상악 제1소구치에서 전부도재관의 finish line 형태에 따른 파절강도와 응력 분포에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

이상권·동진근

Fracture Resistance and Stress Distribution of All Ceramic Crowns with Two Types of Finish Line on Maxillary First Premolar

Sang-Kwon Lee, D.D.S., M.S.D., Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University

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

30 sound maxillary first premolars were selected and then storaged in 5% NaOCl and saline. 15 teeth were performed preparation for each group(1.0㎜ rounded shoulder, 0.5㎜ chamfer).

After 30 stone dies were made for each group, the IPS Empress ceramic crowns were fabricated and cemented with resin cement(Bistite resin cement, Tokuyama Soda Co. LTD., Japan) on the natural teeth. 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 stress loading on the occlusal surface between buccal and lingual cusp.

And also, three-dimensional finite element model was used to measure the stress distribution with two types of the finish lines(1.0㎜ rounded shoulder, 0.5㎜ chamfer) and two loading conditions(both buccal and lingual cusp inclination, lingual cusp inclination only).

The result of the this study were as follows. In the fracture resistance experiment according to the finish line, the mean fracture strength of rounded shoulder(842N) showed higher value than that of the chamfer(590N) ($p<0.05$). In the three dimensional finite element analysis of all ceramic crown, metal die and natural teeth model did not show any differences in stress distribution between finish lines. Generally, when force was loaded on the occlusal inclination of buccal and lingual cusp, the stress was concentrated on the loading point and the central groove of occlusal surface. When force was loaded only on the occlusal inclination of lingual cusp, the stress was concentrated on the lingual finish line and loading point.

상악제1소구치에서 전부도재관의 finish line 형태에 따른 파절강도와 응력 분포에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

이상권·동진근

Ⅰ. 서 론

경제가 발달하고 생활수준이 향상됨에 따라 모든 분야에서 미에 대한 관심이 높아지고 있다. 치의학 분야에서도 환자 개개인의 심미적 욕구가 증대되어 보철치료를 위한 치료계획 수립시 기능회복과 함께 안모와의 조화는 중요한 고려 사항이 되었다.

치과보철영역에서는 오래전부터 도재를 이용한 보철수복이 이용되어 왔으며, 현재 사용되고 있는 심미적으로 가장 만족스러운 수복물 중의 하나인 전부도재관은 생체 적합성이 우수하며 자연치질과 유사한 빛 투과성을 나타낸다. 초기에 개발된 전부도재관은 심미적인 장점에도 불구하고 파절의 위험성으로 인하여[1] 임상에서의 사용이 제한되었으며 이를 극복하기 위하여 파절강도를 높이려는 노력이 지속적으로 연구되어왔다. 그 결과 최근에는 수종의 전부도재관들이 강화된 강도의 특징을 강조하면서 소개되기 시작하여 전부도재관의 사용범위가 전치부는 물론 구치부까지 확대 되었으며,[2-6] 증가된 강도는 심미적으로 뛰어난 장점을 지닌 전부도재관의 임상적 사용을 가속시키는 계기가 되었다.

전부도재관은 도재의 강도를 보강하는 방법에 따라서 알루미나 입자로 강화시키는 방법[7] (Hi-ceram), 백류석 결정으로 강화시키는 방법[8,9] (Optec HSP, IPS Empress), 결정 마그네슘 산화 알루미나 첨정석으로 강화시키는 방법[10] (In-Ceram, Celay), 유리를 결정화 시키는 방법[11,12] (Dicor)등으로 분류할 수 있다.

In-Ceram[10]과 같은 유리침투도재계(glass infiltration ceramic system)는 알루미나로 형성된 다공성의 코아 위에 유리를 침투시켜 결정화함으로써 강도를 증가시키는 방법을 사용하였다. 따라서 파절저항이 높아 전치부 계속가공의치로 사용될 수 있는 장점이 있는 반면, 강도증가를 위해 알루미나의 함량이 너무 증가되어 투명도와 빛의 투과, 산란 및 굴절 등이 자연치와 달라서 부자연스럽게 보이는 단점을 나타냈다.

Hi-ceram,[7] Optec[8]등과 같은 내화모형계(refractory die system)는 도재를 내화모형상에서 축성하여 도재소성을 하기 때문에 특수한 장비가 필요하지 않고 제작과정이 간편하나, 소성후 내화모형재와 도재의 표면에 기공이나 미세결함이 형성되어 도재관 파절의 원인이 될 수도 있다.

Dicor[11,12]와 같은 주조형 유리도재계(castable glass ceramic system)는 납형을 매몰하고 소환시킨 후 유리를 주조하여 제작하므로 외형부여가 용이하고 비교적 간편한 장점이 있는 반면에, 주조된 유리관을 열처리하여 유리구조 내부에 결정화를 이루는 “ceramming”과정에서 부가적인 수축으로 변연적합도가 떨어지는 단점이 있었다.

IPS Empress system[9]은 변연의 적합도나 심미성이 돋보이는 전부도재관 시스템중 하나이다. 이 시스템은 납형을 제작하여 매몰, 소환한 후, 고온으로 가열된 가압소성로에서 가압 성형되는 왁스 소환법의 비교적 간편한 술식을 활용하고 있다. 또한 도재주괴의 색조를 각 환자의 치아색에 맞추어 선택할 수 있기 때문에 색조의 재현성이 우수하고 제작과

정중 백류석 결정과 유리의 서로 다른 열팽창 계수에 의해 도재의 강도가 증가하므로 전치부는 물론 구치부의 도재관 제작에도 적용할 수 있다.[13)]

도재수복물은 자연치아와 유사한 높은 심미성과 저작에 견딜 수 있는 충분한 강도를 지녀야 한다. 도재관의 강도는 주로 도재의 종류 및 도재관의 제작방법, 치아 형성방법과 치아와 도재관의 접착방법에 영향을 받는다.[14-20)] 특히 치아 형성방법에서 강도에 영향을 주는 요소는 교합면이나 절단연의 삭제량, 축면의 삭제량, 축면의 경사도, 변연 형태들이 있다.

변연 형태에 따른 도재관의 강도에 관한 연구를 살펴보면, 종래의 장석계 도재로 제작하는 전부도재관에서는 지대치 형성시 명확한 선각을 부여한 shoulder를 형성하도록 추천하였다.[21-26)] 그러나 최근에 소개된 강화된 도재를 사용하여 전부도재관을 제작하는 경우에는 새로운 지대치 형성법이 제시되고 있다. Dicor 제작사의 지시에 의하면 지대치 형성시 rounded shoulder가 이상적이지만 120˚chamfer도 사용할 수 있다고 하였다.[27)] Malament와 Grossman[28)]은 유리도재계에서 135˚의 chamfer나 rounded shoulder의 변연형태가 추천된다고 하였으며, 전부도재관의 제작기술의 발달로 인하여 증가된 도재의 파절강도는 chamfer와 같이 경사진 finish line을 허용하게 되었다.[29)] 또한 최근 김 등[30)]도 bevel을 포함한 변연형태에 따른 IPS Empress 도재관의 파절강도를 측정한 결과, bevel의 파절강도가 비교적 높게 나타나 일반적으로 전부도재관에서 변연형태로 추천되지 않았던 bevel 변연의 임상 활용 가능성을 확인하였다.

본 연구는 전부도재관에서 일반적으로 추천되는 1.0㎜폭의 rounded shoulder finish line과 변연부위에서 삭제량이 적은 0.5㎜폭의 chamfer finish line을 갖는 전부도재관의 파절 저항성을 알아보기 위하여 상악제1소구치에서 IPS Empress 도재관을 이용하여 파절강도를 측정하였다. 또한 삼차원 유한요소법을 이용하여 전부도재관의 치관부와 변연부에서의 응력 분포에 대하여 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 전부도재관의 파절강도

1) 치아형성

전부도재관의 시편을 제작하기 위하여 충치에 이환 되지 않고 정상적인 외형을 가진 발거된 상악제1소구치 30개를 5% NaOCl 용액에 24시간 담구어 치아에 붙어있는 유기질을 제거한 후, 치아 형성전까지 생리식염수에 보관하였다. 치아 형성을 위하여 치아를 아크릴 레진(Ortho- Jet Acrylic Resin, Lang, USA)을 이용하여 치경부 하방 1㎜ 높이로 치아의 장축에 맞추어 포매를 시행하였다. 납형의 제작시 몰드(mold)로 사용하기 위해서 치아를 형성하기 전에 각각의 치아의 형태를 얻기 위해 실리콘 인상재(Exafine, putty type, GC Co., Japan)를 이용하여 음형를 채득하였다. 치아의 형성은 교합면에 유도구를 형성한 후 사면을 따라 1.5㎜의 두께가 되도록 균일하게 삭제했고, 축면경사각은 10°가 되게 하였으며 변연은 각각 0.5㎜폭의 chamfer와 1.0㎜폭의 rounded shoulder로 형성하여 백악-법랑 경계의 1㎜ 상방에 finish line을 위치하도록 하였다.

2) 도재관의 제작

도재관의 제작을 위하여 형성된 치아로부터 실리콘 인상재(Exafine, putty & 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 바르고, 납형을 제작하였다. 납형이 치아 형성전과 동일한 외형과 두께를 갖도록, 치아 형성전에 인상재를 이용하여 제작한 음형을 이용하여 최종 납형의 외형을 확인하였다. 제작된 납형의 매몰은 납형 간의 거리는 3㎜이상, 매몰링(paper ring)과 납형과의 거리는 10㎜, 왁스 주입선의 직경은 3㎜, 길이는 10㎜가 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 3㎖ : 12㎖ : 200 g 이 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, lvoclar, 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. 가압과정이 끝난 매몰체를 소환로에서 꺼내 실온까지 식힌 후, 50㎛의 glass bead(Shofu Co., Japan)를 이용하여 펜 블라스터로 매몰재를 제거하였다. 도재관의 외형을 다듬은 후, 1회의 착색 과정과 2회의 글레이징 과정을 거쳐 IPS Empress 도재관을 완성하였다.

3) 도재관의 합착

제작된 도재관은 각각의 형성된 치아에 복합 레진 시멘트(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 산부식을 시행하였고, 초음파 세척기로 세척한 후 건조하였다. 도재 내면은 silane처리 하고 공기 중에 건조하였으며 치아면은 37% 인산을 이용하여 산부식을 시행하였다. 레진 시멘트를 제조회사의 지시대로 혼합하여 도재관 내면과 금속모형에 골고루 바르고 압접한 후 여분의 시멘트를 붓으로 제거하였다. 일정한 힘을 가하기 위하여 10㎏의 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 장축과 일치하도록 시편을 위치시킨 후, 반경이 5㎜인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 협측과 설측교두의 사이 교합면에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1㎜로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다(Fig. 1). 시편의 최대 파절강도는 만능시험기와 연결된 컴퓨터를 이용하여 측정하였다.

5) 통계처리

측정된 최대파절강도는 SPSS program(SPSS Inc., Ver. 10.0, USA)을 이용하여 통계 처리하였다. 각 군간의 차이를 비교하기 위하여 student t-test를 시행하였으며, 95% 유의수준으로 검정하였다.

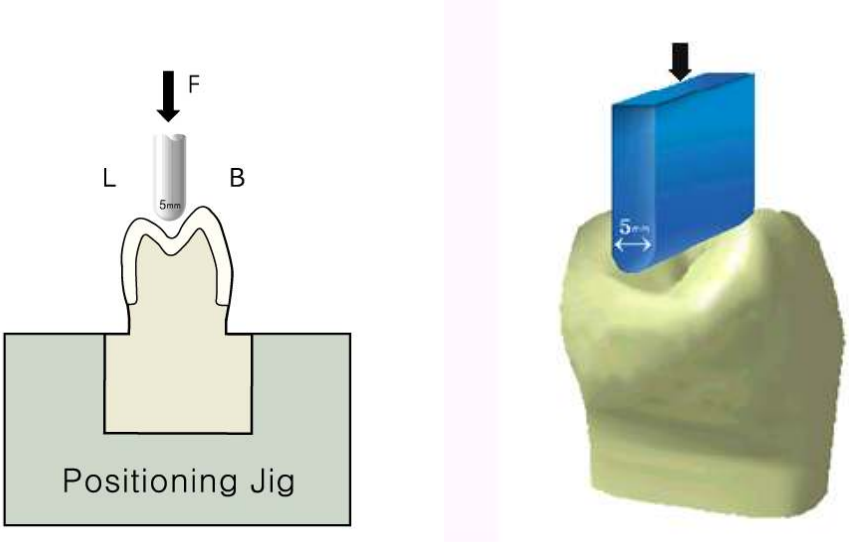

Fig. 1. Schematic drawing of loading condition at specimen.

2. 삼차원 유한요소법에 의한 응력 분포

1) 형상 모델링

치아 모델링은 1mm 간격으로 촬영된 9장의 C.T. 사진(Fig. 2)을 이용하였으며, 촬영에 사용된 자연치아모델을 통해 구현하였다. 먼저 C.T.사진에서 각 단면의 동일한 곳에 좌표계(원점)를 설정하여 각각 단면의 좌표를 얻었고, 각 단면에서 측정된 좌표 값을 모눈종이에 옮겨 놓았다. 그리고 C.T.사진이 일반 치아보다 2.3배 정도 크게 촬영되었으므로 캐드(CAD)로 옮겨질 때 각각의 좌표 값을 재계산하였다.

캐드로 옮겨진 데이터 값들을 이용하여 각 단면의 곡선을 생성하고, 그 곡선을 통해 면을 만들어 치아모델을 형성하였다. 삼차원모형의 치아를 모델링하기 위해 CAD tool인 CATIA V3R7(Dassault System. France)을 사용하였으며, 모델링한 파일을 유한요소분석을 할 수 있도록 면과 곡선 등의 정보를 데이터 형식으로 바꿔주었다. 치아의 형상 모델링에는 Pro/Engineer(Parametric Tech. Corp., Ver. 2002, USA)를 사용하였다. 유한요소 모델은 먼저 변연폭과 형태에 따라 0.5㎜폭의 chamfer와 1.0㎜폭의 rounded shoulder로 두 군으로 나눈 후, 각각에 대하여 제작된 전부도재관이 금속다이와 자연치아에 접착되는 두 가지 모델로 나누었다. 또한 디자인된 모델의 협, 설측교두의 교합사면에 동시에 하중을 주는 방식과 설측교두사면에만 하중을 주는 방식으로 각각의 모델을 설정하였다.

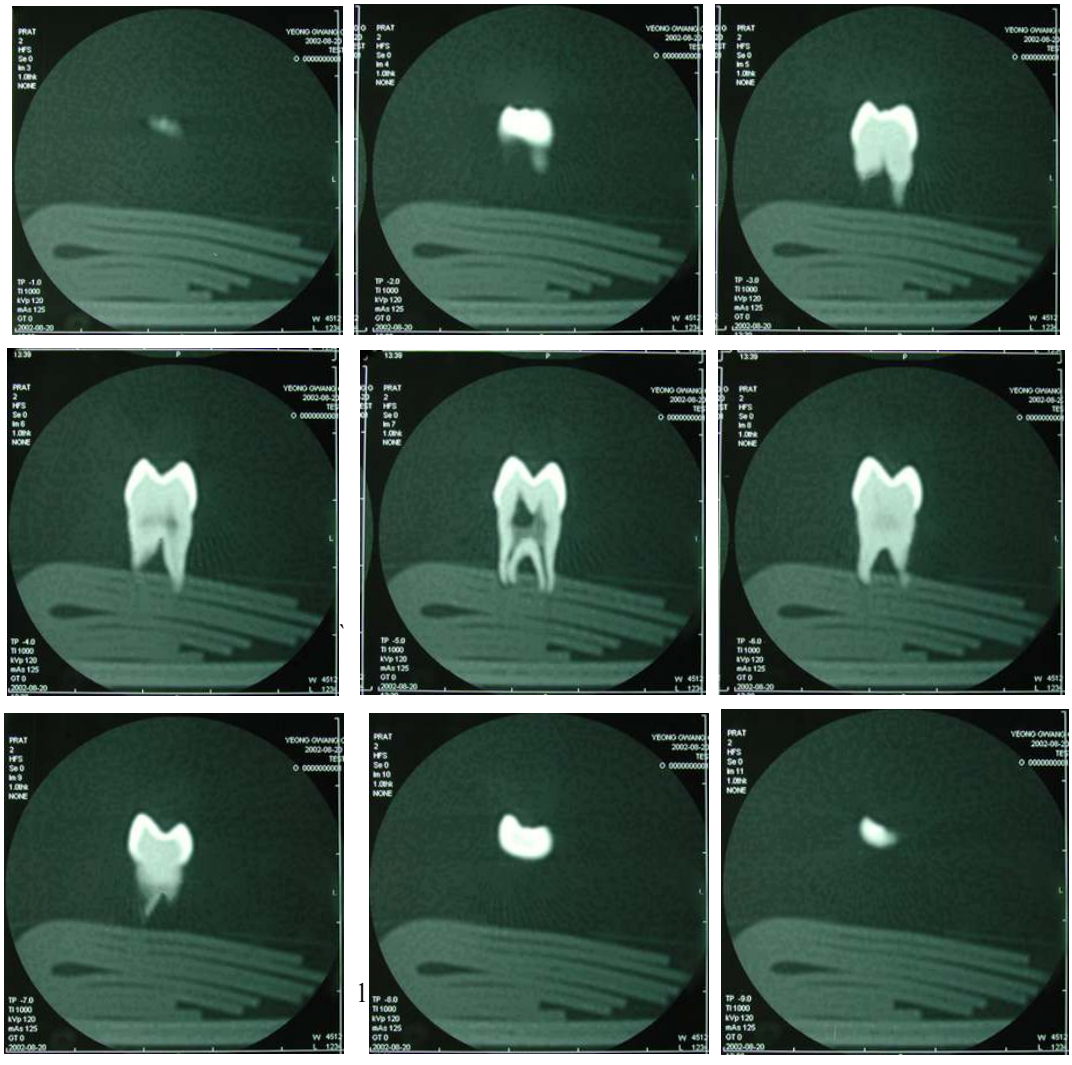

Fig. 2. Computerized tomography of natural tooth for CAD modelling(maxillary first premolar).

2) 삼차원 유한요소 모델링

치아의 유한요소 모델링은 형상 모델링을 통한 데이터를 이용하여 요소를 생성하였다(Fig.3). 각 재료의 표면에 삼각형 3절점을 갖는 mesh를 형성한 뒤, 내부의 정확한 응력분포를 알아보기 위해 이 단면을 연결하여 4개의 절점을 가지는 사면체 mesh를 생성하였다.

해석 결과에 영향을 미치는 요소의 질적 수준을 고려하여 요소를 생성하였으며, 관찰점이 위치한 변연부분은 캐드 모델링과 유사한 형상을 가지도록 더 세분화된 요소로 나누었다. 그리고 동일한 조건을 주기 위해 법랑질 표면에 생성한 요소는 1.0㎜폭의 rounded shoulder 모델과 0.5㎜폭의 chamfer 모델이 같은 개수와 같은 위치에 요소가 존재하도록 형성하였다.

이러한 방법으로 생성된 rounded shoulder의 유한요소 모델은 삼각형 3절점 요소는 3772개, 사면체 4절점 요소가 108352개로 총 요소수는 112124개, 총 절점수는 21469개였다. chamfer의 유한요소 모델은 삼각형 3절점 요소는 3736개, 사면체 4절점 요소가 106271개로 총 요소수는 110007개였으며 모델의 총 절점수는 21124개인 유한요소 모델을 완성하였다.

유한요소 모델링에는 Star-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.

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 포아송 비(Poisson's ratio: υ)는 선학들의 연구를 참고하였다(Table 1).[31-34]

치조골 상부는 정상상태를 가정하여 백악-법랑경계 1㎜ 하방에 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.

Table 1. Material properties of finite element analysis model

Material	Modulus of Elasticity (E , MPa)	Poisson's Ratio(υ)
Dentin	1.86×10^4	0.31
Porcelain	7.0×10^4	0.28
Resin cement	6.0×10^3	0.36
Ni-Cr	1.8×10^5	0.30
Pulp	0	0

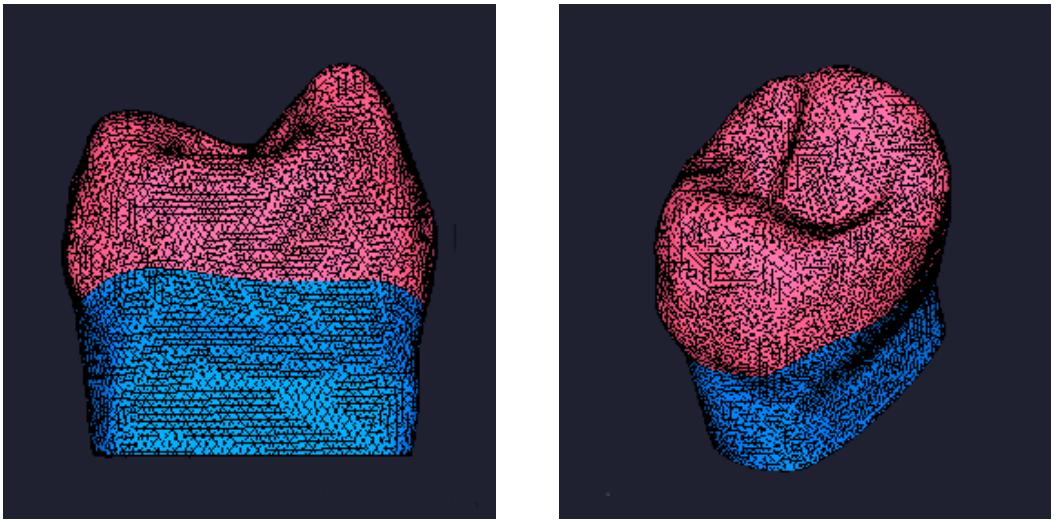

Fig. 3. Finite element model(FEM) view of maxillary first premolar.

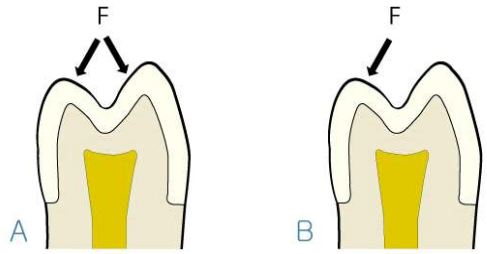

Fig. 4. Schematic drawing of loading condition (A: Loaded at buccal and lingual cusp, B: Loaded at lingual cusp only).

4) 하중조건

하중위치는 협, 설측교두의 교합사면에 동시에 하중을 가하는 경우와 설측 교두의 교합사면에만 하중을 가하는 경우로 나누었다. 하중량은 협, 설측교두의 교합사면에 동시에 하중을 가하는 경우 500N의 힘이 양쪽 교두에 분배되어 가해지도록 하였으며, 설측교두의 교합사면에만 하중이 가해지는 경우는 설측교두에만 500N이 가해지도록 하였다(Fig. 4). 하중의 방향은 치아장축에 30° 방향의 하중을 주었다. 또 실제로, 치아에 미치는 힘은 교합면 전 부위에 골고루 힘이 작용할 것이므로 이와 같은 작용을 해주는 분포하중을 설정하였다.

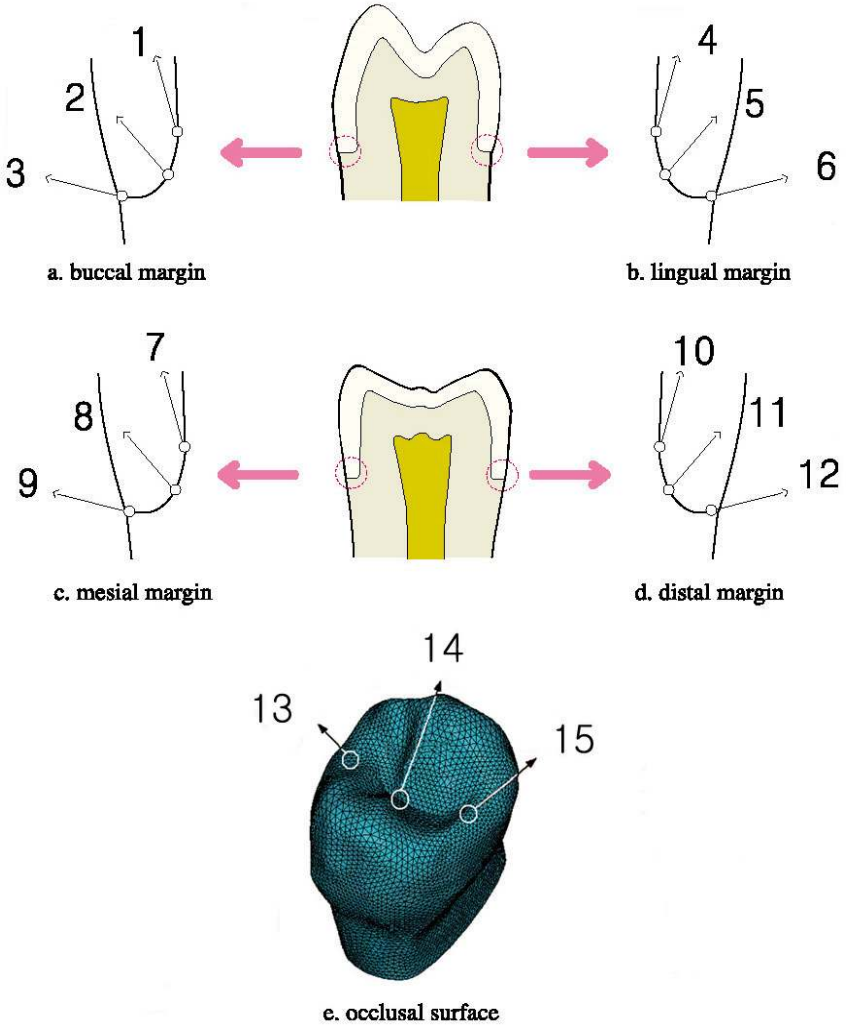

Fig. 5. The reference points at each margin and occlusal surface.

분포하중 값은 교합면의 임의의 면을 택해 그 면의 면적을 계산한 후 집중하중 값을 선택된 면의 산출된 면적으로 나누어 구하였다. 산출된 면적은 양측교두에 하중이 가해지는 경우 1.43㎟ , 설측교두에만 하중이 가해지는 경우는 1.56㎟ 로 500N의 집중하중이 가해졌을때 협,설측교두의 교합사면에 힘이 가해질 경우는 35N/㎟ 이며, 설측교두의 교합사면에 힘이 가해질 경우는 32N/㎟ 의 분포하중이 가해지도록 하였다.

Table 2. Mean fracture strength and standard deviation according to finish line type (unit: Newton)

Finish line type	Number of specimen	Mean	S. D.
0.5㎜ chamfer	15	590	202
1.0㎜ rounded shoulder	15	842	247

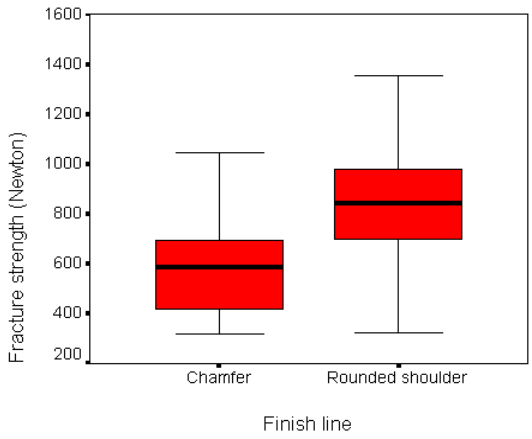

Fig. 6. Fracture strength of IPS Empress crown with chamfer and rounded shoulder finish line.

5) 관찰점의 설정

변연부위에서 응력의 양상을 알아보기 위하여 협측과 설측 그리고 근심과 원심의 변연에 각각 finish line이 시작되는 점과 finish line의 중간지점, 그리고 finish line이 끝나는 점으로 3개씩의 관찰점을 설정하였다. 또한 교합면에서 응력의 양상을 알아보기 위하여 교합면의 근,원심 변연융선과 중심구의 중앙부위에 관찰점을 설정하였다. 관찰점 1-3은 협측 finish line에, 관찰점 4-6은 설측 finish line에, 그리고 관찰점 7-9, 10-12는 각각 근심과 원심 finish line에 설정하였다. 교합면에서 관찰점 13, 15는 근원심 변연융선에, 관찰점 14는 중심구의 중앙부위에 설정하였다(Fig. 5). 관찰점 설정 후 변연형태에 따른 각 모델에서 정량적인 분석을 시행하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 파절강도

IPS Empress 도재관의 평균 파절강도는 0.5㎜폭의 chamfer finish line을 갖는 경우 590N, 1.0㎜폭의 rounded shoulder finish line을 갖는 경우는 842N으로 나타났다(Table 2, Fig. 6). Student t-test 결과, finish line의 종류에 따른 파절강도는 유의한 차이를 나타냈다($p<0.05$).



Fig. 7. Fracture aspect of experimental specimens.

2. 파절양상

IPS Empress 도재관의 파절 양상은 일반적으로 하중이 가해진 교합면에서 도재관의 중심구를 따라 근, 원심쪽 인접면으로 연장되어 전부도재관의 설측교두가 파절되는 양상을 나타내었으며 드물게 치아의 파절을 동반한 도재관의 파절이 관찰되었다 (Fig. 7).

3. 삼차원 유한 요소법에 의한 응력분포

1) finish line의 종류에 따른 차이

von Mises stress의 최대값과 최소값을 비교하면 finish line에 따른 모델간의 차이는 크게 나타나지 않았다(Table 3). 또한 관찰점에서의 응력값도 1.0㎜ 폭의 rounded shoulder와 0.5㎜폭의 chamfer간에 큰 차이를 나타내지 않았다(Table 4).

2) 하중 작용점에 따른 차이

가. 협, 설측교두의 교합사면에 하중을 작용했을 때의 응력분포

von Mises stress에서 최대값은 finish line 종류(0.5㎜ 폭의 chamfer, 1.0㎜ rounded shoulder)나 하부구조(금속다이와 자연치아)에 따른 차이를 나타내지 않았다(table 3). 등고선을 통한 치관내의 응력분포를 보면, 중심구부분에서 응력이 다른 부분보다 큰 값을 나타냈다(Fig. 10,12,14, 16). 변연부위의 관찰점에서 응력은 0.4 ~ 5.8 ㎫의 값으로 나타났고, 최대응력은 24 ㎫ 정도의 값으로 나타났다. 관찰점의 응력은 전체 치관 내에 분포하는 최대 응력값에 비하여 1/4 ~ 1/60 정도로 작게 나타났다. 그러나 교합면에서는 특히 중심구의 관찰점에서는 11.88 ~ 20.64 ㎫로 치관내 최대 응력인 23.3 ~ 25.3㎫과 비교할 때, 높은 응력집중을 나타내었다.

나. 설측교두의 교합사면에만 하중을 작용했을 때의 응력분포

von Mises stress를 보면 최대값은 finish line과 하부구조에 따라 큰 차이를 나타내지 않았다. 응력분포는 중심구와 설측변연의 관찰점에서 응력집중이 나타났다. 변연부위의 관찰점간의 응력을 비교하면 다른 부위에 비하여 관찰점 4,5,6에서 즉, 설측변연에서 응력집중을 나타냈고, 교합면에서는 관찰점 14에서 즉, 중심구의 중앙부위에서 응력집중이 나타났다(Fig. 11,13,15,17).

3) 금속다이모델과 자연치아모델에 따른 차이

금속다이와 자연치아모델의 응력분포를 비교해 보면 자연치아모델에서 중심구에 응력집중이 더 크며, 최대응력에 가까운 응력집중을 나타냈다. 단면의 응력분포에서 등고선을 보면 금속다이 모델은 하중이 가해지는 방향으로 응력이 분포하는데 비해 자연치아모델은 중심구에서도 응력집중이 나타났다. 변연부위의 관찰점 응력을 비교하면 금속모델이 관찰점1 ~ 6에서 0.5 ~ 1정도 더 큰 값을 나타내지만 큰 차이는 나타나지 않았다.

Table 3. Maximum and minimum value of von Mises stress according to loading point.

(loaded 500N, Unit: ㎫)

Loading Point	Stress		Metal die		Natural tooth	
			Chamfer (0.5㎜)	Rounded shoulder (1.0㎜)	Chamfer (0.5㎜)	Rounded shoulder (1.0㎜)
Occlusal inclination of buccal, lingual cusp	von Mises Stress	Max	25.30	24.70	24.20	23.30
		Min	0.28	0.32	0.80	0.75
Occlusal inclination of lingual cusp	von Mises Stress	Max	111.61	109.41	116.29	114.01
		Min	0.06	0.05	0.04	0.03

Table 4. von Mises stress of reference point according to loading point. (Unit: MPa)

Loading point	Reference Point	Metal die with chamfer	Metal die with rounded shoulder	Natural tooth with chamfer	Natural tooth with rounded shoulder
Occlusal inclination of buccal, lingual cusp	1	3.45	4.06	4.25	4.09
	2	4.19	5.37	3.51	3.89
	3	3.94	5.82	3.27	3.34
	4	2.87	3.50	3.83	3.79
	5	3.31	4.51	2.64	2.86
	6	3.61	4.99	2.21	2.80
	7	1.14	1.28	2.43	2.24
	8	1.65	1.94	2.45	2.96
	9	2.35	2.82	2.36	2.50
	10	0.53	0.62	0.92	0.86
	11	0.89	1.20	1.51	1.96
	12	2.34	3.00	1.59	1.83
	13	6.29	6.16	9.74	8.66
	14	12.78	11.88	20.64	18.54
	15	5.97	5.61	8.24	8.02
Occlusal inclination of lingual cusp	1	6.05	7.01	11.73	10.53
	2	5.87	9.95	7.57	9.37
	3	3.83	6.03	5.30	6.30
	4	17.73	21.44	28.69	26.24
	5	18.17	27.15	16.71	19.38
	6	17.29	21.40	12.75	16.61
	7	3.73	4.14	12.75	11.99
	8	5.52	7.38	9.64	12.65
	9	6.34	8.59	8.38	8.79
	10	3.79	4.73	12.02	10.34
	11	5.36	9.64	9.22	10.66
	12	7.00	9.89	6.04	7.40
	13	13.99	13.24	16.32	16.16
	14	27.31	25.39	39.72	35.17
	15	11.86	11.19	15.84	14.27

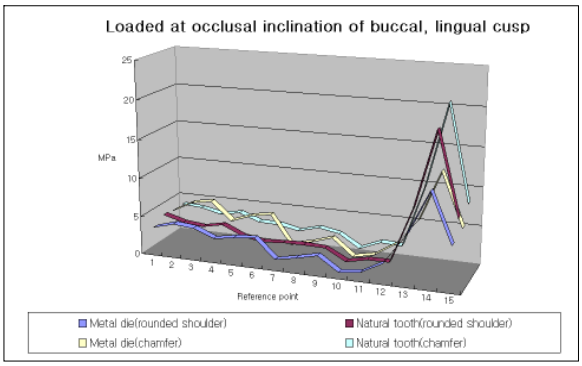

Fig. 8. von Mises stress of each reference points loaded at occlusal inclination of buccal, lingual cusp.

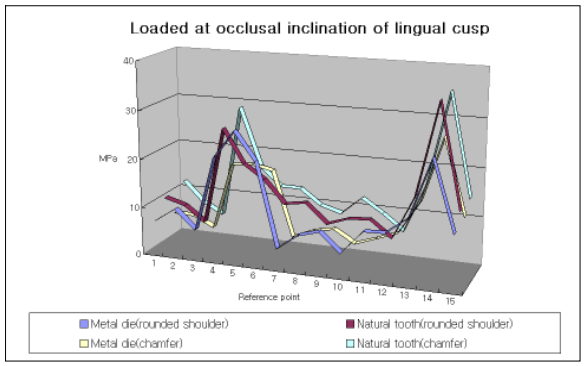

Fig. 9. von Mises stress of each reference points loaded at occlusal inclination of lingual cusp.

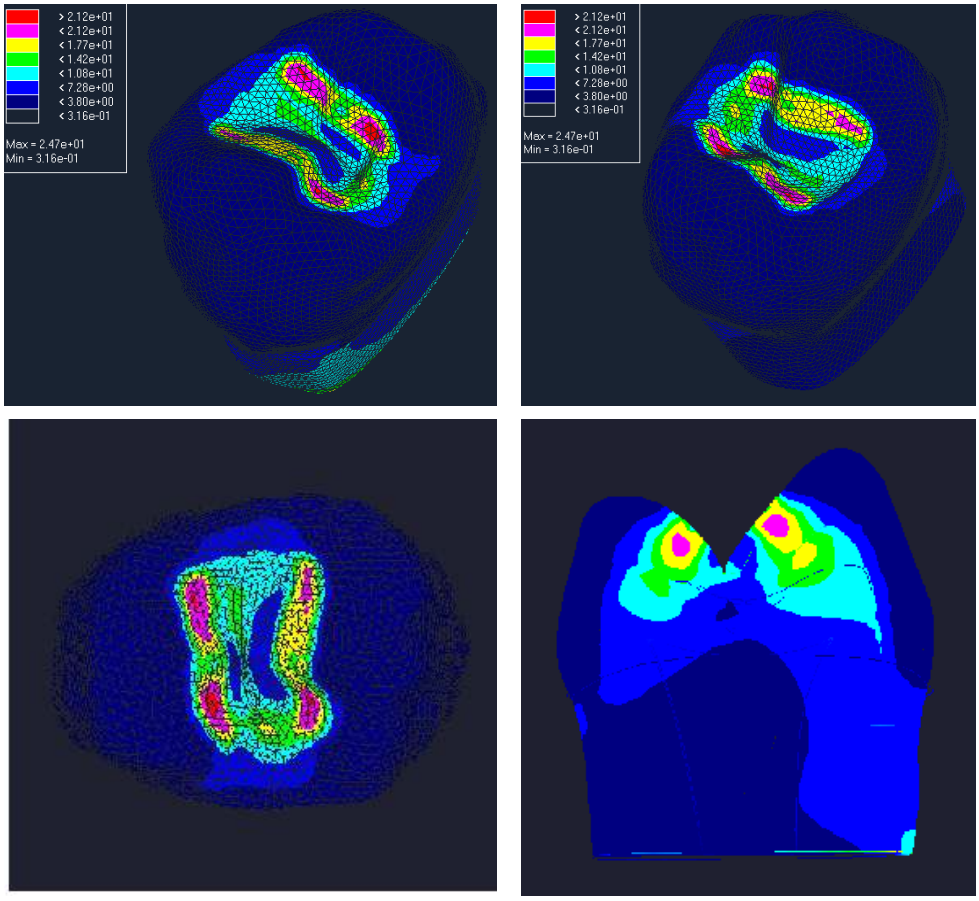

Fig. 10. Metal die ; 1.0mm rounded shoulder finish line.Loaded at occlusal inclination of buccal, lingual cusp with distribution loading.

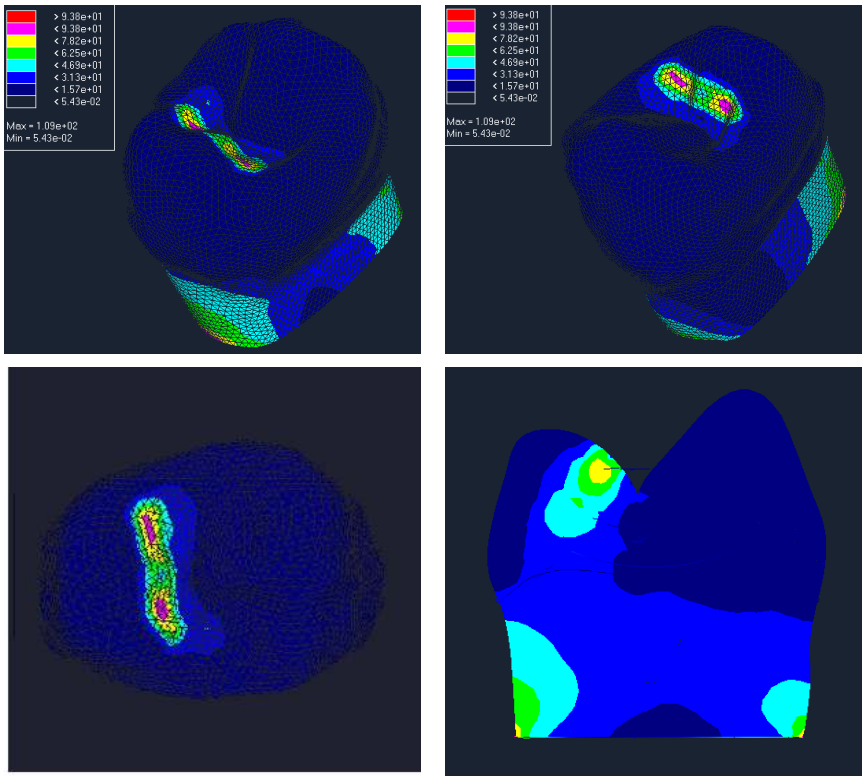

Fig. 11. Metal die ; 1.0mm rounded shoulder finish line. Loaded at occlusal inclination of lingual cusp with distribution loading.

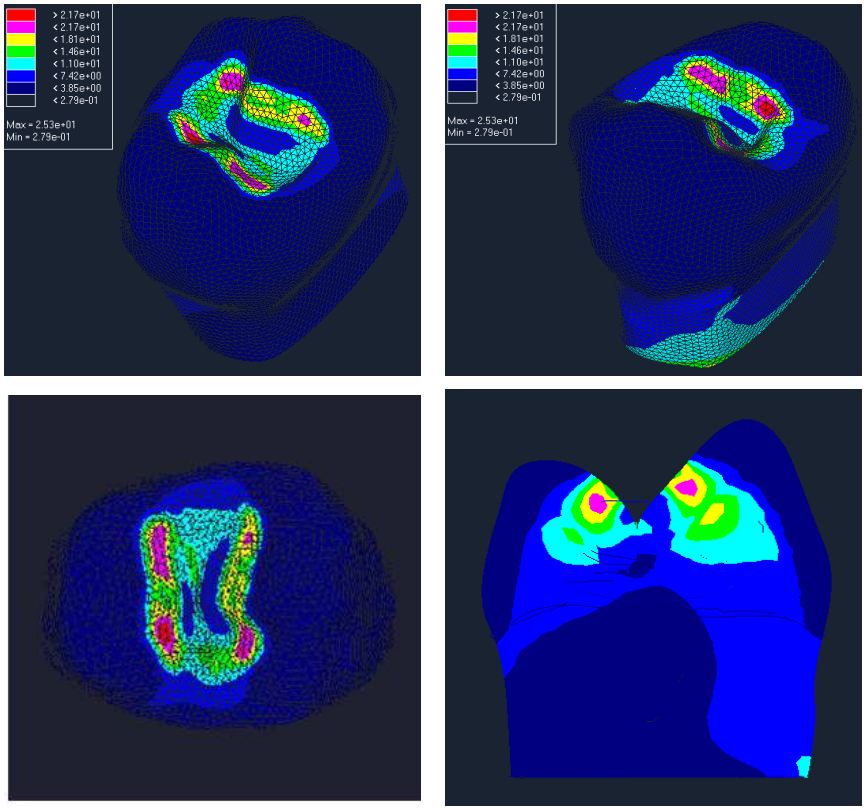

Fig. 12. Metal die ; 0.5mm chamfer finish line. Loaded at occlusal inclination of buccal, lingual cusp with distribution loading.

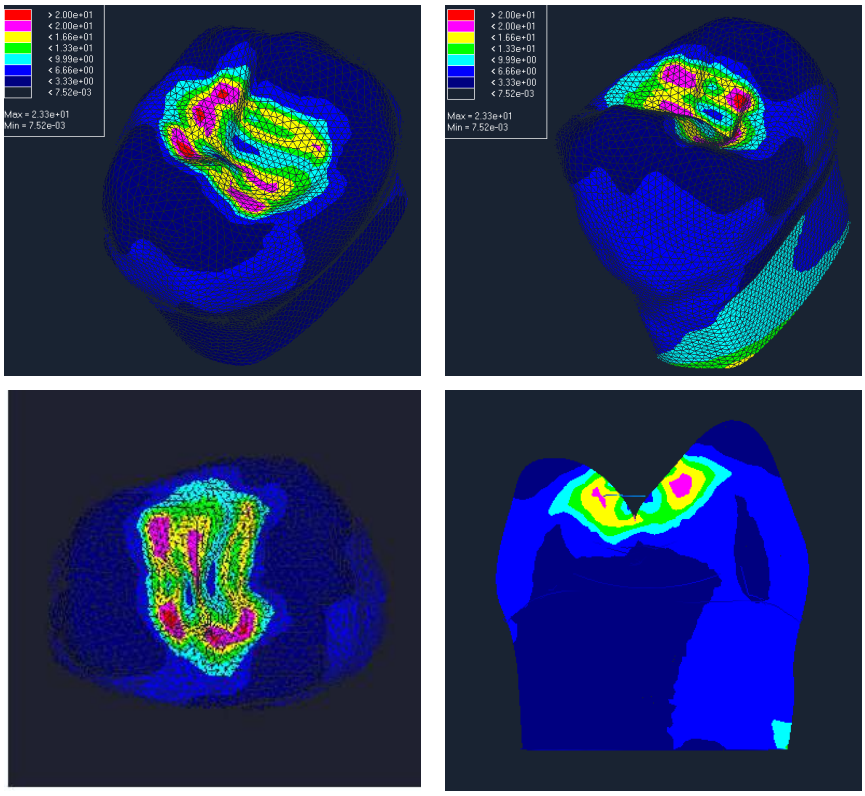

Fig. 14. Natural teeth ; 1.0mm rounded shoulder finish line. Loaded at occlusal inclination of buccal, lingual cusp with distribution loading.

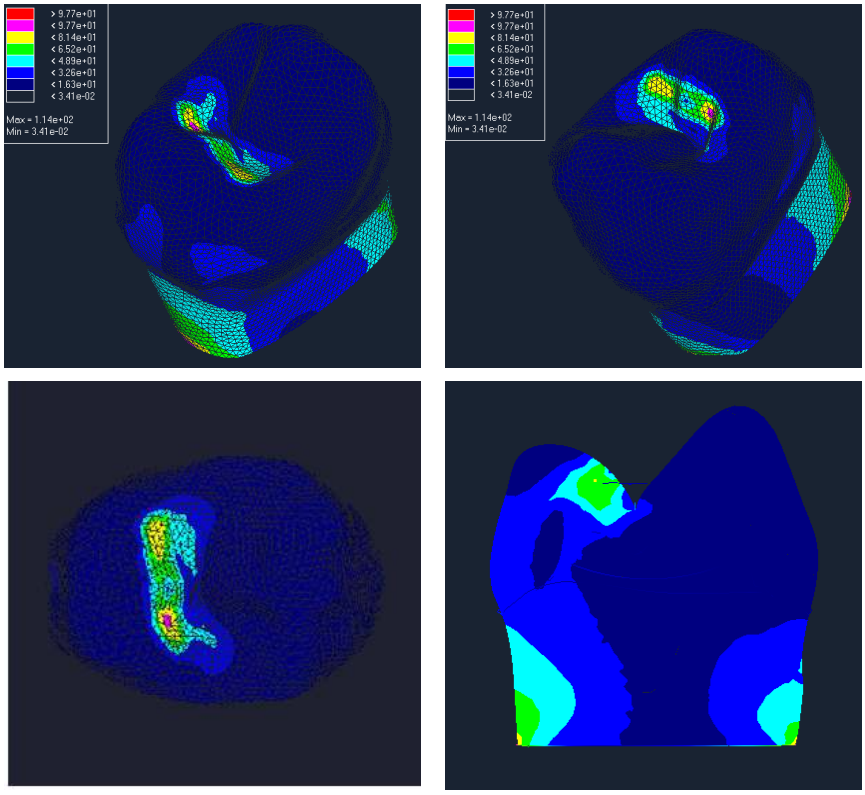

Fig. 15. Natural teeth ; 1.0mm rounded shoulder finish line. Loaded at occlusal inclination of lingual cusp with distribution loading.

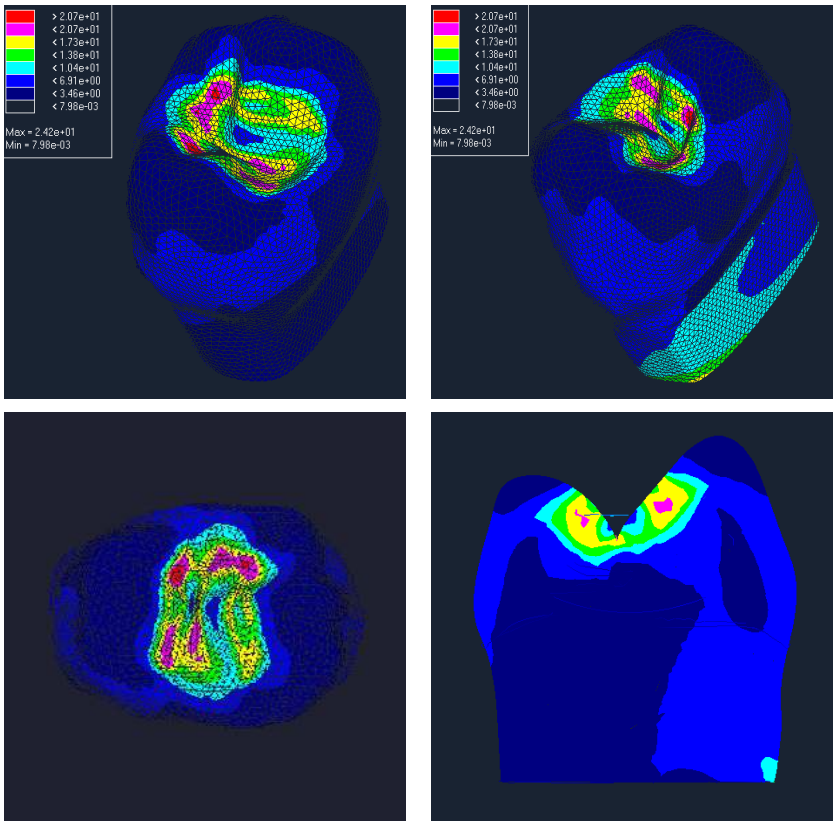

Fig. 16. Natural teeth ; 0.5mm chamfer finish line. Loaded at occlusal inclination of buccal, lingual cusp with distribution loading.

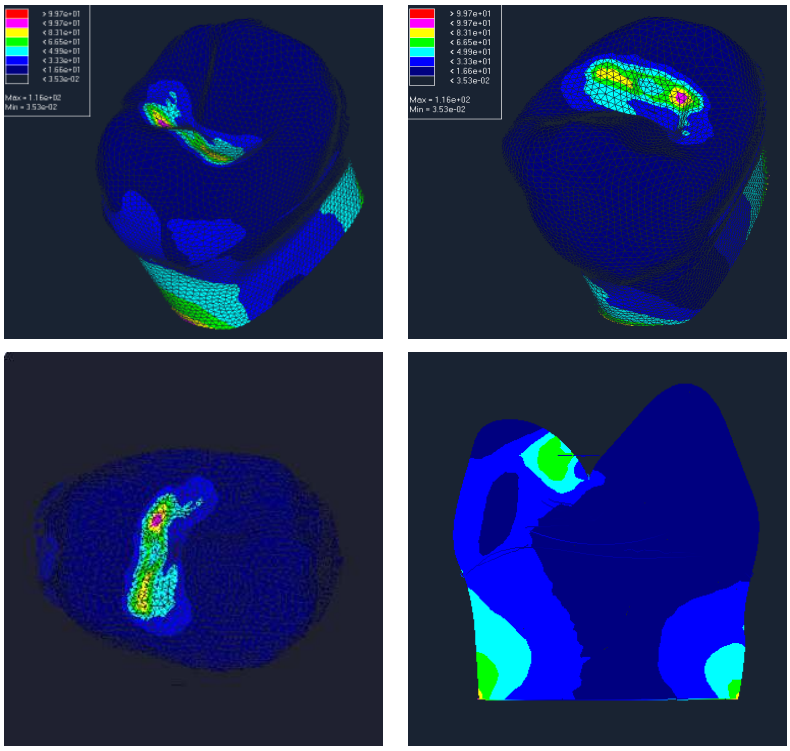

Fig. 17. Natural teeth ; 0.5mm chamfer finish line. Loaded at occlusal inclination of lingual cusp with distribution loading.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

임상적으로 도재관의 파절강도는 삭제된 치아의 외형, 삭제량, 도재관의 재료, 치아와 수복물간의 접착방법 및 도재관에 전달되는 힘의 상태에 따라 영향을 받는다.[35-37] 삭제된 치아의 외형은 도재관에 가해진 힘의 분산에 영향을 줄 뿐 아니라, 수복물의 수명과도 연관이 있다.

전부도재관의 제작을 위한 치아 삭제시 교합면 두께와 축면 경사도의 증가에 따라 강도는 증가하지만 그에 따라 치아의 삭제량이 많아지면 치수에 대한 위해성이 커지고 유지력이 저하된다.[38] 따라서 성공적인 도재관 제작을 위해서 해당 치아의 대합치와의 최대 교합력, 사용될 도재의 강도, 치수의 크기 등을 고려한 최소한의 치아형성이 중요하다.

전부도재관에서 일반적으로 추천되는 치아형성방법은 각 제품에 따라 차이가 있으나 일반적으로 축면 경사도는 6°에서 8°, 변연 형태는 shoulder나 rounded shoulder가 추천된다.[9,12,39,40] Doyle등[16]은 Dicor 도재관을 이용한 파절강도 측정실험에서 치수조직에 손상을 가하지 않으면서 법랑질과 상아질의 두께를 충분히 고려한 치아 삭제방법은 10°의 축면 경사각을 갖고 변연형태를 shoulder로 형성하는 것이 적절한 것으로 보고하였다. 본 실험에 사용된 IPS Empress system에서는 2.0㎜의 교합면 삭제와 1.0㎜ rounded shoulder의 변연 삭제를 추천하고 있다.[41]

전부도재관에서 가장 적합이 좋은 부위는 치경부이기 때문에,[42-44], 저작시 수복물의 지지에 많은 부분을 finish line 부위에서 감당하며, 따라서 finish line 부위의 형태가 전부도재관의 강도에 영향을 미칠 수 있다. finish line 형태가 전부도재관의 강도에 미치는 영향에 대한 연구를 살펴보면, Pettrow[21]는 광탄성분석을 이용하여 지대치의 형태가 전부도재관의 강도에 미치는 영향을 연구하였고, 전부도재관을 위한 치아 형성시 교합력에 대한 쐐기효과를 막기 위해 shoulder 형성이 필요하다고 하였다. Sjögren과 Bergman[45]은 Cerestore 도재관의 변연형태와 압축강도간의 관계에 대한 연구에서 교합력 작용시 지대치 finish line이 rounded shoulder인 경우가 chamfer인 경우에 비하여 압축강도가 세 배 정도 크다고 하였다. 그러나 Pettrow[21]나 Sjögren과 Bergman[45]의 연구는 전부도재관을 지대치에 접착시키지 않은 상태에서 하중을 가하여 기계적인 측면만을 고려하였기 때문에 한계가 있고, 실제 임상에서 전부도재관을 지대치에 접착하는 경우와는 역학적인 측면에서 상당한 차이가 있다고 볼 수 있다. 또한 Friedlander등[6]은 Dicor 도재관을 제작하여 금속다이에 인산아연시멘트를 이용하여 접착한 후, 압축강도를 측정한 결과 shoulder가 가장 파절강도가 크고 rounded shoulder, chamfer의 순으로 파절강도가 감소한다고 하였다. 그러나, 종래의 전부도재관에서는 교합력에 저항하기 위해 지대치 축벽과 수직인 shoulder가 요구되었으나, 강화된 도재와 레진시멘트의 발달로 인해 새로운 변연형성이 요구되고 있다. Bernal등[46]은 Dicor 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 표면을 처리하는 방법이나 수복물의 내면을 에칭 처리하는 술식은 경사진 finish line이 강도를 저해하는 작용을 상쇄할 수 있다고 하였다. 김 등[30]도 IPS Empress 전부도재관에서 변연형태에 따른 파절강도의 연구에서 rounded shoulder와 bevel에서 높은 파절강도를 나타낸다고 하였고, 일반적으로 전부도재관에서 변연형태로 추천되지 않았던 bevel 변연의 임상 활용 가능성을 확인하였다.

급속히 발전된 도재 제작기술과 함께 세라믹에 쓰이는 산부식제의 발달에 따른 도재 표면처리의 개선, 더 효과적인 silane의 개발, 법랑질과 상아질 접착 시스템의 발달에 의한 치질 접착의 개선, 레진시멘트의 발달로 인한 도재와 치아의 일체화로 도재의 파절 저항성이 유의하게 개선됨을 여러 선학들이 보고 하였다.[19,47-50] 따라서 기존에 유지를 위해 지켜져야 하는 통상적 지대치 삭제량을 감소시킬 수 있게 되며[47] 전부도재관의 경우에는 주조 수복물과 다른 생역학적인 현상을 보이므로 치아형성을 위한 원칙이 재고되어야 한다고 사료된다.

전부도재관의 성공에 대한 기본적인 평가 기준은 기능시에 그 하중에 의해 파절되지 않는 충분한 파절강도를 지녀야 하는 것이다. 일반적으로 인간의 평균 저작력은 구치부에서 40N [51]이며, 평균 최대교합력은 중절치 부위에서 172N [52], 구치부에서는

245N [53]으로 나타났다. 보통 전부도재관이 제한없이 사용되려면 200N정도의 하중에 견딜 수 있으면 된다는 것이 보편화되고 있고, 본 연구의 대상인 상악 제1소구치의 경우에서는 평균 chamfer(590N), rounded shoulder(842N)의 파절 하중을 나타내었다. 일반적으로 추천되는 1.0㎜폭의 rounded shoulder에 비하여 0.5㎜폭의 chamfer는 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으나, 임상적인 사용에는 문제가 없으리라 생각된다. 치수에 대한 위해성과 유지력을 고려하여 치질 삭제가 적고 충분한 유지를 얻을 수 있는 치아형성법을 택한다면 치아와 보철물의 수명을 연장 할 수 있을 것이며, 이러한 관점에서 볼 때 상악제1소구치의 치아형성에 있어 삭제량이 많은 rounded shoulder type의 변연 보다는 삭제량이 적은 chamfer type의 변연이 선택될 수 있으리라 생각된다.

전부도재관의 강도를 측정, 비교하는 실험에서 생체외 파절강도 연구는 자연치가 이방성(anisotropy)이고 크기, 모양, 법랑질의 질과 두께, 나이와 같은 많은 변수를 가지므로 모형을 표준화하기 어려우며,[63] 대신 사용되는 금속이나 레진의 경우에는 탄성계수에서 자연치와 많은 차이가 있고 접착계면의 결합정도도 실제와 다르므로 오차가 증가할 수 있다. 또한 임상적인 상황과 실제로 다른점은 생체 외 파절강도에서 사용되는 정적 시험(static testing)으로서는 피로 스트레스(fatiguing stress)하에서의 장기적 물성에 대한 해답을 제시할 수는 없다는 것이다. 그러나 상대적인 하중 저항 능력에 대한 정보는 제공해 줄 수 있다. 부가적으로 이러한 실험 설계에서 유한요소법을 사용하면 실험에 사용된 전부도재관내의 전반적인 응력분포를 비교할 수 있고, 따라서 상대적인 강도를 예측하는 것이 가능하다. 유한요소법은 구강내와 같이 여러 종류의 물질이 한 개체를 이루는 복합 구조를 정확하게 재현하고 그 모델과 디자인을 쉽게 바꾸게 해 줄 수 있다. 또한 여러 가지 상황에서 다양한 하중으로 인해 야기되는 치아 내, 외부의 응력량과 분포를 정량적으로 연구할 수 있게 해 줌으로써 주어진 상황에서의 파절 가능성을 예견할 수 있게 해준다.

금속도재관이나 전부도재관에 있어서도 유한요소분석법을 이용하여 다양한 설계 형태와 하중 조건에 따른 응력분포를 분석한 연구들이 다수 발표된 바 있으며 다양한 치의학 분야에서 유한요소법이 활용되고 있다.[55-62]

본 연구의 삼차원 유한요소 모형의 설계에서 자연치아모델에 치수를 포함시켰으나 치수는 응력에 거의 영향을 미치지 않았다, 이는 치수의 탄성계수가 매우 작음으로 인해 상아질 내 응력분포에 거의 영향을 미치지 않는다고 Hojjatie와 Anusavice[62]가 보고한 바와 일치한다. 본 연구에서는 하중작용점와 하부구조에 따른 변연 부위의 응력은 치관의 다른 부위의 차이에 비하여 큰 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다. 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 교합면과 변연부위의 응력분포를 연구하였다. 협측과 설측교두의 교합사면에 하중을 가했을 때에는 변연의 형태나 하부구조에 따른 큰 차이는 나타나지 않았다. 설측교두의 교합사면에만 하중을 가했을 경우는 설측변연과 교합면 중앙에서 높은 응력집중을 나타냈다. 설측변연에 높은 응력값을 나타내는 것은 치근부 상아질이 고정된 것으로 가정하였기 때문에 편위된 하중으로 인해서 나타난 것으로 생각되며, 이 경우에도 변연의 형태에 따른 응력의 차이는 크게 나타나지 않았다.

본 연구에서 삼차원유한요소모델을 디자인할 때, 자연치아와 금속다이의 두 모델로 나누어 하중의 분포양상을 관찰하였다. 대부분 도재관을 이용한 파절강도의 실험실 연구들은 지대치의 표준화의 어려움으로 인해 자연치아보다는 금속다이를 이용하므로 자연치아와 금속다이의 두 모델을 비교하였다. 변연부위의 응력은 하부구조에 따라 큰 차이를 나타내지 않지만, 교합면의 중심구부위에의 응력은 자연치아에서 높게 나타났다.

본 연구에서 자연 치아에 전부도재관을 장착하여 파절강도를 알아본 결과 rounded shoulder finish line(842N)은 chamfer finish line(590N)에 비하여 높은 수치를 보였다. 그러나 삼차원 유한요소법에 의한 응력분포는 두 종류의 finish line 간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 이와 같은 서로 다른 연구결과

는 상악 소구치 치관부의 독특한 형태와 함께 치질의 미세 구조의 배열과 관련이 있을 것으로 사료된다. 즉 상악 소구치는 다른 치아에 비하여 양 교두 내측이 이루는 각도가 90도에 가까운 예각으로, 교합면에 하중이 가해졌을 때, 양 교두 사이의 중심구에 응력이 집중되어 치아를 협,설측으로 분리시키는 힘이 발생하여 파절이 일어난다. 이때 자연 치아는 미세 구조의 특성에 의해 파절에 저항하는 힘을 발휘하지 못하고 주로 외부를 감싸고 있는 비교적 파절저항이 높은 전부도재관이 파절에 저항함으로해서 변연 형태가 영향을 주는 것으로 보여진다.

임상에서 삭제량을 줄인 전부도재관의 예후에 대한 더 정확한 예측을 위해 본 실험에서는 자연치를 이용하여 치아형성을 시행한 후 파절강도를 측정하였으나, 지대치 형태의 표준화된 형성 방법과 구강내 환경과 비슷한 하중 및 피로조건의 부여 등이 고려되고, 변연의 두께를 달리하여 제작된 IPS-Empress 도재관의 심미성에 대한 연구가 수행되어야 할 것으로 여겨진다. 이러한 연구들이 함께 병행된다면 치아의 삭제량을 줄이면서도 적절한 강도와 심미성을 갖는 IPS Empress 도재관의 제작이 가능하리라 생각된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 전부도재관에서 일반적으로 추천되는 1.0㎜폭의 rounded shoulder finish line에 대한 0.5㎜폭의 chamfer finish line의 파절 저항성을 알아보기 위하여 IPS Empress 도재관을 제작하고 파절강도를 측정하였다. 상악제1소구치에서 0.5㎜폭의 chamfer 변연과 1.0㎜폭의 rounded shoulder 변연을 갖도록 치아를 형성하였고, 각각의 치아의 인상을 채득하여 IPS Empress 도재관을 제작하고 레진 시멘트를 이용하여 합착한 후, 만능시험기 상에서 도재관의 교합면에 하중을 가해 파절강도를 측정하였다.

또한 삼차원 유한요소법을 이용하여 finish line의 종류와 교합력 작용에 따른 변연부위와 교합면의 응력분포에 대하여 연구한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Finish line에 따른 전부도재관의 파절강도 실험에서 rounded shoulder의 평균파절하중(842N)은 chamfer의 평균파절하중(590N)보다 높게 나타났다.($p<0.05$).
2. 삼차원유한요소법에 의한 전부도재관의 응력분포는 금속다이와 자연치아 모델 모두에서 finish line에 따른 차이를 보이지 않았다.
3. 교합면의 협,설측 교합사면에 하중을 가했을 때에는 일반적으로 하중 작용점과 교합면의 중심구에 응력이 집중되는 양상을 보였다.
4. 설측교두의 교합사면에만 하중을 가하였을 때에는 하중작용점과 함께 설측 변연에 응력이 집중되는 양상이 나타났다.

REFERENCES

1. Southan DE, Jorgensen KD. Faulty porcelain jacket crowns. Aust Dent J 1973;18:152-156.
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;65:388-391.
4. Ching CL, O'Brien WJ. Strength of magnesia-core crown with different body porcelain. Int J Prosthodont 1993;6:60-64.
5. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992;5:409-414.
6. 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.
7. Claus H. Das Hi-Ceram Verfahren metallfreie Kronen auf einem Keramikgerust. Dent Labor 1987;35:479.
8. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Conn, January, 1988.
9. Beham G. IPS-Empress: A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent report 1990;6:1-13.
10. Schwickerrath H. Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik ein innovativer dentalkelamischer Werkstoff. Dent Labor 1989;37:1597.
11. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J Periodont Rest Dent 1984;2:32-45.
12. Dicor laboratory manual, Dentsply Inc., York., PA, 1987.
13. Machert JR Jr, Russel C. Leucite crystallization of a

heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont 1996;9:261.
14. Kelly JR, Giordano R, Pobir R, Michael J. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430-440.
15. 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 Prosthet Dent 1993;21:117-121.
16. 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.
17. 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;3:159-168.
18. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994;7:329-338.
19. Eden GT, Kacic JM. Dicor crown strength improvement due to bonding. J Dent Res 1987;66:207, abstr No. 801.
20. Grossman DG, Nelson JW. The bonded Dicor crown. J Dent Res 1987;66:206, abstr No. 800.
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. Malone WFP, Koth DL. Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 8th., Ishiyaku EuroAmerica Inc., 1989.
27. Dicor: Clinical Procedures Manual, Dentply Inc., York., PA,, 1984.
28. Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration. J Prosthet Dent 1987;57:674-685.
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. Dérand T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlay. Dent. Mater 1991;7:21-24.
32. Peyton FA, Mahler DB, Hershenov B. Physical properties of dentin. J Dent Res 1952;31:369-370.
33. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three dimentional finite element model. J Dent Res 1983;62:82-86.
34. Seghi RR, Denry IL, Rosential SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Dent Prosthet 1995;74:145-150.
35. Faihurst CW, Lockwood PE, Rigle RD, Twiggs SW: Fatigue parameter of a model feldspathic porcelain. J Int Res 1993;72:573.
36. Myers ML, Ergle JW, Faihurst CW, Rigle RD: Effect of stressing rate and environmenr on fracture strength of porcelain. J Dent Res 1993;72:575.
37. Smith GA, Wilson NHF: The surface finish of trimmed porcelain. Br Dent J 1981;151:222.
38. Scherrer SS, Rijk WG. Factors in the fracture resistance of posterior all ceramic crowns(abstract). J Dent Res 1991;70:434.
39. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. Ⅰ.Theoretical considerations. Quintessence Int 1985;16:135-141.
40. Sozio RB, Riley EJ. Shrink free ceramic. Dent Clin North Am 1985;29:705-717.
41. IPS-Empress manual. Ivoclar, Schann, Liechtenstein.
42. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1988;59:12.
43. 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.
44. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. J Prosthet Dent 1991;66:426.
45. Sjögren G, Bergman M. Relationship between comparessive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown. Swed Dent J 1987;11:147-150.
46. 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.
47. Jensen ME, Sheth JJ, Tolliver D. Etched-porcelain resin-bonded full-veneer crowns: in vitro fracture resistance. Compend Contin Educ Dent 1989;10:336-346.

48. Duffin JL, Bales DJ, Johnson GH. Fracture resistance of castable ceramic crowns(abstract). J Dent Res 1989;68:235.
49. Hsu CS, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain(abstract). J Dent Res 1985;64:296.
50. McInnes-Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R, Pappold A. Luting castable ceramic restorations- a bond strength study(abstract) J Dent Res 1987;66:245.
51. Deboever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. J Prosth Dent 1978;40:326-333.
52. Kawamura Y. Oral physiology. Kyoto, Japan, Nagamatsu Shoten, 1966;212-227.
53. Köber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor Zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor 1983;31:55-60.
54. Wal JG, Reisbick MH. Johnston WM. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. Int J Prostohodont 1992;5:441-446.
55. 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. Korean Acad Prosthodont 1994;32:484-500.
56. 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.
57. 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.
58. 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.
59. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res 1987;66:1493-1498.
60. 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.
61. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. J Dent Res 1974;54:255-261.
62. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three dimentional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. J Biomechanics 1990;23:1157-1166.