

IPS Empress 도재관의 파절강도 : 상악제1소구치에서 교합면 두께와 측면 경사도에 따른 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

동진근 · 오상천 · 김상돈

I. 서 론

치과 수복물을 위한 치아 형성은 일반적으로 치질의 보존, 유지 및 저항, 구조적 견고성, 변연의 완전성, 치주조직의 보존 등의 원칙에 따라 행해진다¹⁾. 그러나 이러한 치아형성의 원칙은 주로 주조 수복물을 위한 것으로 최근 임상에서 성공적으로 사용되고 있는 전부도재관의 경우에는 레진 시멘트를 사용하여 치아와 일체화시킴으로써 주조 수복물과는 다른 생역학적인 현상을 보이므로 치아형성을 위한 원칙이 재고되어야 한다고 본다.

치과용 도재는 1886년 Land²⁾에 의해 도재 인레이와 도재관의 제작법이 소개된 이래 치관 수복재료로서 이용되기 시작했으며 금합금에 도재를 용착시켜 강도와 심미성을 함께 얻을 수 있는 금속 도재관 제작법이 널리 적용되고 있으나, 금속 코어와 불투명 도재가 빛의 투과를 차단하여 자연치와 유사한 투명도를 얻는데는 어려움이 있었다³⁾. 1965년에는 알루미늄 코어를 적용하여 강도를 높인 도재관이 소개되어 전치부 심미 수복재료로써 많이 이용되었으나 제작 과정이 복잡하고 강도가 충분히 높지 않아 적용 범위가 제한적이었다⁴⁾. 1984년 코닝사에 의해 개발된 Dicor 도재관은 납형을 매몰하고 주조 과정을 거쳐 도재관을 제작하므로 외형부여가 용이하고 변연 적합성이 우수한 장점을 갖고 있으나 강도가 충분치 못하며 심미성의 부여가 용이하지 않은 문제점이 있

었다^{5,6)}. 그 후, 내화성 모형 상에서 도재를 직접 축조 및 소성하는 Hi-Ceram⁷⁾과 Optec HSP⁸⁾ 그리고 In-Ceram⁹⁾이 소개되었는데 In-Ceram은 slip-casting 방법을 이용하여 알루미늄 코어를 제작하는 방법으로 강도가 탁월하여 도재 만으로도 전치부 고정성 국소의치의 제작이 가능하게 되었다.

1990년 Ivoclar 회사에 의하여 소개된 IPS Empress system은 결정화된 도재를 가열 및 가압(heat-press)하여 수복물을 제작하므로 제작이 용이하고 변연 적합성이 우수하다¹⁰⁾. 또한 도재 ingot의 색조를 각 환자의 치아 색에 맞추어 선택할 수 있기 때문에 색조의 재현성이 우수하고 제작과정 중 백류석 결정과 glass의 서로 다른 열팽창 계수에 의해 도재의 강도가 증가하는 특성을 보여 전치부는 물론이고 구치부의 도재관 제작에도 적용시킬 수 있는 강도를 갖고 있다¹¹⁾.

도재관의 강도는 주로 도재의 종류 및 도재관 제작 방법, 치아 형성방법과 치아와 도재관의 접착방법에 영향을 받는다¹²⁻¹⁹⁾. 특히 치아 형성 과정에서 강도에 영향을 주는 요소는 교합면과 측면의 삭제량, 측면의 경사도 그리고 변연 형성방법 등이다. IPS Empress system에서는 전부도재관을 위한 치아 형성방법으로 교합면 삭제량은 1.5mm, 측면 경사각은 10°, 변연은 1mm 폭의 rounded soulder를 추천하고 있다²⁰⁾.

Friedlander 등¹⁵⁾은 변연 형성방법과 측면 경사도가

이 논문은 1997년도 원광대학교의 교비지원에 의해서 연구됨

Dicor 도재관의 파절강도에 미치는 영향에 대한 연구에서 1.2mm 폭의 shoulder 변연과 10°의 측면 경사도에서 가장 높은 파절강도를 얻었다고 보고하였다. 김 등²¹⁾은 IPS Empress system을 이용한 도재관의 변연 형태에 따른 파절 강도를 연구하고 rounded shoulder의 파절강도가 가장 높게 나타났음을 보고하였다.

그러나 교합면 두께와 측면 경사도가 전부도재관의 강도에 미치는 영향에 관한 연구는 흔치 않으며 더욱이 IPS Empress system에서 교합면 두께와 측면 경사도에 따른 강도에 관한 연구는 아직 보고된 바가 없다.

따라서 본 연구는 치아형성 방법이 도재관의 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 도재관 제작법 중 최근 개발되어 임상에서 널리 사용되고 있는 IPS Empress system을 이용하여 교합면 두께와 측면 경사도를 달리한 도재관을 제작하고 파절강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속 다이 제작

기본 모형 제작을 위해 경질 레진치 (상악 좌측 제 1소구치, Columbia Co., USA)를 이용하여 치아형성을 하였는데 교합면은 guiding groove를 형성한 후 사면에 따라 1.5mm의 두께가 되도록 균일하게 삭제했고, 측면 경사각은 4°가 되게 하였으며 변연은 1.0mm폭의 rounded shoulder로 형성하여 백아법랑 경계의 1mm 상방에 위치시켰다.

실리콘 인상재(Exaflex, GC, Japan)와 다이 제작용 레진(Epoxy Die, Ivoclar, Liechtenstein)을 이용하여 기본 모형을 복제하고 교합면은 각각 2.0mm, 2.5mm, 측면은 각각 8°, 12°가 되도록 추가로 삭제하여 모두 9개의 주모형을 제작하였다.

이상의 방법으로 제작된 각각의 주모형을 인상 채득하고 납형을 얻어 니켈 크롬 합금(Rexillum III, Concilon dental materials, instrument & equipments, USA)으로 각 군당 10개씩 총 90개의 실험용 금속 다이를 제작하였다.

2. IPS Empress 도재관 제작

도재관의 제작을 위하여 실험용 금속 다이로부터 실리콘 인상재와 초경석고를 이용하여 석고모형을 제작하였다. 석고모형에 die-spacer를 제조회사의 지시에 따라 바르고 왁스(Green inlay casting wax, hard-type, Kerr, USA)로 납형을 제작하였는데, 납형이 동일한 외형과 두께를 갖도록 인상재를 이용하여 mold를 만들고 연화된 왁스를부어 납형을 복제하였다. 복제된 납형은 매몰링 기저부에 위치시켰는데, 이때 납형 간의 거리는 3mm 이상, 매몰링(paper ring)과 납형과의 거리는 10mm, 왁스 주입선의 직경은 3mm, 길이는 10mm가 되도록 하였고 납형의 교합면과 주입선이 이루는 각도는 45°가 되도록 하였다.

매몰재의 혼합 방법은 IPS Empress 매몰재 액과 증류수 그리고 매몰재 분말의 비율이 30ml : 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 ceramic ingot 그리고 alox plunger를 소환로에 넣고 실온에서부터 시작하여 분당 5℃씩 온도를 높여 250℃에서 30분간 계류시키고 다시 온도를 높여 850℃에서 90분간 계류시켰다. press furnace(IPS Empress EP500 press furnace, Ivoclar, Liechtenstein)에서 staining법을 위한 프로그램을 선택하여 700℃까지 예열을 시행한 후 IPS Empress ceramic ingot(O1)과 alox plunger를 매몰체에 넣고 press furnace 중앙에 위치시킨 후 가열 및 가압 과정을 시행하였다.

가압 과정이 끝난 매몰체를 furnace내에서 꺼내 실온까지 식힌 후, 50μm의 glass bead(Shofu Co., Japan)를 이용하여 펜 블라스터로 매몰재를 제거하였다. 도재관의 외형을 다듬은 후, 1회의 staining 과정과 2번의 glazing 과정을 거쳐 IPS Empress 도재관을 완성하였다.

3. IPS Empress 도재관과 금속 다이의 합착

제작된 도재관은 각각의 금속 모형과 복합 레진 시멘트(Bistite resin cement, Tokuyama Soda Co.

Table 1. Fracture strength and statistical significance according to the occlusal depth and axial inclination (Unit : Newton)

Occlusal depth	Axial inclination	Mean	SD
2.5mm	12°	630	147
2.5mm	4°	621	126
2.5mm	8°	608	82
2.0mm	12°	559	108
2.0mm	8°	502	114
1.5mm	12°	487	131
1.5mm	8°	464	157
2.0mm	4°	463	85
1.5mm	4°	378	89

Vertical lines connected values that are not significantly different at $P < 0.05$.

LTD., Japan)를 사용하여 합착하였다. 합착에 앞서 도재관의 내면을 IPS Empress etchant를 이용하여 1분간 산 부식시키고, 증류수내에서 초음파 세척기로 수세를 시행하였으며 금속모형의 피착면은 샌드 블라스터로 표면 처리하였다. 동일한 양의 레진 시멘트 A와 B를 제조회사의 지시대로 혼합하여 도재관 내면과 금속모형에 골고루 바르고 압접한 후 여분의 시멘트를 붓으로 제거하였다. 일정한 힘을 가하기 위하여 10kg의 정하중기를 사용하였으며, 레진 시멘트의 경화를 위해 15초 동안 광중합을 시행하였고 접착이 완료된 도재관은 37°C의 증류수에 24시간 보관하였다.

4. 파절강도 측정

준비된 시편은 만능시험기(Zwick 1456 41, Zwick, Germany)를 사용하여 강도를 측정하였다. 치아의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 jig를 제작하여 금속모형을 넣고, 반경이 5mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 도재관의 기능 교두인 설측 교두의 협측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1mm로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다.

파절강도는 만능시험기와 연결된 컴퓨터를 이용하여 측정하였으며 측정치는 SPSS program을 이용하여 통계 처리하였다.

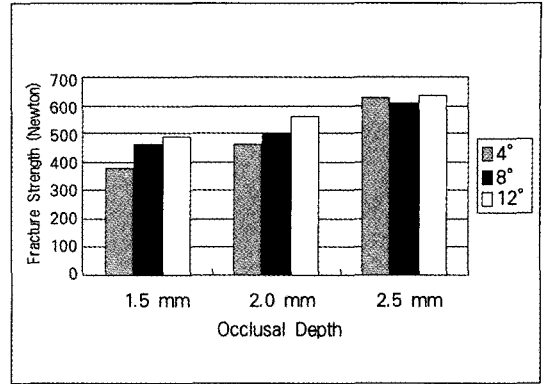


Fig. 1. Fracture strength of IPS Empress crown according to the occlusal depth and axial inclination.

Ⅲ. 연구성적

1. 파절강도

IPS Empress 도재관의 파절강도는 교합면 두께 2.5mm, 측면 경사도 12°인 경우가 630N으로 가장 높게 나타났으며, 교합면 두께 1.5mm, 측면 경사도 4°인 경우가 378N으로 가장 낮게 나타났다(Table 1, Fig. 1). 통계학적으로 교합면 두께가 같은 실험군 간에서는 측면 경사도에 따른 파절강도의 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$).

2. 파절 양상

IPS Empress 도재관의 파절 양상은 교합면 두께의 차이에 관계없이 유사한 형태로 하중이 가해진 설측 교두의 협측 경사면 중앙부위 직하방으로 수직적인 파절선이 나타났고, 도재관의 파절은 변연 부위까지 일어났으며 파절선을 중심으로 도재관 파절편이 금속모형에서 분리되었다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

도재관이 치아 수복물로서 기능을 발휘하기 위해서는 교합력에 견딜 수 있는 적절한 강도를 지녀야 한다. 근래에 개발된 대부분의 도재관 재료 및 제작 방법은 이러한 치아의 교합력을 견딜 수 있는 충분

한 강도를 지녔으며, 심미적이고 제작 과정이 간단한 방법으로 개발되어 임상에서 좋은 결과를 얻고 있다²²⁾.

aluminous reinforced porcelain jacket crown이나 Hi-ceram 등은 고강도 알루미늄이나 유리 속에 분산시켜 도재를 강화시키고 Dicor ceramic은 유리를 주조한 후에 열처리 과정을 통한 결정화로 도재를 강화시키고 In-ceram은 저 용점의 유리를 높은 온도에서 소결된 알루미늄이나 코아에 침적시켜 도재를 강화한다⁷⁻⁹⁾. 본 연구에서 사용한 IPS Epress는 도재를 강화시킬 목적으로 백류석이 사용되는데, Dong 등은 IPS Epress 도재는 가열 및 가압 과정에서 굽힘 강도가 증가되고 staining 과정과 glazing 과정에서도 도재의 강도가 추가로 증가된다고 보고하였다¹⁰⁾. 위의 과정에서 얻어지는 부가적인 강도의 증가는 glass와 crystal의 서로 다른 열팽창 계수에 기인하는 것으로 보여진다¹¹⁾.

도재관 파절의 원인에 대하여 Kelly 등²³⁾은 내면의 특정 부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작 과정의 오류로 인하여 도재관 내면에 결함부위가 발생되어 일어나는 것으로 분석하였으며, Anusavice²⁴⁾도 도재관의 기공이 있는 곳이나 결합 부위에 응력이 집중된다고 하였다. 따라서 성공적인 도재관의 제작을 위해서는 응력의 집중을 줄이고 결함이 없도록 해야 하겠지만 올바른 치아 형성과 강도가 높은 도재의 선택 그리고 적절한 합착재의 선택과 사용도 중요하다.

치아 형성 방법이 도재관의 강도에 영향을 주는 요소로는 교합면과 측면의 삭제량, 측면 경사도, 그리고 변연의 형태 등을 들 수 있겠다. 전부 도재관을 위한 치아 형성법은 각 제품에 따라 차이가 있으나 일반적으로 측면 경사도는 6°에서 8°, 변연 형태는 shoulder나 rounded shoulder를 추천하고 있으며 교합면의 삭제량에 있어서는 Céraparl crown (Kyocera, San Diego, USA)은 2.0mm, Dicor crown과 Cerestore crown (Johnson & Johnson Dental Products, East Windsor, USA)은 1.5mm에서 2.0mm를 추천하고 있으며 IPS Epress는 1.5mm를 추천하고 있다^{6,20,25,26)}.

본 연구에서는 상악 제 1대구치에서 교합면 삭제량을 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm, 그리고 측면 경사도는 각각 4°, 8°, 12° 등 모두 9개의 실험군을 설정하

고 IPS Epress 도재관을 제작하여 비교하므로써 IPS Epress 도재관 제작에 있어서 가장 적합한 치아 형성법을 알아보고자 하였다.

김 등²¹⁾은 IPS Epress system을 이용한 도재관의 변연 형태에 따른 파절 강도를 연구하고 rounded shoulder가 484N으로 가장 높게 나타났고, bevel이 357N, rounded shoulder with bevel이 341N, shoulder with bevel이 300N, shoulder가 280N, 그리고 bevel with groove가 275N으로 가장 낮게 나타났음을 보고하였다.

본 연구의 결과에서 교합면 두께 2.5mm, 측면 경사도 12°인 경우가 630N으로 가장 높게 나타났고 교합면 두께 1.5mm, 측면 경사도 4°인 경우가 378N으로 가장 낮게 나타났다. 이와 같이 교합면 두께와 측면 경사도의 증가에 따라 도재관의 강도가 높아진다는 사실은 충분히 예상되는 결과이다. 그러나 도재관의 교합면의 두께가 두꺼워지고 측면 경사도가 증가함에 따라 강도는 증가하지만 그에 따라 치아의 삭제량이 많아지는 것을 간과해서는 안될 것이다. 치아 삭제량이 많아지면 치수에 대한 위해성이 커지고 유지력이 저하된다. 따라서 성공적인 도재관 제작을 위해서는 해당 치아의 대합치와의 최대 교합력, 사용될 도재의 강도, 치수의 크기 등을 고려한 치아 형성이 중요하다고 하겠다.

일반적으로 치아의 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라 다르게 나타나는데 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 견치에서는 208N, 전치에서는 155N으로 나타난다²⁷⁾. 본 연구 대상인 상악 제 1소구치의 경우에는 모든 실험군에서 378N 이상의 파절 하중을 나타내어 모든 경우에서 파절의 위험성 없이 사용이 가능하다고 할 수 있겠다. 그러나 치수에 대한 위해성과 유지력의 면을 고려하여 치질 삭제가 적고 충분한 유지력을 얻을 수 있는 치아 형성법을 택해 치아 및 보철물의 수명을 연장해야 할 것이다. 이러한 관점에서 볼 때 상악 제 1소구치의 치아 형성에 있어서 교합면 두께는 1.5mm, 측면 경사도는 4°일 경우에도 파절의 위험은 없다고 사료된다.

본 연구에서 교합면 두께가 같은 실험군 간에서는 통계학적으로 측면 경사도에 따른 파절강도의 차이를 보이지 않았으나 측면 경사도가 같다 하더라도 교합면의 두께가 다른 경우에는 파절 강도의 차이를

보였다. 이와 같은 실험 결과는 강도를 증가시키기 위해서는 측면 경사도를 증가시키는 것보다는 교합면의 두께를 증가시키는 쪽이 도움이 된다는 사실을 시사한다고 할 수 있다.

본 연구에서는 도재관의 기능 교두인 설측 교두의 협측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였는데 이러한 실험 설계는 저작 시 기능 교두의 내측 사면에 주 하중이 가해지는 것을 염두에 둔 것이다. 이와 같은 실험조건에서 도재관의 파절양상은 하중이 가해진 설측 교두의 협측 경사면 중앙부위 직하방으로 수직적인 파절선이 나타났다. 이러한 파절 양상은 하중이 가해진 부위에 압축 응력이 형성됨에 따라 하방의 금속 다이를 지점으로 하여 교합면의 중심과 하중점 사이에 인장 응력이 형성되어 파절에 이르는 것으로 사료된다.

합착재의 종류는 도재관의 강도에 영향을 준다. Grossman과 Nelson¹⁹⁾은 도재관과 치아의 접촉 시 광중합이나 자가중합형 레진 시멘트를 이용하여 도재관 내면을 산부식 시키고 silane처리를 시행하면 좀 더 높은 강도를 얻을 수 있다고 하였다. 이러한 접착 방법이 강도를 증가시키는 원인은 산부식과정에서 도재 내면에 생긴 결합부위의 굴곡을 넓게 하여 응력의 분산을 도모하고, silane bonding agent와 레진 시멘트가 결합부위를 감싸는 피막을 형성하여 응력을 줄이고 저작 시 내면의 결합부위를 따라 일어나는 도재관의 변형을 감소시키기 때문이다²⁰⁾. 본 연구에서는 이와 같은 점을 감안하여 합착재로서 Bistite resin cement를 사용하였다.

본 연구는 금속 시편을 이용하여 전부도재관의 파절강도를 알아보았다. 치질은 금속과 탄성계수가 다르므로 실제 자연 치아에서는 다른 결과가 나올 수 있겠으나 본 연구의 결과가 IPS Empress 도재관의 임상 활용에 도움을 줄 수 있을 것으로 생각한다.

본 연구는 상악 제 1대구치를 대상으로 치아 형성 방법이 IPS Empress 도재관의 파절강도에 미치는 영향을 알아보았으나, 치아에 따라 형성 방법이 다르고 교합력도 차이가 나므로 향후 다른 부위의 치아를 대상으로 연구한다면 성공적인 도재관 제작을 위하여 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 교합면 형성방법이 도재관의 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 IPS Empress system을 이용하여 교합면 삭제량과 측면 경사도를 달리한 도재관을 제작하고 파절강도를 측정하였다. 교합면의 두께는 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm, 그리고 측면 경사도는 각각 4°, 8°, 12° 등 모두 9개 군의 실험군을 설정하였다. 금속 다이를 제작하고 IPS Empress 도재관을 제작한 후 레진 시멘트를 이용하여 합착하고 만능시험기 상에서 치아장축이 30° 경사지게 하여 도재관의 기능 교두인 설측 교두의 협측 경사면 중앙 부위에 하중을 가해 파절강도를 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. IPS Empress 도재관의 파절강도는 교합면 두께 2.5mm, 측면 경사도 12°인 경우가 630N으로 가장 높게 나타났으며, 교합면 두께 1.5mm, 측면 경사도 4°인 경우가 378N으로 가장 낮게 나타났다. 통계학적으로 교합면 두께가 같은 실험군 간에서는 측면 경사도에 따른 파절강도의 차이를 보이지 않았다.
2. 도재관의 파절 양상은 변연 형태의 종류와 관계 없이 하중이 가해진 설측 교두의 협측 경사면 중앙부위에서 치아장축으로 수직적인 파절상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi
2. Land CH: A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. Independent Practitioner, 7:407, 1886.
3. Wohlwend A, Scharer P: The empress technique. Quintessenz Zahntech. 16:966, 1990.
4. Mclean JF, Mumford G, Dykema RW: Modern practice in dental ceramics. W. B. Saunders Co. 35, 1967.
5. Adair PJ, Grossman DG: The castable ceramic crown. Int J Periodont Rest Dent. 2:33, 1984.

6. Dicor laboratory manual. Densply international, York., Pa, 1987.
7. Claus H: Das Hi-Ceram-Verfahren-metall-freere Kronen auf einem Keramikgerust. Dent Labor. 35:479, 1987.
8. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentro Inc, Wallingford, Conn, January, 1988
9. Schwickerrath H: Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramiken innovativer dentalkeramischer Werkstoff. Dent Labor. 37:1597, 1989.
10. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P: Heat-pressed ceramics : Technology and strength. Int J Prosthodont. 5:9, 1992.
11. Machert JR Jr, Russel C: Leucite crystallization of a heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont. 9:261, 1996.
12. Kelly JR, Giordano R, Pobir R, Michael J: Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont. 3:430, 1990.
13. 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. 21:117, 1993.
14. Doyle MG, Goodacre CJ, Andres CJ: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crown: Part 3. Int J Prosthodont. 3:327, 1990.
15. 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. 3:159, 1990.
16. Yoshinari M, Derand T: Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 7:329, 1994.
17. Shinohara N, Minesaki Y, Mukoyoshi N, Moriyama, Jimi T: The effect of the cementing material on the strength of the all-ceramic crown. J JPN Prosthodont S. 33:416, 1989.
18. Eden GT, Kacic JM: Dicor crown strength improvement due to bonding. J Dent Res. 66:207, abstr No. 802, 1987
19. Grossman DG, Nelson JW: The bonded Dicor crown. J Dent Res. 66:206, abstr No. 800, 1987
20. Beham G: IPS-Empress: A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent report. 6:1, 1990.
21. 김현수, 주태훈, 오상천, 동진근: IPS Empress 도재관의 변연형태에 따른 파절강도에 관한 연구. 원광치의학 6(3) : 1-15, 1996.
22. Probst L: Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 5:409, 1992.
23. Kelly JR, Giordana R, Prober R, Gima MJ: Fracture surface analysis of dental ceramics: Clinically failed restorations. Int J Prosthodont. 3:430, 1990.
24. Anusavice KJ, Hojjatie B: Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effect of flaws and cement voids. Int J Prosthodont. 5: 351, 1992.
25. Hobo S, Iwata T: Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. 1. Theoretical considerations. Quintessence Int 16:135-141, 1985.
26. Sozio RB, Riley EJ: Shrink free ceramic. Dent Clin North Am 29:705-717, 1985.
27. Craig RG: Restorative dental materials, pp65, St Louis, CV Mosby, 1989.

ABSTRACT

FRACTURE STRENGTH OF THE IPS EMPRESS CROWN: THE EFFECT OF OCCLUSAL DEPTH AND AXIAL INCLINATION ON UPPER FIRST PREMOLAR CROWNS

Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Sang-Chun Oh, D.D.S., M.S.D. Ph.D.,
Sang-Don Kim, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to compare the fracture strength of the IPS Empress ceramic crown according to the occlusal depth (1.5mm, 2.0mm, 2.5mm) and axial inclination (4°, 8°, 12°) of the upper first premolar. After 10 metal dies were made for each group, the IPS Empress ceramic crowns were fabricated and each crown was cemented on each metal die with resin cement. The cemented crowns mounted on the testing jig were inclined 30 degrees and a universal testing machine was used to measure the fracture strength.

The results were :

1. The fracture strength of the ceramic crown with 2.5mm depth and 12° inclination was the highest (630N). Crowns of 1.5mm depth and 4° inclination had the lowest strength(378N). There were no significant differences of the fracture strength by axial inclination in same occlusal depth group.
2. The fracture mode of the crowns was similar. Most of fracture lines began at the loading area and extended through proximal surface perpendicular to the margin, irrespective of occlusal depth.

Key words : Axial inclination, Ceramic crown, Fracture strength, IPS Empress, Occlusal depth