 왁스(Green inlay casting wax, hard-type, Kerr, USA)로 납형을 제작하였다. 납형이 동일한 외형과 두께를 갖도록, 치아 형성 전에 실리콘 인상재(Exafine, putty type, GC Co, Tokyo, Japan)를 이용하여 제작한 실리콘 몰드에 연화된 왁스를 부어 납형을 복제하였다. 복제된 납형의 매몰은 납형 간의 거리가 3mm 이상, 매몰 링(paper ring)과 납형과의 거리가 10mm, 왁스 주입선의 직경은 3mm, 길이는 10mm가 되도록 하였고, 납형의 교합면과 주입선이 이루는 각도는 45°가 되도록 하였다.

매몰재의 혼합 방법은 제조회사의 지시대로 IPS Empress 매몰재 액과 증류수 그리고 매몰재 분말의 비율이 3ml : 12ml : 200g이 되도록 정확한 양을 계측하여 진공 혼합법으로 60초간 혼합하고 매몰링 하단부터 매몰재를 채웠다. 매몰재가 완전히 경화된 후 매몰링 기저부와 매몰링을 제거하고 매몰체의 기저부를 다듬었다. 매몰체와 세라믹 주괴 그리고 AlOx plunger를 소환로에 넣고 실온에서부터 시작하여 분당 5℃ 씩 온도를 높여 250℃ 에서 30분간 계류시키고 다시 온도를 높여 850℃ 에서 90분간 계류시켰다.

열가압 소환로(IPS Empress EP500 press furnace, Ivoclar, Liechtenstein)에서 착색법을 위한 프로그램을 선택하여 700℃ 까지 예열을 시행한 후 IPS Empress 세라믹 주괴(O1)와 AlOx plunger를 매몰체에 넣고 열가압 소환로 중앙에 위치시킨 후 가열 및 가압 과정을 시행하였다. 가압 과정이 끝난 매몰체를 소환로에서 꺼내 실온까지 식힌 후, 50µm의 glass bead(Shofu Co, Japan)로 펜 블라스터를 이용하여 2bar의 압력으로 매몰재를 제거하였다. 도재관의 외형을 다듬은 후 1회의 착색 과정과 2회의 글레이징 과정을 거쳐 IPS Empress 도재관을 완성하였다.

3) 도재관 합착

제작된 도재관은 각각의 금속다이모형에 레진시멘트(Bistite resin cement, Tokuyama Soda Co. LTD., Japan)를 사용하여 합착하였다. 합착에 앞서 도재관의 내면을 IPS Ceramic etching gel(5% hydrofluoric acid)를 이용하여 1분간 산부식 시키고, 초음파 세척기로 세척한 후 건조하였다. 도재 내면은 silane처리 하고 공기 중에서 건조하였으며 금속

다이모형의 피착면은 샌드 블라스터로 표면 처리하였다. 레진시멘트를 제조회사의 지시대로 혼합하여 도재관 내면과 금속다이모형에 골고루 바르고 압접한 후 여분의 시멘트를 붓으로 제거하였다. 일정한 힘을 가하기 위하여 10kg의 정하중기를 사용하였으며, 레진시멘트의 경화를 위해 광중합기(VIP™, Bisco Inc, USA)를 이용하여 15초 동안 광중합을 시행하였고 접착이 완료된 도재관은 37℃의 증류수에 24시간 보관하였다.

4) 파절강도 측정

준비된 시편은 만능시험기(Zwick Z020, Zwick Co, Germany)를 사용하여 강도를 측정하였다. 치아의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 지그를 제작하여 금속다이모형을 넣고, 반경이 5mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 도재관의 절단면에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1mm로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다(Fig. 2). 시편의 최대 파절강도는 컴퓨터를 이용하여 측정하였다.

5) 통계처리

파절강도 실험을 통해 얻은 측정치는 SPSS program(SPSS Inc., ver. 10.0, USA)을 이용하여 통계 처리하였다. 각 군 간의 차이를 비교하기 위하여 student t-test를 시행하였으며, 95% 유의수준으로 검정하였다.

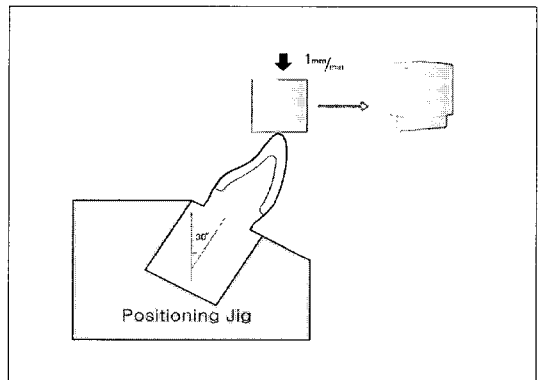


Fig. 2. Loading condition of specimen in positioning jig.

2. 삼차원 유한요소법에 의한 응력 분포

1) 형상 모델링

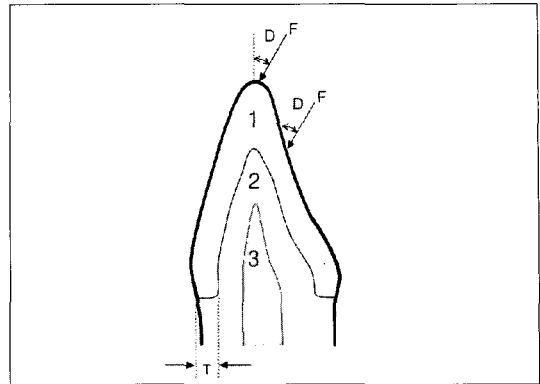
치아 모형을 그리기 위해 먼저 치아의 수직 방향으로 일정하게 떨어진 5개의 점을 찍은 후 그 점을 따라 수평 방향으로 치아 모형 위에 스케치를 하였다. 이것은 치아의 단면의 모양을 알아보기 위한 것으로 그 스케치된 선을 측정해서 각 5개 단면의 수치를 기록하였다. 그리고 기록한 5개 단면의 수치를 이용하여 3D CAD tool인 Pro/Engineer(Parametric Tech. Corp., Ver. 2002, USA)로 치아 모형을 모델링한 후 유한요소모델링을 할 수 있도록 면과 곡선의 정보를 데이터 형식으로 바꿔주었다.

유한요소 모델링에는 Stra-D(FEAsoft Co., Ver. 2.0, Korea)를 이용하였으며, 해석에는 Stra-D Solver(FEAsoft Co., Ver. 2.0, Korea), Nastran(MSC. Software Corp., Ver. 2001, USA)을 이용하였다. 유한요소 모델은 먼저 변연폭과 형태에 따라 0.5mm 폭의 chamfer와 1.0mm 폭의 rounded shoulder로 두 군으로 나눈 후 각각에 대하여, 제작된 전부도재판이 금속다이와 자연치아에 접촉되는 두 가지 모델로 나누었다. 또한 디자인된 모델의 절단면과 절단 ½부위에 하중을 주는 방식으로 각각의 모델을 설정하였다.

2) 삼차원 유한요소 모델링

절단면에서 도재두께는 2mm로 설정하였고, 자연치아모형에서 상아질 윗부분과 치수강 윗부분의 간격, 즉 상아질두께는 2mm가 되도록 모델링하였다. 그리고 도재판과 지대치 사이에는 20 μ m 두께의 시멘트 층을 설계하였다(Fig. 3). 관찰점이 위치한 굴곡 부분은 CAD 모델링과 유사한 형상을 가지도록 더 세분화된 요소로 나누었다.

각 재료에 대한 삼각형 3절점을 갖는 mesh를 형성한 뒤, 내부의 정확한 응력분포를 알아보기 위해 이 단면을 연결하여 4개의 절점을 가지는 사면체 mesh를 생성하였다. 이러한 방법으로 1.0mm폭의 rounded shoulder 모델의 절점수는 9,559개 요소수는 49,499개, 0.5mm 폭의 chamfer 모델의 절점수는 9,008개, 요소수는 46,384개인 유한 요소모델을 완성하였다(Fig. 4).



- 1 : all ceramic crown
- 2 : dentine
- 3 : pulp
- F : 300N(distribution loading)
- D : 30 degree
- T : finish line width(0.5mm, 1.0mm)

Fig. 3. Schematic section view for finite element model.

3) 물성치(material properties) 및 경계조건(boundary condition)

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 선학들의 연구를 참고하였다(Table I).⁴⁵⁻⁴⁸⁾

치조골 상부는 정상상태를 가정하여 백악-법랑 경계 1mm하방에 설정하였고, 모델링이 끝나는 치조골 상부는 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계조건을 지정하였다. 또 모든 재료는 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선형탄성(linear elasticity)을 가지며, 각 재료의 계면은 완전한 결합상태인 것으로 가정하였다.^{40,44)}

4) 하중조건

하중위치는 교합력 작용점에 따른 응력 분포의 변화를 알아보기 위해 절단면과 절단 ½에 각각 임의의 3절점을 택하였으며, 치아장축에 30° 방향으로 300N의 하중을 주었다. 또 실제 자연치아에 미치는 힘은 치아 전체 부위에 골고루 힘이 작용할 것이므로 이와 같은 작용을 해주는 분포하중을 가하였다.

Table 1. Material properties of finite element analysis model.

Material	Modulus of Elasticity (E, MPa)	Poisson's Ratio(ν)
Dentin	1.86×10^4	0.31
Porcelain	7.0×10^4	0.28
Resin cement	6.0×10^3	0.36
Ni-Cr alloy	1.80×10^7	0.3
Pulp	0	0

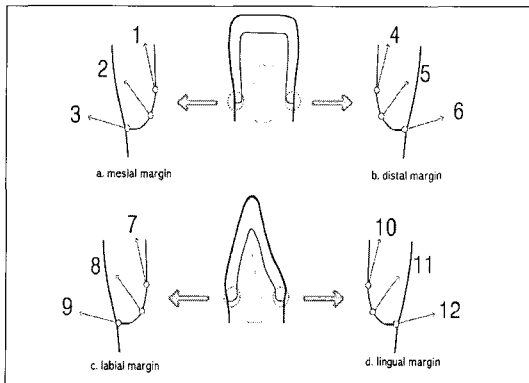


Fig. 5. The reference point for comparison of stress at each finish line.

분포하중 값을 절단면과 절단 능의 임의의 면을 택해 그 면의 면적을 계산하였고, 집중하중 값을 선택된 면의 산출된 면적인 1.5mm^2 으로 나누어 구하였다.

5) 관찰점의 설정

finish line에 따른 변연부위에서 도재내 응력의 양상을 알아보기 위하여 순측과 설측 그리고 근심측과 원심측의 변연에 각각 finish line이 시작되는 점과 finish line의 중간지점, 그리고 finish line이 끝나는 점으로 3개씩 도재측에 관찰점을 설정하였다. 관찰점 1-3은 근심측 finish line에, 관찰점 4-6은 원심측 finish line에, 그리고 관찰점 7-9, 관찰점 10-12는 각각 순측과 설측 finish line에 설정하였다(Fig. 5). 관찰점 설정 후 각 모델에서 하부구조, 변연형태, 하중조건에 따른 응력의 정량적인 분석을 시행하였다.

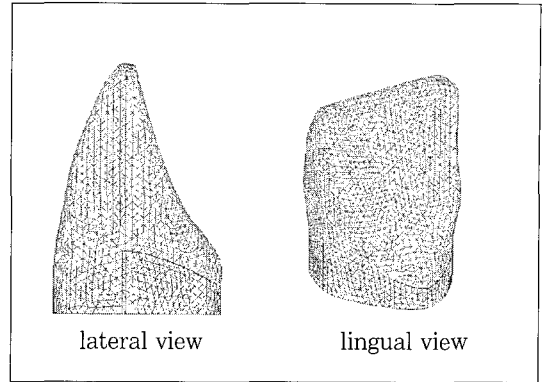


Fig. 4. Finite element model view of maxillary central incisor.

III. 결 과

1. 파절강도

IPS Empress 도재관의 평균 파절강도는 0.5mm 폭의 chamfer 마무리선을 갖는 경우 876N, 1.0mm 폭의 rounded shoulder 마무리선을 갖는 경우는 882N으로 나타났다. Student t-test 결과 마무리선의 종류는 파절강도에 유의하게 영향을 주지 않는 것으로 나타났다($p > 0.05$), (Fig. 6). 또한 Weibull 분석 결과에서도 파절강도의 분포는 큰 차이를 나타내지 않았다(Fig. 7).

2. 파절양상의 관찰

IPS Empress 도재관의 파절 양상은 하중이 가해진 절단면에서 금속다이의 절단부와 도재관의 근·원심 쪽 인접면을 따라 순측의 치경부까지 퍼져 나가서 전부도재관의 설측과 순측을 분리시키는 췌기형 파절(wedge fracture)의 양상을 나타냈다. 금속다이경우 순측의 절단 1/2에서 레진 시멘트는 금속다이에 남아 있지 않았으며, 순측의 치은 1/2에는 레진 시멘트가 금속다이에 남아 있었다. 0.5mm 폭의 chamfer finish line의 전부도재관의 경우, 치경부 쪽에 도재가 남아 있는 경우는 없었으나, 1.0mm 폭의 rounded shoulder finish line의 전부도재관의 경우는 치경부 쪽에 도재가 남아 있는 경우가 더 많이 나타났다(Fig. 8).

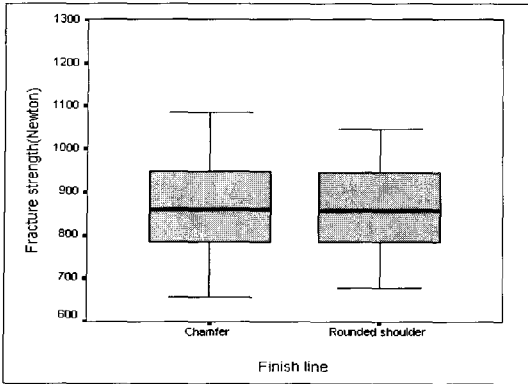


Fig. 6. Fracture strength of IPS Empress crown with chamfer and rounded shoulder finish line(student t-test, $p>0.05$).

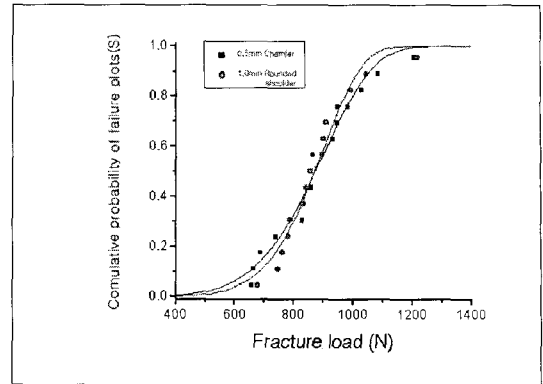


Fig. 7. Weibull analysis of 0.5mm width chamfer and 1.0mm width rounded shoulder finish line.

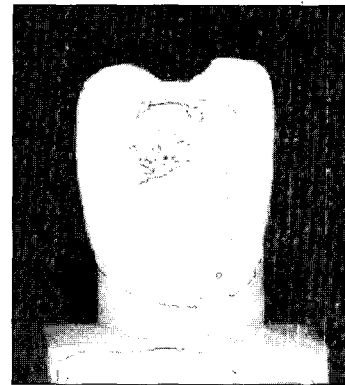
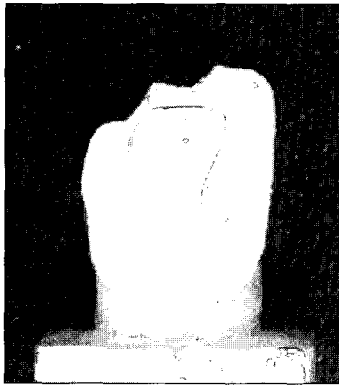


Fig. 8. Typical fracture modes of experimental specimen.
(left: 0.5mm width chamfer, right: 1.0mm width rounded shoulder)

3. 삼차원 유한 요소법에 의한 응력분포

1) Finish line의 종류에 따른 차이

각 모델에서 관찰점의 응력값은 큰 차이를 나타내지 않았다. 그러나 관찰점에서의 유효응력만을 비교할 경우, 변연형태에 상관없이 관찰점 7, 8, 9에서 높은 응력집중을 나타냈다. finish line에 따른 관찰점에서의 응력은 절단면에 분포하중을 주었을 때, 0.5mm 폭의 chamfer보다 1.0mm 폭의 rounded shoulder에서 높은 응력값을 나타냈고, 절단 면에 분포하중이 가해졌을 때는 0.5mm 폭의 chamfer에서 높은 응력값을 나타내었다. chamfer와 rounded

shoulder의 finish line에 따른 관찰점에서의 응력은 큰 차이를 나타내지 않았다. 그러나 응력이 집중되는 부위의 분포면적은 0.5mm 폭의 chamfer에서 보다 넓게 나타났다(Fig. 15-18).

2) 하중 작용점에 따른 차이

가. 절단면에 하중이 가해졌을 때의 응력분포
von Mises 응력을 보면 힘이 가해지는 부분, 즉 분포하중이 가해지는 절단면에서 응력집중을 나타냈으며, 관찰점에서의 von Mises 응력은 전체적인 치관부위의 von Mises 응력의 최대값과 비교할 때 작은 값을 나타냈다. 관찰점들만 놓고 비교한다면, 순

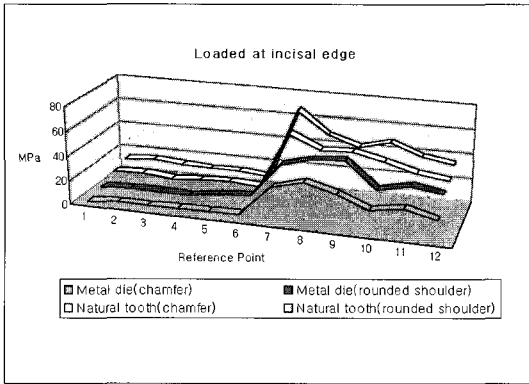


Fig. 9. von Mises stress of each reference point loaded at incisal edge.

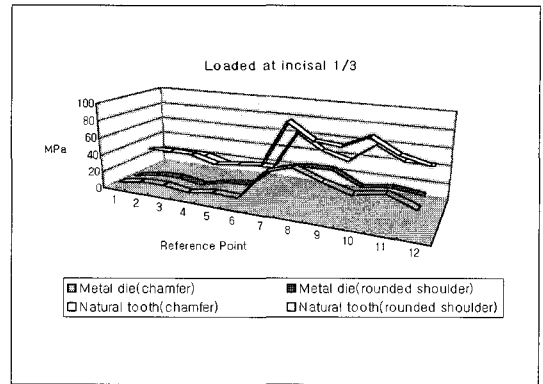


Fig. 10. von Mises stress of each reference point loaded at incisal 1/3.

측의 관찰점인 7, 8, 9번에서 응력이 크게 나타났다. 변연에서의 응력은 하중이 가해지는 부위에서 집중되는 응력에 비하여 낮은 응력집중을 나타냈다(Fig. 9-11).

나. 절단면의 $\frac{1}{3}$ 에 하중이 가해졌을 때의 응력분포 von Mises 응력은 힘이 가해지는 부분에 응력집중이 나타났으며, 관찰점에서는 순면에서 높은 응력값을 나타냈다. 치관부에서는 설면결절부위에서 응력이 집중되는 양상을 나타냈다. 전반적으로 절단면에 하중이 가해지는 경우보다 약간씩 높은 응력값을 나타냈다(Fig. 12, 14, 16, 18).

3) 금속다이모델과 자연치아모델에 따른 차이

하중이 가해질 때 금속다이모델에서는 finish line에 따른 응력분포의 차이는 크게 나타나지 않았으며, 자연치아에서는 응력값이 금속다이보다 약간씩 높게 나타났고 다양한 응력분포 양상을 나타냈다. 또한 자연치아모델의 순측 치경부에서는 rounded shoulder finish line에 비해 chamfer finish line의 응력이 크게 나타났다(Fig. 11-18). 관찰점에서의 응력은 금속다이모델과 자연치아모델 모두에서 다른 부위에 비해 순측의 관찰점 7, 8, 9에서 높은 응력을 나타냈고, 이러한 양상은 금속다이와 자연치아모델간의 동일하게 나타났다(Fig. 9, 10).

IV. 고찰

전부도재관의 제작을 위한 치아 삭제시, 교합면 두께와 측면 경사도의 증가에 따라 도재관의 강도는 증가하지만 그에 따라서 치아의 삭제량이 많아지게 되면 치수에 대한 위해성은 커지고 유지력 또한 저하된다.⁴⁹⁾ 따라서 성공적인 도재관 제작을 위해서 해당 치아의 치수강의 크기, 대합치와의 최대 교합력, 사용될 도재의 강도 등을 고려한 최소한의 치아형성이 중요하다.

전부도재관에서 일반적으로 추천되는 치아형성 방법은 각 제품에 따라 차이가 있으나 일반적으로 측면 경사도는 6° 에서 8° , 변연 형태는 shoulder나 rounded shoulder가 추천된다.^{11,14,50,51)} 절단면 삭제량에 관해서 Dykema²⁵⁾은 1.5mm, Rosenstiel²⁴⁾은 1.5~2.0mm를 권장하였고, 본 실험에 사용된 IPS Empress 시스템에서는 2.0mm의 절단 삭제량과 1.0mm rounded shoulder의 변연 삭제를 추천하고 있다.⁵²⁾

전부도재관에서 가장 적합이 좋은 부위는 치경부이기 때문에,^{53,55)} 기능 중 수복물의 지지에 많은 부분을 finish line 부위에서 감당한다. 따라서 finish line 부위의 형태가 전부도재관의 강도에 영향을 미칠 수 있다. Pettrow²¹⁾는 광탄성분석을 이용하여 지대치의 형태가 전부도재관의 강도에 미치는 영향을 연구하였고, 전부도재관을 위한 치아 형성시 교합력

에 대한 썸기효과를 막기 위해 shoulder형성이 필요하다고 하였다. Sjögren과 Bergman⁵⁶⁾은 도재관의 변연형태와 압축강도간의 관계에 대한 연구에서 교합력 작용시 finish line이 rounded shoulder인 경우가 chamfer인 경우에 비하여 압축강도가 세 배 정도 크다고 하였다. 그러나 Pettrow²¹⁾나 Sjögren과 Bergman⁵⁶⁾의 연구는 전부도재관을 지대치에 접착시키지 않은 상태에서 하중을 가하여 기계적인 측면만을 고려하였기 때문에 한계가 있고, 실제 임상에서 전부 도재관을 지대치에 접착하는 경우와는 역학적인 측면에서 상당한 차이가 있다고 볼 수 있다. Bernal⁵⁷⁾은 전부도재관의 파절강도에 대한 합착제와 finish line 형태의 영향에 대한 연구에서 레진 합착제와 bonding procedure가 사용되는 경우에 변연의 형태는 파절강도에 영향을 주지 못한다고 하였다. 또한 레진 합착제의 사용과 관련된 치아 표면 처리 방법이나 수복물의 내면 산부식 처리와 같은 술식은 경사진 finish line이 강도를 저해하는 작용을 상쇄할 수 있다고 하였다. 따라서 종래의 전부도재관에서는 교합력에 저항하기 위해 지대치 축벽과 수직인 shoulder를 반드시 요구하였으나 강화된 도재와 레진시멘트의 발달로 인해 새로운 변연형성이 요구되고 있다.

Edelhoff와 Sorenson⁵⁸⁾은 전치부의 치아형성 디자인에 따른 삭제량에 대한 연구에서 전부도재관은 금속도재관에 비하여 11%정도 삭제량이 적다고 하였다. 또한 전부도재관을 위해 치아형성을 하는 경우, 0.8mm 폭의 chamfer finish line과 1.0mm 폭의 rounded shoulder finish line에서 치질의 삭제량은 각각 63%와 69%로 나타났으며, 임상적으로 열가압 제작법을 통해 제작되는 전부도재관은 10도의 수렴각과 0.8mm 폭의 chamfer finish line이 성공적으로 사용되고 있다고 하였다.

현재까지의 종적인 연구들에 따르면 환자를 적절히 선택하고 술식 적용에 주의를 기울인다면 확장된 도재라미네이트는 완전피개수복의 대안이 될 수 있음을 보여주었다.⁵⁹⁻⁶²⁾ Jensen⁶³⁾은 레진시멘트의 사용과 개선된 상아질결합제 사용으로 가능하게 된 resin-bonded etched-porcelain full veneer crown은 통상적인 금속주조관에 비해 적은 지대치 삭제량을 필요로 하고 chamfer 또는 knife edge 형태의 finish line, 즉 도재라미네이트를 위한 지대치 형성과

유사한 변연으로 충분하다고 하였다. 또한 이 등⁶⁴⁾은 임상에서 IPS Empress 전부도재관의 접착시 상아질 접착제를 반드시 사용하고, 도재에 산부식과 silane 처리를 함으로 치아의 삭제량을 감소시키는 것이 바람직하다고 하였다. 또한 Crothers⁶²⁾은 확장된 veneer 술식을 이용, 기존의 porcelain jacket crown의 대체 방법으로 레진접착성 도재관을 제안하였다. 기계적 지지를 위하여 절단에서 1mm를 삭제하고, 측면에서는 0.5~0.7mm 그리고 변연에서는 chamfer finish line을 사용하여 최소한의 치아 삭제를 통한 수복이 가능하며 임상에서 성공적으로 사용되고 있음을 보고하였다. 또한 김 등³⁰⁾은 bevel을 포함한 변연형태에 따른 IPS Empress 도재관의 파절강도를 측정된 결과, bevel의 파절강도가 비교적 높게 나타나 일반적으로 전부도재관에서 finish line형태로 추천되지 않았던 bevel finish line의 임상 활용 가능성을 확인하였다.

도재제작기술의 발달과 함께, 산부식제의 발달에 의한 도재의 표면처리의 개선, 효과적인 silane의 개발, 범랑질과 상아질 접착 시스템의 발달로 인하여 치질 접착이 개선되었으며, 레진시멘트의 발달로 인하여 도재와 치아가 일체화됨으로써 도재의 파절저항성이 개선됨이 여러 선행들에 의해 보고 되었다.^{56,65-67)} 그러므로 기존에 유지를 위해 지켜져야 하는 통상적 지대치 형성 방법의 필요성을 감소시킬 수 있게 되었다.⁶³⁾ 따라서 전부도재관의 경우에는 금속주조 수복물과는 다른 생역학적인 현상을 보이므로 치아 형성을 위한 원칙이 재고되어야 한다고 생각한다.

전부도재관의 성공에 대한 기본적인 평가 기준은 기능시에 그 하중에 의해 파절되지 않는 충분한 파절강도를 지녀야 하는 것이다. 일반적으로 인간의 평균 저작력은 구치부에서 40N이며,⁶⁸⁾ 평균 최대교합력은 중절치 부위에서 172N,⁶⁹⁾ 구치부에서는 245N⁷⁰⁾으로 보고되고 있다. 본 연구의 파절강도 실험에서 IPS Empress 시스템을 이용하여 제작한 전부도재관은, 제조사에서 추천하는 1.0mm 폭의 rounded shoulder finish line과 삭제량을 줄인 0.5mm 폭의 chamfer finish line간에 유의한 파절강도의 차이를 나타내지 않았고, 삭제량을 줄인 0.5mm 폭의 chamfer finish line을 가진 전부도재관 실험군에서 모두 662.5N이상의 파절하중을 나타냈으나 이는 구강내와 유사한 조건에서의 결과는 아니

므로 임상에 적용하는데는 한계가 있다. 그러나 강화된 전부도재판과 레진시멘트를 사용함으로써 상악전치부에서 전부도재판 수복시에 삭제량을 감소시킬 수 있다고 생각되며, 환자의 선택이 적절히 이루어진다면 삭제량을 줄인 chamfer finish line도 추천할 만하다는 것을 시사하고 있다.

전부도재판의 강도를 측정, 비교하는 실험에서 생체의 파절강도 연구는 자연치가 이방성(anisotropy)이고 크기, 모양, 법랑질의 질과 두께, 나이와 같은 많은 변수를 가지므로 모형을 표준화하기 어렵다.⁸²⁾ 또한 자연치 대신 사용되는 금속이나 레진의 경우에는 탄성계수가 자연치와 많은 차이를 나타내고, 접촉계면의 결합정도도 실제치아와 다르므로 오차가 증가할 수 있다. 또한 임상적인 상황과 실제로 다른 점은 생체의 파절강도에서 사용되는 정적 시험(static testing)으로서는 피로 스트레스(fatiguing stress) 하에서의 장기적 물성에 대한 해답을 제시할 수는 없으나, 생체의 파절강도 실험은 상대적인 하중 저항 능력에 대한 정보를 얻을 수 있다. 또한 부가적으로 이러한 실험설계에서 삼차원유한요소법을 사용하면, 여러 가지 상황에서 다양한 하중으로 인해 야기되는 치아 내, 외부의 응력량과 분포를 정량적으로 연구할 수 있게 해 줌으로써 주어진 상황에서의 파절 가능성에 관해 예견할 수 있게 해준다.

본 연구에서는 삼차원 유한요소 모형의 설계에서 자연치아 모델에 치수를 포함시켰다. 그러나 치수는 응력에 거의 영향을 미치지 않았고, 이는 치수의 탄성계수가 매우 작음으로 인해 상아질 내 응력분포에 거의 영향을 미치지 않는다고 Hojjatie와 Anusavice⁴⁴⁾가 보고한 바와 일치한다. 또한 모형의 설계에서 모델링이 끝나는 치조골 상부는 모든 방향에 대한 자유도가 고정된 것으로 경계조건을 지정하였다. 치근부의 상아질은 치아지지조직에 의해 고정되어 있음으로 인해 치근부 상아질은 사실상 응력변위가 거의 없다고 가정하였고, 치조골의 높이와 같은 지지조직의 변화는 본 실험에서 고려되지 않았다. 정상적인 치조골의 높이일 경우만을 가정하여 하중이 가해졌을 때 치관내와 변연에서의 응력분포를 연구하였다.

상악 전치에 가해지는 교합 하중은 중심 교합시의 접촉과 같은 정하중과 전방, 측방운동시에 접촉과 같은 동적하중이 있다. 유한요소법에서 동적 하중을 재현하는 것을 불가능하므로 본 실험에서는 선택될

의 연구를 참조하여 300N의 정하중을 가하였고,^{72,73)} 분포하중은 일정한 면적에 힘이 작용하므로 저작시에 치아에 가지는 구강내 조건과 비슷하다고 할 수 있다. 분포하중을 가한 경우, 전체 치관내에서 나타나는 von Mises stress 최대값에 비해 변연부에서는 낮은 응력값을 나타냈다.

본 연구에서는 파절강도 실험에서 많이 사용되는 금속다이를 유한요소모델에 포함함으로써 실제치아와 금속다이에서의 응력분포양상을 비교하였다. 하부구조에 따라서, 금속 다이를 사용하는 경우에는 하중이 가해지는 지점에서 멀어질수록 응력은 낮게 나타났으며, 따라서 finish line 부근에서는 낮은 응력값을 나타냈다. 이외는 다르게 자연치아 모델에서는 하중이 가해질 경우 finish line 상방 도재부위에서 응력집중을 나타냈다(Fig. 11-18). 이는 내부재질의 강도와 탄성계수에 따른 차이로 인하여 금속다이쪽에서 힘을 많이 흡수하여 관찰점부분에서는 응력집중이 적게 나타나는 것으로 보인다.

하중작용점에 따라서 비교할 때, 자연치아 모델에서는 절단 능에 하중이 가해졌을 경우 순축의 관찰점에서 높은 응력값을 나타냈지만, 응력집중의 분포 넓이를 보면 절단면에 하중이 가해졌을 경우 순축 finish line의 상방 도재에 더 넓게 나타냈다(Fig. 15-18). 또한 finish line의 형태에 따라서 비교할 때, chamfer와 rounded shoulder간에 큰 차이는 나타나지 않지만, 응력집중의 분포가 chamfer일 경우 finish line 상방에 더 넓게 나타났으며, 하중이 절단면에 가해질 때 chamfer일 경우에는 전부도재판의 순면에 전반적으로 높은 응력분포를 나타냈다(Fig. 15, 16).

임상에서 삭제량을 줄인 전부도재판의 예후에 대한 더 정확한 예측을 위해서는 자연치를 이용한 실제적인 지대치 형태의 표준화된 형성 방법과 구강내 환경과 비슷한 하중 및 피로조건 부여 등이 고려되어야 하며, 변연의 두께를 달리하여 제작된 IPS Empress 도재판의 심미성에 대한 연구 또한 필요하다.

V. 결 론

본 연구는 전부 도재판에서 일반적으로 추천되는 1.0mm 폭의 rounded shoulder finish line에 대한 0.5mm 폭의 chamfer finish line의 파절 저항성을 알아보기 위하여 상악중절치에서 0.5mm의 폭의

chamfer 변연과 1.0mm 폭의 rounded shoulder 변연의 금속다이를 15개씩 제작하였다. 각각의 금속다이에 IPS Empress 도재관을 제작하고 레진 시멘트를 이용하여 합착한 후 만능시험기 상에서 도재관의 절단연에 30° 경사하중을 가해 파절강도를 측정하였다.

또한 삼차원 유한요소법을 이용하여 finish line의 종류와 교합력 작용점에 따른 변연부위의 응력분포에 대하여 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Finish line에 따른 전부도재관의 파절강도 실험에서 rounded shoulder의 평균파절하중(876N)은 chamfer의 평균파절하중(882N)과 유의한 차이를 보이지 않았다($p>0.05$).
2. 삼차원유한요소법에 의한 전부도재관의 응력분포는 일반적으로 하중 작용점과 순측 치경부에 집중되는 양상을 보였다.
3. 금속다이에서는 finish line에 따른 응력분포 차이를 인정할 수 없었으나 자연치아 순측 치경부에서는 rounded shoulder finish line에 비해 chamfer finish line의 응력이 크게 나타났다.
4. 절단연에 하중을 가한 경우에는 절단연과 순측 치경부에, 절단 높에 하중을 가한 경우에는 순측 치경부와 설면결절 부위에 하중이 집중되는 양상을 보였다.
5. 일반적으로 금속다이에 비하여 자연치아의 경우가 응력이 크고 다양하게 나타나는 경향을 보였다.

참고문헌

1. Southan DE, Jorgensen KD. Faulty porcelain jacket crowns. Aust Dent J 1973; 18:152-156.
2. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-9.
3. Chan C, Weber H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: A comparative study. J Prosthet Dent 1986;56:666-71.
4. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 1993; 21:47-51.
5. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns, Part II. J Prosthet Dent 1991;65:388-391.
6. Ching CL, O'Brien WJ. Strength of magnesia-core crown with different body porcelain. Int J Prosthodont 1993;6:60-64.
7. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. J Prosthodont 1992;5:409-414.
8. 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 1993;3:159-168.
9. Claus H. Das Hi-Ceram Verfahren metallfreie Kronen auf einem Keramikgerüst. Dent Labor 1987;35:479.
10. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Conn, January, 1988.
11. Beham G. IPS-Empress: A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent report 1990; 6:1-13.
12. Schwickerrath H. Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik ein innovativer dentalkeramischer Werkstoff. Dent Labor 1989;37:1597.
13. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J Periodont Rest Dent 1984;2:32-45.
14. Dicor laboratory manual, Dentsply Int., York., PA, 1987.
15. Machert JR Jr, Russel C. Leucite crystallization of a heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont 1996;9:261.
16. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430-440.
17. Kern M, Doglas WH, Fechtig T, Strub JR, Delong R. Fracture strength of all-porcelain. Resin bonded bridges after testing in

- an artificial oral environment. *J Dent* 1993;21: 117-121.
18. 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.
 19. Friedlander 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;3:159-168.
 20. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7: 329-338.
 21. Pettrow JN. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1961;11:334.
 22. Argue JE. The preparation of teeth for porcelain jacket crown. *J Am Dent Assoc* 1988;67:1259-1270.
 23. Oppice HW. A resume of ideas on porcelain jacket crown preparation, *J Am Dent Assoc* 1934;21:1030-1039.
 24. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto M.: *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd ed., Mosby Co., 2001.
 25. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed., W.B.Saunders Co., 1986.
 26. Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 1987;57:674-685.
 27. Dicor: *Clinical Procedures Manual*, Dentply, 1984.
 28. Futterknecht N, Jinoian V. A Renaissance of ceramic prosthetics ?, *QDT* 1992;15:65-78.
 29. Hüls A. All-ceramic restorations with the In-Ceram system: 6 years of clinical experience. *Vita*, 1995.
 30. Kim HS, Ju TH, Oh SC, Dong JK. A Study on the fracture strength of the IPS-Empress ceramic crown according to margin type. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:296-307.
 31. Browning JD, Meador LW, Eick JD. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent* 1986;55:69-74.
 32. Dérand T. Effect of variation in the shape of the core on stresses in a loaded model of a porcelain crown. *Odontol Rev* 1974;25: 11-26.
 33. Ryden H. The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. *J Periodontol* 1979;45:283-287.
 34. Young TM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977;38:216.
 35. Fairly JM. Preparation of a maxillary central incisor for porcelain jacket preparation. *Br Dent J* 1958;18:208.
 36. Walton CB, Leven MM. A preliminary report of photoelastic tests of strain patterns whit in jacket crowns. *J Am Dent Assoc* 1955;50:44-48.
 37. 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 Acad Prosthodont* 1994;32:484-500.
 38. Lee KY, Chang IT. Three dimensional finite element analysis of the effects of alveolar bone loss on stress distribution in post reconstruction teeth. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:674-688.
 39. 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 Acad Prosthodont* 1995;33:177-197.
 40. Anusavice KJ, Hojjatie B. Influence of

- incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crown. *J Dent Res* 1988;67:1371-1375.
41. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crown with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66:1493-1498.
 42. Chai JY, Steege JW. Effect of labial margin design on stress distribution of a porcelain fused to metal crown. *J Prosthodont* 1992;1:18-23.
 43. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res* 1974;54:255-261.
 44. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J Biomechanics* 1990;23:1157-1166.
 45. Dérand T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlay. *Dent Mater* 1991;7:21-24.
 46. Peyton FA, Mahler DB, Hershenov B. Physical properties of dentin. *J Dent Res* 1952;31:369-370.
 47. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62:82-86.
 48. Seghi RR, Denry IL, Rosenthal SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Dent Prosthet* 1995;74:145-150.
 49. Scherrer SS, Rijk WG. Factors in the fracture resistance of posterior all ceramic crowns. *J Dent Res* 1991;70:434.
 50. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. I. Theoretical considerations. *Quintessence Int* 1985;16:451-458.
 51. Sozio RB, Riley EJ. Shrink free ceramic. *Dent Clin North Am* 1985;29:705-717.
 52. IPS-Empress manual. Ivoclar, Schann, Liechtenstein.
 53. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1988;59:12.
 54. Dickinson AJG, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989;61:297.
 55. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66:426.
 56. Sjögren G, Bergman M. Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown. *Swed Dent J* 1987;11:147-150.
 57. 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.
 58. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation design for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503-509.
 59. Calamia JR. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am J Dent* 1989;2:9-15.
 60. Walls AWG. The use of adhesively retained all-porcelain veneer during the management of fractured and worn anterior teeth. part II. clinical results after 5 years follow-up. *Br Dent J* 1995;178:337-339.
 61. Dunne SM, Millar J. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneer. *Br Dent J* 1993;175:317-321.
 62. Crothers AJR, Wassell RW, Allen R. The resin-bonded porcelain crown: A rationale for use on anterior teeth. *Dental update* 1993;Nov:388-395.

63. Jensen ME, Sheth JJ, Tolliver D. Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance. *Compend Contin Educ Dent* 1989;6:336-346.
64. Lee SW, Lee SH, Yang JH, Chung HY. The effect of surface treatment on fracture strength of dental ceramics. *J Korean Acad Prosthodont* 1999; 37:658-669.
65. Duffin JL, Bales DJ, Johnson GH. Fracture resistance of castable ceramic crowns (abstract). *J Dent Res* 1989;68:235.
66. Hsu CS, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain. *J Dent Res* 1985;64:296.
67. McInnes-Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R, Pappold A. Luting castable ceramic restorations- a bond strength study *J Dent Res* 1987;66:245. abstr No. 802.
68. Deboever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-333.
69. Kawamura Y. *Oral physiology*. Kyoto, Japan, Nagamatsu Shoten, 1966:212-227.
70. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983;31:55-60.
71. Wal JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont* 1992;5:441-446.
72. Ramfjord S, Ash MM. *Occlusion*. Third ed. W.B. Saunders Co. 1983.
73. Ringquist M. Isometric bite force and its relationship to dimensions of the facial skeleton. *Acta Odontol Scand* 1973;31:35.

Reprint request to:

Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, Graduate school, Wonkwang university.
 344-2, Shinyong-Dong, Iksan, Chonbuk 570-749, Korea
 dong@wonkwang.ac.kr

사진부도 ①

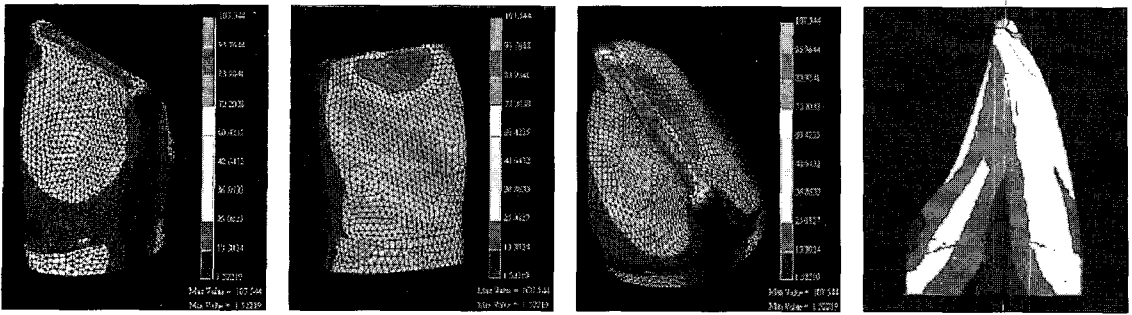


Fig. 11. Metal die : 0.5mm chamfer finish line.
- Loaded at incisal edge with distribution loading.

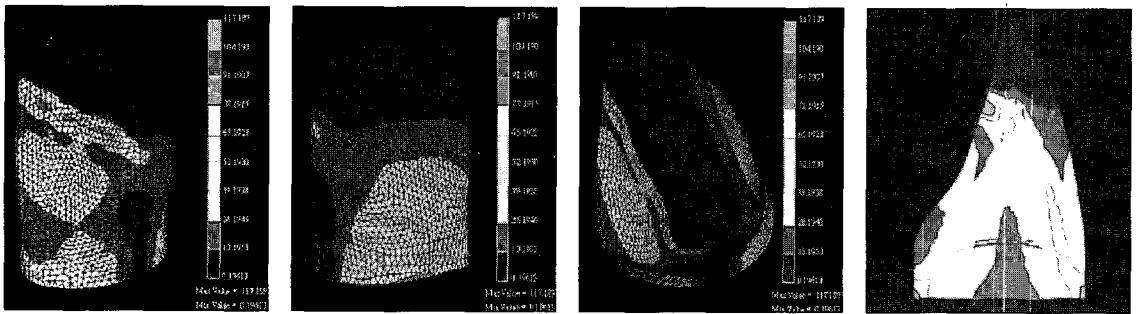


Fig. 12. Metal die : 0.5mm chamfer finish line.
- Loaded at incisal $\frac{1}{3}$ with distribution loading.

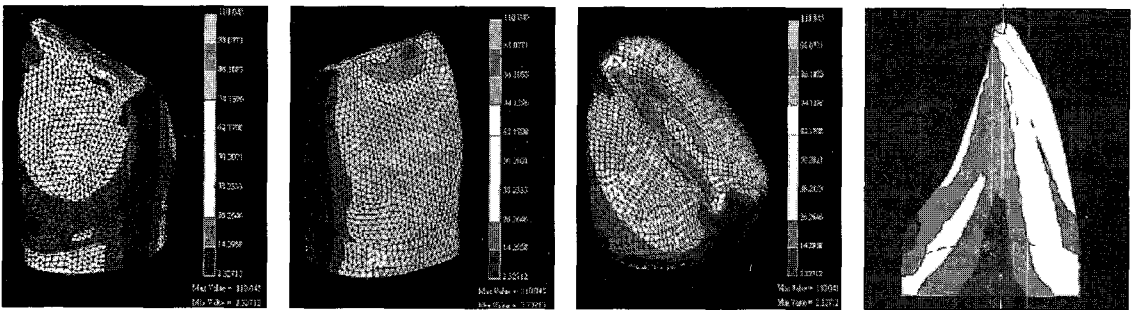


Fig. 13. Metal die : 1.0mm rounded shoulder finish line.
- Loaded at incisal edge with distribution loading.

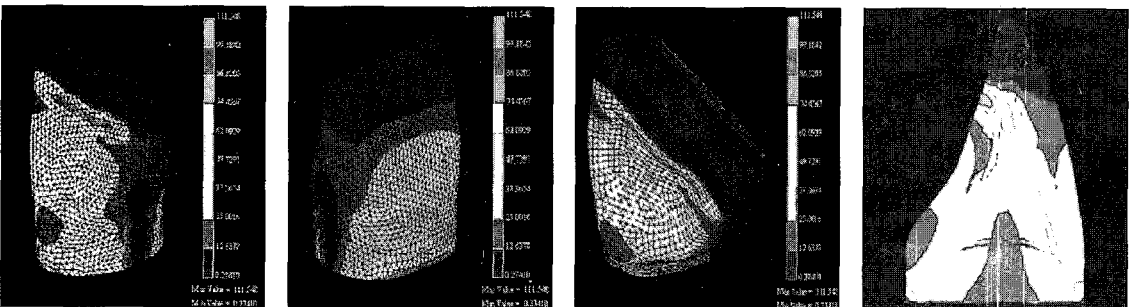


Fig. 14. Metal die : 1.0mm rounded shoulder finish line.
- Loaded at incisal $\frac{1}{3}$ with distribution loading.

사진부도 ②

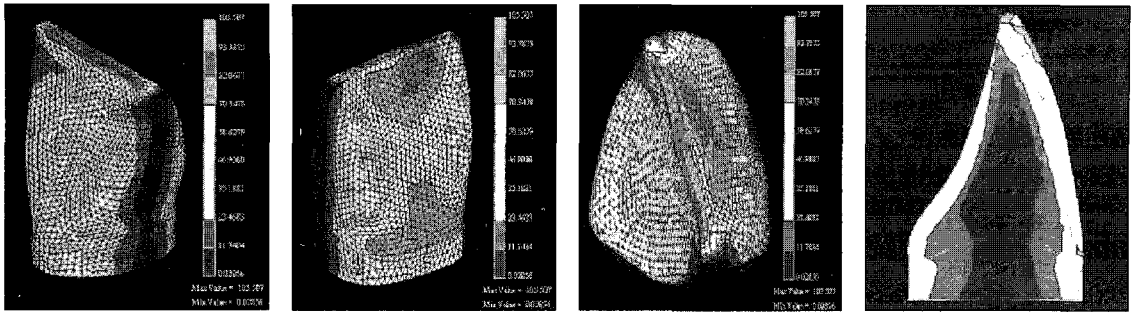


Fig. 15. Natural tooth : 0.5mm chamfer finish line.
- Loaded at incisal edge with distribution loading.

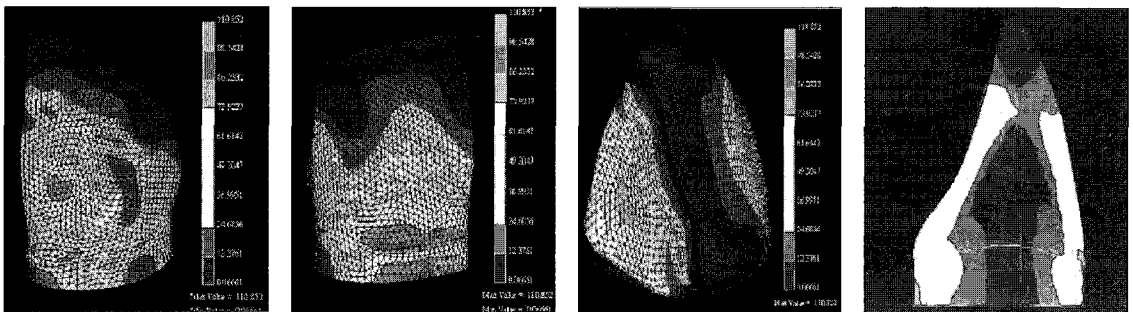


Fig. 16. Natural tooth : 0.5mm chamfer finish line.
- Loaded at incisal $\frac{1}{3}$ with distribution loading.

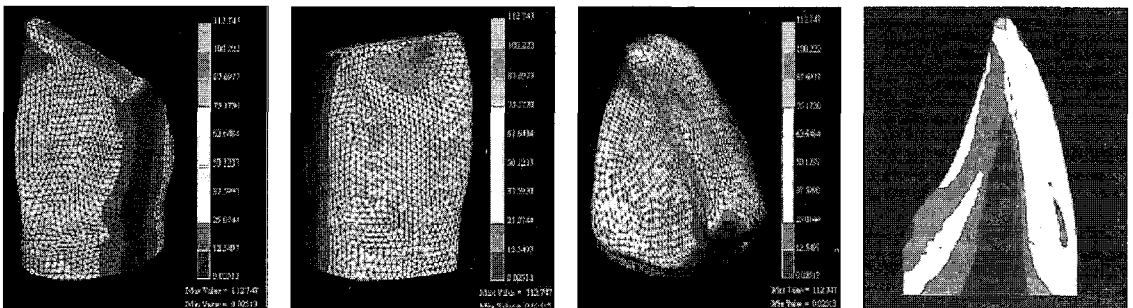


Fig. 17. Natural tooth : 1.0mm rounded shoulder finish line.
- Loaded at incisal edge with distribution loading.

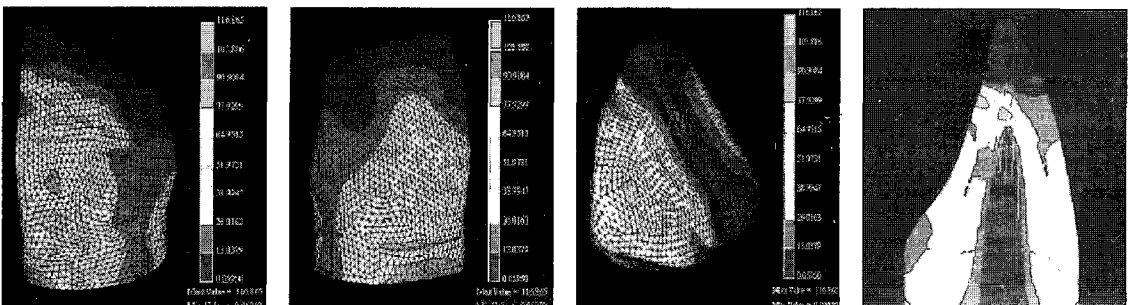


Fig. 18. Natural tooth : 1.0mm rounded shoulder finish line.
- Loaded at incisal $\frac{1}{3}$ with distribution loading.

ABSTRACT

THE FRACTURE RESISTANCE AND STRESS DISTRIBUTION OF
ALL CERAMIC CROWNS WITH TWO TYPES OF FINISH LINE ON
MAXILLARY CENTRAL INCISOR

Tae-Seok Ki, D.D.S., M.S.D., Kyea-Soon Kim, D.D.S., Jin-Han Lee, D.D.S.,
Yu-Lee Kim, D.D.S., Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

Purpose : The purpose of this study was to compare the fracture resistance of the IPS Empress ceramic crown with 1.0mm width rounded shoulder, which is usually recommended in all ceramic crown, and 0.5mm width chamfer finish lines on the maxillary central incisor.

Material and method : After 15 metal dies were made for each group, the IPS Empress all ceramic crowns were fabricated and cemented with resin cement(Bistite resin cement, Tokuyama Soda Co. LTD., Japan) on the metal die. The cemented crowns were mounted on the positioning jig and the universal testing machine(Zwick Z020, Zwick Co, Germany)was used to measure the fracture strength, with loading on the incisal edge.

And also, three-dimensional finite element stress analysis was used to measure the stress distribution with the various types of the finish lines(1.0mm width rounded shoulder, 0.5mm width chamfer), the loading site(incisal edge, incisal $\frac{1}{3}$), and the type of loading(concentration loading, distribution loading).

Results and conclusion :

1. In the fracture resistance experiment according to the finish line, the mean fracture strength of rounded shoulder(876N) and the mean fracture strength of chamfer(882N) did not show any significant difference between each other($p>0.05$).
2. The stress distribution of all ceramic crown in three dimensional finite element analysis showed concentration aspect at loading point and cervical area of labial surface.
3. In metal die, there were no differences in stress distribution between finish lines, but in natural teeth model, chamfer finish line showed higher stress than rounded shoulder finish line.
4. When force was loaded on the incisal edge, the stress was concentrated on the incisal edge and the cervical area of labial surface. When force was loaded on the incisal $\frac{1}{3}$, the stress concentrated on the cervical area of labial surface and the cingulum area.
5. Generally, natural teeth model showed higher and various stress than the metal die.

Key words : All ceramic crown, Fracture resistance, Finish line