IPS Empress 도재관의 파절강도: 하악 중절치에서 절단연 삭제량과 축면 경사도에 따른 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

남영성·김계순·정영찬·김유리·동진근

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

Young-Sung Nam, DDS, MSD, Kyea-Soon Kim, DDS, Young-Chan Jung, DDS, MSD,
Yu-Lee Kim, DDS, MSD, Jin-Keun Dong, DDS, MSD, Ph.D

Dept. 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 incisal depth (1.5㎜, 2.0㎜, 2.5㎜) and axial inclination (4°, 8°, 12°) of the lower central ncisor.

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 of this study were as follows : The fracture strength of the ceramic crown with 2.0㎜ depth and 12° inclination was the highest (648 N). Crowns of 1.5㎜ depth and 4° inclination had the lowest strength (482 N). There were no significant differences of the fracture strength by axial inclination in same incisal depth group. 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 incisal depth. There had correlation between fracture strength and fractured surface area.

IPS Empress 도재관의 파절강도: 하악 중절치에서 절단연 삭제량과 축면 경사도에 따른 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

남영성·김계순·정영찬·김유리·동진근

Ⅰ. 서 론

최근들어 새로운 도재 및 도재관 제작기술의 개발로 도재관의 물리적 성질과 심미성이 향상되고 있으며, 이는 심미성을 중요시 하는 환자의 욕구와 잘 부합되어 도재관의 이용이 날로 증가하고 있다.

치과용 도재는 1886년 Land[1]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 있었다.[2] 1965년에는 알루미나 코어를 적용하여 강도를 높인 도재관이 소개되어 전치부 심미 수복재료로써 많이 이용되었으나 제작 과정이 복잡하고 강도가 충분히 높지 않아 적용 범위가 제한적이었다.[3] 1984년 코닝사에 의해 개발된 Dicor 도재관은 납형을 매몰하고 주조과정을 거쳐 도재관을 제작하므로 외형부여가 용이하고 변연 적합성이 우수한 장점을 갖고 있으나 강도가 충분치 못하며 심미성의 부여가 용이하지 않은 문제점이 있었다.[4] 그 후, 내화성 모형 상에서 도재를 직접 축조 및 소성하는 Hi-Ceram[5]과 Optec HSP[6] 그리고 In-Ceram[7]이 소개되었는데 In-Ceram은 slip-casting 방법을 이용하여 알루미나 코아를 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 우수하다. 또한 도재 주괴의 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 있다.[8]

이와 같은 여러 가지 전부도재관중에서 IPS Empress system은 변연의 적합도나 심미성이 돋보이는 전부도재관 시스템 중 하나이다. 이 시스템은 납형을 제작하여 매몰, 소환한 후, 고온으로 가열된 가압소성로에서 가압 성형되는 왁스 소환법의 비교적 간편한 술식을 활용하고 있다.

전부도재관의 강도는 주로 도재의 종류 및 도재관 제작방법, 치아 형성방법과 치아와 도재관의 접착방법에 영향을 받는다.[9-16] 특히 치과의사에 의해서 이루어지는 치아 형성 과정에서 교합면과 축면의 삭제량, 축면의 경사도, 그리고 변연 형성방법이 도재의 강도에 영향을 미친다.

치과 수복물을 위한 치아 형성은 일반적으로 치질의 보존, 유지 및 저항, 구조적 견고성, 변연의 완전성, 치주조직의 보존 등의 원칙에 따라 행해진다. 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.

IPS Empress system에서는 전부도재관을 위한 치아 형성방법으로 교합면 삭제량은 1.5mm, 축면 경사각은 10°, 변연은 1mm 폭의 rounded soulder를 추천하고 있다.

Friedlander 등[17]은 변연 형성방법과 축면 경사도가 Dicor 도재관의 파절강도에 미치는 영향에 대한 연구에서 1.2mm 폭의 shoulder 변연과 10°의 축면 경사도에서 가장 높은 파절강도를 얻었다고 보고하였다. 김 등[18]은 IPS Empress system을 이용한 도재관의 변연 형태에 따른 파절 강도를 연구하고 rounded shoulder의 파절강도가 가장 높게 나타났음을 보고하였다.

Dong 등[19]은 상악 제1소구치에서 교합면 두께와 축면 경사도에 따른 IPS Empress 도재관의 파절강도에 대한 연구에서 교합면 두께 2.5 ㎜, 축면 경사도 12°인 경우가 630 N으로 가장 높았으며, 교합면 두께 1.5 ㎜, 축면 경사도 4°인 경우가 378 N으로 가장 낮음을 보고하였다. Choi 등[20]은 상악 제1대구치에서, Song 등[21]은 상악 중절치에서, Kim 등[22]은 하악 제2소구치에서, Kim 등[23]은 하악 제1대구치에서 교합면 두께와 축면 경사도가 IPS Empress 도재관의 파절 강도에 미치는 영향을 보고하였다.

이어서 본 연구는 IPS Empress 도재관의 하악 중절치에서의 치아형성 방법이 도재관의 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 하악 중절치의 절단연 삭제량과 축면 경사도를 달리한 도재관을 제작하고 파절 강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속 다이 제작

기본 모형 제작을 위해 경질 레진치아중 하악 우측 중절치(Columbia Co., USA)를 이용하여 치아형성을 하였는데 교합면은 유도구를 형성한 후 사면에 따라 1.5mm의 두께가 되도록 균일하게 삭제했고, 축면 경사각은 4°가 되게 하였으며 변연은 1.0mm폭의 rounded shoulder로 형성하여 백아-법랑 경계의 1mm 상방에 위치시켰다.

실리콘 인상재(Exaflex, GC, Japan)와 다이 제작용 레진(Epoxy Die, Ivoclar, Liechtenstein)을 이용하여 기본 모형을 복제하고 절단연 삭제 1.5mm, 2mm, 2.5mm, 축면경사 4°, 8°, 12°로 구분하여 각 군당 1개씩 모두 9개의 주모형을 제작하였다.

이상의 방법으로 제작된 각각의 주모형을 인상채득하고 납형을 얻어 니켈 크롬 합금(Rexillium 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 몰드(mold)를 만들고 연화된 왁스를 부어 납형을 복제하였다. 복제된 납형은 매몰 하였는데, 이때 납형 간의 거리는 3㎜ 이상, 매몰 링(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 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(ingot) 그리고 alox plunger를 소환로에 넣고 실온에서 부터 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 staining법을 위한 프로그램을 선택하여 700°C 까지 예열을 시행한 후 IPS Empress 세라믹 주괴(01, lvoclar, Liechtenstein)과 alox plunger를 매몰체에 넣고 열가압 소환로 중앙에 위치시킨 후 가열 및 가압 과정을 시행하였다.

가압 과정이 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 staining과정과 2회의 glazing과정을 거쳐 IPS Empress도재관을 완성하였다.

3. IPS Empress 도재관과 금속 다이의 합착

제작된 도재관은 각각의 금속 모형과 복합 레진 시멘트(Bistite resin cement, Tokuyama Soda Co. LTD., Japan)를 사용하여 합착하였다. 합착에 앞서 도재관의 내면을 IPS Empress etchant를 이용하여 1분간 산 부식시키고, 증류수내에서 초음파 세척기로 수세를 시행한후 건조하였다. 도재 내면은 silane 처리 하여 공기중에 건조하였으며 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℃의 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 설측이 위로 향하도록 금속다이를 넣고, 반경이 5mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 도재관의 절단연 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1mm로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다. 시편의 최대 파절강도는 만능시험기와 연결된 컴퓨터를 이용하여 측정하였으며 측정치는 SPSS program을 이용하여 통계 처리하였다.

5. 자료의 분석

측정결과는 SPSS program을 이용하여 이원 분산분석(Two-way ANOVA)를 실시하였다. 한편 도재와 같이 분산이 큰 파절강도의 다양성을 확률 통계적으로 분석하기 위하여 Weibull 분석을 실시했다. 동일 조건하에 결과를 크기 순으로 배열할 때 파절강도 σ인 재료가 이 응력하에서 파괴될 확률(Pf)은 다음과 같은 공식으로 계산되었다.

Table 1. Mean fracture strength and result of Weibull analysis according to the incisal reduction and axial inclination (Unit : Newton)

Axial inclination(°)	incisal reduction(㎜)	Mean	SD	m -value	σ_0
4	1.5	482.1	98.4	4.42	528
	2.0	485.3	109.7	4.32	531
	2.5	534.3	104.6	5.06	579
8	1.5	557.9	118.1	4.56	609
	2.0	493.4	82.0	5.89	530
	2.5	596.9	67.3	8.58	628
12	1.5	565.5	141.2	3.64	628
	2.0	648.7	143.7	4.11	713
	2.5	581.2	95.8	5.67	625

m : Weibull modulus σ_0 : Characteristic Strength(N)

$Pf = 1 - \exp [-(\sigma/\sigma_0)^m]$

m: Weibull계수, σ_0: 특성강도(Characteristic Strength)

이 공식을 lnln [1/(1-Pf)] 와 ln σ의 관계로 변환시킨 후, 파괴확률과 강도의 관계로 도시하였으며, 회귀분석에 의해 Weibull계수(m)와 특성강도값(σ_0)을 구하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 파절강도

IPS Empress 도재관의 파절강도는 절단연 삭제량 2.0mm, 축면경사도 12°인 경우가 648N으로 가장 높게 나타났으며, 절단연 삭제량 1.5mm, 축면 경사도 4°인 경우가 482N으로 가장 낮게 나타났다(Table 1, Fig. 1). 이원배치 분산 분석(Two-way ANOVA)을 시행한 결과 경사도는 파절강도에 영향을 주었으나 ($p<0.05$), 절단연 삭제량은 파절강도에 영향을 주지 않는 것으로나타났다($p>0.05$). 한편 파절강도에 미치는 두 인자의 상호작용의 유의성은 없었다 ($p>0.05$). 따라서 일정한 절단연 삭제량에서 축면경

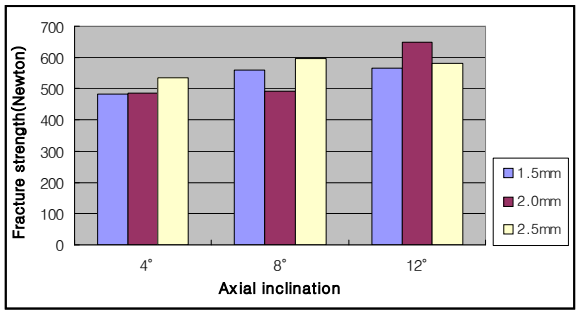
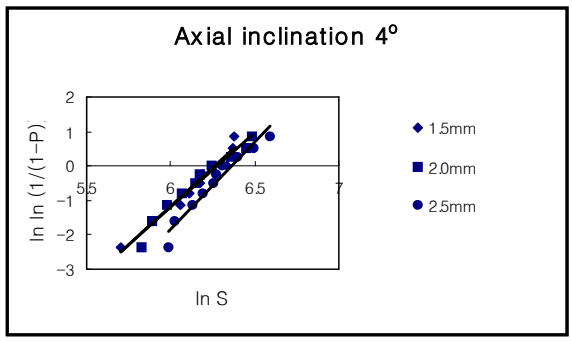
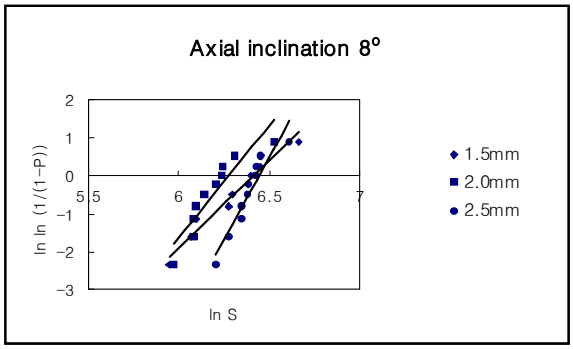


Fig. 1. Fracture strength of IPS Empress crown according to the incisal reduction and axial inclination.





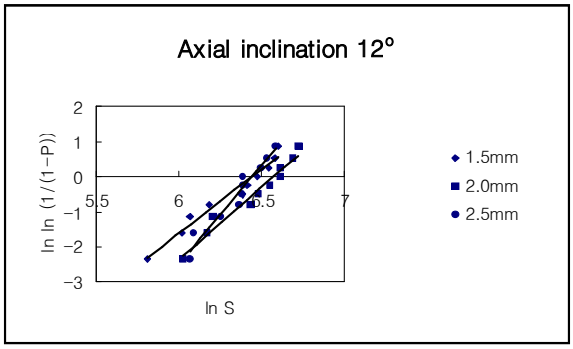


Fig. 2. Weibull plots of mean fracture strength according to the incisal reduction and axial inclination.

Table 2. Analysis of variance of fracture strength affected by axial inclination and incisal reduction

	Degrees of freedom	Sum of squares	Mean Square	F	P
Taper	2	143580.421	71790.210	6.004	.004
Thickness	2	21247.929	10623.964	.889	.415
Taper ×thickness	4	89649.299	22412.325	1.874	.123
Residual	81	968479.037			

사도는 Empress 치관의 파절강도에 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다(Table 2). 한편 Weibull 분석 결과 파절강도의 분포는 큰 차이를 보이지 않았다(Table 1, Fig. 2). 통계학적으로 절단연 삭제량이 같은 실험군 간에서는 축면 경사도에 따른 파절강도의 차이를 보이지 않았다($p>0.05$).

2. 파절 양상

IPS Empress 도재관의 파절 양상은 절단연 삭제량의 차이에 관계없이 유사한 형태로 하중이 가해진 절단연 중앙부위 직하방으로 수직적인 파절선이 나타났고, 도재관의 파절은 변연 부위까지 일어났으며 파절선을 중심으로 도재관 파절편이 금속모형에서 분리되었다. 파절편의 크기는 다양하게 나타났으며 파절 정도는 대부분이 완전파절되었다.

Ⅳ. 총괄 및 고찰

도재관이 치아 수복물로서 기능을 발휘하기 위해서는 교합력에 견딜 수 있는 적절한 강도를 지녀야 한다. 근래에 개발된 대부분의 도재관 재료 및 제작방법은 이러한 치아의 교합력을 견딜 수 있는 충분한 강도를 지녔으며, 심미적이고 제작 과정이 간단한 방법으로 개발되어 임상에서 좋은 결과를 얻고 있다.[24)]

IPS Empress[25-32)]는 금속관 제작방법과 같이 왁스를 소환하여 얻어진 치아 몰드 내로 높은 열로써 도재를 점액성으로 녹인 후 강한 압력으로 압출 성형시키는 열가압 제작법(heat-press technique)을 활용하게 된다. 즉 미리 납형을 원하는 형태로 만들어 이를 매몰하고 예열 시킨뒤, 미리 색상화 되어 있으면서 예열에 의해서 백류석(leucite)이 더욱 강화되는 주괴 형태의 도재를 녹여 EP500 소성로에서 열가압 시킨 후, 적절한 냉각을 거쳐 매몰재를 제거하고 내면과 외형을 다듬어서, 심미성과 형태가 우수한 수복물을 동시에 얻게 되는 간편한 술식이다. 이 시스템의 장점은 첫째, 주괴가 자연치와 유사한 투명도를 갖고, 각 개인의 상아질 색상에 맞게 색상화되어 있는 도재 코어를 사용하며, 반복 채색작업이 가능하기 때문에 심미성이 매우 우수한 점이고 둘째, 높은 압력으로 응축되므로 내부구조가 치밀해지고 기포가 적어 유리-도재계 보다 높은 굴곡 강도를 갖는다는 점이며 셋째, 미리 부분적으로 결정화된 주괴를 열가압 함으로써 소성으로 인한 수축이 최소화되고, 변연을 왁스로 직접 마무리하는 왁스 소환법을 이용함으로써 변연의 적합성이 우수한 점이다[33-35)] 또한 기본재료인 주괴와 glazing 재료가 자연치와 유사한 마모도를 보유하고 있으며 착색법을 활용할 경우, 도재 축성 대신에 전체적인 외형을 갖춘 납형을 만들어 왁스 소환법으로 얻게된 치아 몰드 내로 용융된 주괴를 주입시켜 적절한 형태의 수복물을 일시에 얻게 되므로 제작이 용이하다. 또한 백류석은 결정의 굴절률도 글라스와 비슷하여 포세린의 투명도에 적은 영향을 주어 치과용 세라믹스에 매우 유용한 광물이다.

다른 전부 도재관에 비하여 IPS Empress 도재관이 안정된 파절강도를 보이는데 이것은 압출법을 사용함으로써 기존의 축성 도재보다 도재 내 기포와 기공이 적게 형성되어 균열에 대한 저항력이 높아지게 되고, 임상에서 레진 시멘트로 자연치아에 합착되므로 파절의 기시부가 될 수 있는 피착면 내부 미세 균열이 시멘트로 채워지게 되어 치아에 기계적, 화학적 결합을 이루면서 최상의 임상 파절강도를 얻게 된다.

Dong 등[36)]은 열가압되는 동안에 세라믹의 강도가 증가되며 최종 수복물을 완성하기 위한 열처리 과정에서 강도가 더 증가된다고 보고하였다. 이러한 강도증가는 초기에 군상으로 모여있던 백류석 결정들이 열가압 과정을 통해서 유리기질 내로 넓게 분산됨으로써 가능했고, 이후에 열팽창계수가 낮은 유리기질 내에서 열팽창계수가 높은 백류석이 부가적인 열처리 과정에서 강화되어, 유리기질 내에서 접선방향의 높은 압축응력이 발생되고, 열팽창이 큰 백류석 결정상 안으로 방사상 인장응력이 형성되어 이차적으로 강도가 증가되는 것으로 추정하였다. 불균질의 기질구조를 가진 잉곳이 연화되어 좁은 주입선을 통해 압출되는 과정에서 유리기질 내에 백류석 결정이 고르게 분산되면 균열편향이 잦아지면서 파절을 위해 더 많은 에너지가 필요하게 되고,[37)] 몇차례의 열처리에 의해 증가 된 백류석 결정이 유리기질에 비해 상대적으로 더 높은 열팽창계수를 보유함으로 해서 냉각시 더욱 빨리 수축되므로 백류석 주변 기질에서 접선 방향의 압축

응력이 발생되고 이러한 압축응력은 균열에 대한 강한 저항력을 제공하게 된다.[38)]

Drummond와 King[39)]은 lithium disilicate가 포함된 도재와 leucite로 강화된 4개의 도재를 비교하였는데 lithium disilicate가 포함된 도재가 훨씬 높은 굴곡 강도와 fracture toughness를 나타냈다고 보고하였다. Chai와 Takahashi[40)]는 4가지 전부 도재관(In-Ceram, CEREC 2, IPS Empress, Procera)의 파절강도를 상악 중절치에서 비교하였는데 거의 비슷한 결과를 보였다고 보고하였다. Seghi와 Sorensen[41)]은 근래의 6가지 새로운 도재재료의 파절강도를 비교하였는데 기존의 장석도재에 비해 모든 새로운 도재재료에서 유의성있는 강도증가를 보인 것으로 보고하였다. 도재강도 증가는 내부 미세구조의 조절과 변화에 의해서 일어나는데, 주로 유리로 이루어진 장석도재와는 다른 미세구조를 보유하고 있어서 내부의 강화된 결정화 기질(crystalline matrix)로 인해 균열 편향의 꺾임이 더욱 잦아져 강도 증가가 일어나며 이러한 결정상(crystalline phase)의 양과 특성이 도재의 물리적, 시각적, 기계적 성질을 조절하는데 중요한 역할을 한다.

도재수복물의 물성을 개선하는 방법은 도재수복물의 설계시 응력집중과 인장응력을 최소화하는 방법과 도재를 강화하는 방법이 있다.[42-44)] 도재를 강화시키는 방법으로는 첫째 잔류압축응력을 이용하는 방법으로 이온교환의 방법, 열템퍼링, 그리고 열팽창계수의 부조화등이 있고, 둘째 균열진행의 저지방법으로 균열선단 상호작용(crack-tip interaction), 균열선단 보호화(crack-tip shielding), 균열가교화(crack bridging)등이 있으며, 이들은 도재의 제2선상에서 합체된 결정성 입자들이 균열파급을 저지하여 결국 파절강도의 증가를 가져오게 하는 것이다.[45,46)]

그러므로 IPS Empress 시스템은 제조회사에서 미리 소결시켜서 제작한 잉곳 내의 약 40 vol%의 결정들이 용융된 후 점액성 흐름으로 좁은 주입선을 통과하면서 발생되는 결정들의 재분산과 수복물의 완성을 위해 꼭 필요한 몇 차례 열처리를 통해 유리기질에 비해 열팽창률이 큰 약 1-5㎛의 백류석 결정들의 균일한 성장과 생성으로 재편성된 내부응력으로 높은 강도를 얻게 되며 이러한 수복물의 피착면을 엣칭하여 예리한 균열을 둔화시키고 또한 그 균열을 레진시멘트로 메우어 자연치에 긴밀하게 합착함으로써 안정된 최대강도를 얻게 된다. Hőland와 Schweiger[47)]는 최근에 나온 IPS Empress2와 IPS Empress의 미세구조와 성질을 비교하였는데 IPS Empress2는 유리기질 내에 lithium disilicate 결정이 박혀있어서 결정화 정도가 높아서 IPS Empress보다 기계적 성질들이 향상되었다고 보고하였다. 이와같은 이유로해서 IPS Empress2는 3 unit bridge까지 제작이 가능하다고 사료된다.

임상적으로 도재의 강도는 올바른 치아 형성과 강도가 높은 도재의 선택, 적절한 합착재의 선택과 사용, 그리고 교합력이 중요한 요소로 작용한다.

도재관 파절의 구조적 원인은 도재관에 생긴 기공에 의한 것으로 밝혀졌는데, 도재관에 생긴 기공과 도재관 파절과의 관계에 대하여 Anusavice와 Hojatie[48)]는 도재관의 기공이 있는 곳이나 결함 부위에 응력이 집중된다고 하였다. Kelly 등[49)]은 도재관 파절의 원인에 대하여 내면의 특정 부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작과정의 오류로 인하여 도재관 내면에 결함부위가 발생되어 일어나는 것으로 분석하였으며, 따라서 성공적인 도재관의 제작을 위해서는 응력의 집중을 줄이고 결함이 없도록 해야 한다.

치아 형성 방법이 도재관의 강도에 영향을 주는 요소로는 교합면과 축면의 삭제량, 축면 경사도, 그리고 변연의 형태 등을 들 수 있겠다. 전부 도재관을 위한 치아 형성법은 각 제품에 따라 차이가 있으나 일반적으로 축면 경사도는 6°에서 8°, 변연 형태는 shoulder나 rounded shoulder를 추천하고 있으며 교합면의 삭제량에 있어서는 Cerapearl 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 Empress는 1.5mm를 추천하였다.[13,50-52)]

본 연구에서는 하악 중절치에서 절단연 삭제량을 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm, 그리고 축면 경사도는 각각 4°, 8°, 12°등 모두 9개의 실험군을 설정하고 IPS Empress 도재관을 제작하여 비교하므로써 IPS Empress 도재관 제작에 있어서 가장 적합한 치아 형성법을 알아보고자 하였다.

Friedlander 등[17)]은 Dicor crown에서 1.2mm shoulder finish line, sharp axiogingival line angle, 그

리고 10°of total occlusal convergence의 경우가 0.8mm chamfer finish line 보다 높은 파절강도를 갖는다고 하였고, 10°의 occlusal convergence나 20°의 occlusal convergence의 경우 파절강도의 차이가 높게 나타나지 않는다고 보고하였다. 김 등[18]은 IPS Empress 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.

축면의 삭제량에 있어서 Cerestore crown은 1.0mm에서 1.5mm의 삭제를 추천하고 있고 Cerapearl crown은 1.2mm를 추천하고 있다.[53,54] Rodriguese 등[55]은 Dicor crown의 축면을 1.5mm 삭제한 경우와 1.0mm 삭제한 경우를 비교하고 파절강도의 차이가 없었다고 보고하였다.

본 연구의 결과에서 절단연 두께 2.0mm, 축면 경사도 12°인 경우가 648N으로 가장 높게 나타났고 절단연 두께 1.5mm, 축면 경사도 4°인 경우가 482N으로 가장 낮게 나타났다. 이와 같이 절단연 두께와 축면 경사도의 증가에 따라 도재관의 강도가 높아진다는 사실은 충분히 예상되는 결과이다. 그러나 도재관의 교합면의 두께가 두꺼워지고 축면 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.

도재관의 파절강도는 힘이 가해지는 방향에 따라 차이가 있는데 전치부 도재관의 치관 장축에 수직 방향으로 하중을 가한 경우 staining 제작법을 통해 제작된 IPS Empress 도재관의 파절강도는 814N, layering 제작법으로 제작된 경우는 750N이었고 In-ceram 도재관은 964N이었으며,[24] 도재관을 경사지게 놓고 힘을 가한 경우는 파절강도가 낮게 나타났다.[56] 소구치부 도재관의 경우 치관 장축이 10°의 경사각을 갖도록하여 파절강도를 측정한 결과 IPS Empress 도재관은 891N, In-ceram 도재관(0.5㎜ core)은 1060N이었다.[57]

일반적으로 치아의 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라 다르게 나타나는데 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 견치에서는 208N, 전치에서는 155N으로 나타난다.[58] 본 연구 대상인 하악 중절치의 경우에서는 모든 실험군에서 155N 이상의 파절하중을 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 하악 중절치의 치아 형성에 있어서 절단연 두께는 1.5mm, 축면 경사도는 4°일 경우에도 파절의 위험은 없다고 사료된다.

Yoshinari와 Derand[57]는 전부도재관의 파절강도와 접착용 시멘트와의 관계에 관한 연구에서 레진시멘트, 징크포스페이트시멘트, 글래스아이오노머시멘트를 사용하여 각각 접착하였을 때 레진시멘트가 가장 높은 강도를 나타내었다고 보고 하였다. Mclnnes-Ledoux등[59]은 Dicor와 식각된 상아질 사이의 결합강도는 레진시멘트가 글래스아이오노머 시멘트보다 약 2배 정도 더 크게 나타난다고 하였다. Doering등[60]은 이러한 현상이 강력한 dentin bonding agent와 복합 레진 시멘트가 교합하중으로 인한 응력을 전부도재관내에 축적되게 하지않고 그 대신 전부도재관과 접촉하는 치아면으로 잘 분산시키기 때문이라고 하였다. Grossman과 Nelson[61]은 도재관과 치아의 접착 시 광중합이나 자가중합형 레진 시멘트를 이용하여 도재관 내면을 산부식 시키고 silane처리를 시행하면 좀 더 높은 강도를 얻을 수 있다고 하였다. 이러한 접착방법이 강도를 증가시키는 원인은 산부식과정에서 도재 내면에 생긴 결함부위의 굴곡을 넓게 하여 응력의 분산을 도모하고, silane bonding agent와 레진 시멘트가 결함부위를 감싸는 피막을 형성하여 응력을 줄이고 저작 시 내면의 결함부위를 따라 일어나는 도재관의 변형을 감소시키기 때문이다.[62] 광중합에 의해 활성화되는 레진 시멘트는 광중합이 되려면 세라믹을 통과해야 되므로 2㎜ 이상 되는 수복물을 합착할 때는 적절한 광중합이 이루어지기가 힘들기 때문에 자가중합형 레진 시멘트나 dual- cure 시멘트를 사용해야 한다. 레진시멘트의 또 다른 장점은 징크포스페이트 시멘트나 글래스아이오노머시멘트등의 시멘트보다

빛의 투과성을 가지고 있어서 훨씬 심미적이다. 본 연구에서는 이와 같은 점을 감안하여 도재관 내면을 산부식시키고 silane 처리후 합착재로서 Bistite resin cement를 사용하였다.

본 연구에서 파절 양상을 관찰하여 보면 하중이 가해진 절단연 중앙부위에서부터 치아장축으로 수직적인 파절양상을 보였다. 절단연 두께나 축면 경사도에 상관없이 IPS Empress 도재관이 금속다이에서 완전 탈락되어서 파절되었다. 파절편은 여러 작은 조각으로 나뉘어져서 분류가 어려웠다. 이같은 이유는 IPS Empress 도재관의 크기가 매우 작아서 하중을 분산기키기가 어려워서 발생했던 것 같다.

Kelly[63]는 실험실에서 파괴된 시편과 실제 임상에서의 파절된 시편의 파절 양상이 다른 것을 관찰하고 임상실패를 재현할 수 있는 새로운 시험절차를 제시하였다. 여기에는 세라믹 크라운들을 단순히 가압하여 파절시키는 종래의 실험방법대신 구강내에서 일어나는 세라믹스의 파괴양상을 최대한 재현하기 위하여, 접촉응력을 고려한 압자의 크기, 자연치에서의 응력전달양상을 모방할 수 있는 물성을 지닌 복제치아 모형재료, 접착용 시멘트, 실제 저작에 따른 가압조건 및 세라믹의 응력부식 등 여러 가지 사항을 고려한다. 세라믹스와 같은 취성재료의 기계적 성질은 시편의 형상, 크기 또는 표면처리상태(grinding, polishing, glazing) 에 영향을 받는다. 본 연구는 구강내의 환경과 같은 조건을 만들기 위한 침수실험은 하지 않았고, 금속 시편을 이용하여 전부도재관의 파절강도를 알아보았다. 그러나 실제 구강환경에서는 치아는 타액에 항상 침수된 상태이고, 치질은 금속과 탄성계수가 다르므로 실제 자연치아에서는 다른 결과가 나올 수 있겠으나 본 연구의 결과가 IPS Empress 도재관의 임상 활용에 도움을 줄 수 있을 것으로 생각한다.

이상에서 언급한 바와같이 본 연구는 하악 중절치를 대상으로 치아 형성 방법이 IPS Empress 도재관의 파절강도에 미치는 영향에 대해 실험한 논문이다. 연구 결과에 의하면 파절강도가 가장 낮게 측정된 절단연 삭제량 1.5 ㎜, 축면 경사도 4°의 경우에서도 482N 이므로 IPS Empress 도재관의 하악 전치부 임상적용에 별 무리가 없으리라 사료된다. 그러나 치질은 금속과 탄성계수가 다르므로 실제 자연치아에서는 다른 결과가 나올 수 있겠으나 앞으로 더 적은 치질 삭제량으로 충분한 강도와 심미성을 나타낼 수 있는 재료에 대해서 연구 한다면 치아보존 측면에 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 치아 형성 방법이 도재관의 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 IPS Empress system을 이용하여 절단연 삭제량과 축면 경사도를 달리한 도재관을 제작하고 파절강도를 측정하였다. 절단연의 삭제량은 1.5mm, 2.0mm, 2.5mm, 그리고 축면 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 절단연 중앙 부위 설측에서 하중을 가해 파절강도를 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. IPS Empress 도재관의 파절강도는 절단연 두께 2.0㎜, 축면 경사도 12°인 경우가 648 N으로 높게 나타났으며, 절단연 두께 1.5㎜, 축면경사도 4°인 경우가 482 N으로 낮게 나타났다
2. 통계학적으로 경사도는 파절강도에 영향을 주었으나($p<0.05$), 절단연 삭제량은 파절강도에 영향을 주지 않았다($p>0.05$).
3. IPS Empress 도재관의 파절 양상은 절단연 두께나 축면 경사도에 상관없이 하중이 가해진 절단연 중앙부위에서 치아 장축으로 수직적인 파절상을 보였다.

REFERENCES

1. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. Independent Practitoner 1886;7:407-408.
2. Wohlwend A, Scharer P. The empress technique. Quintessenz Zahntech 1990;16: 966-978.
3. McLean JW, Hughes H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1966;119:251-254.
4. 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.
5. Vita Zahnfabrik. Vita Hi-Ceram working instruction. Bad Sackingen, Germany, 1988.
6. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/pentro Inc, Wallingford, Conn, January, 1988.
7. Clause H. Vita In-Ceram a new system for producing aluminum oxide crown and bridge substructures. Quintessenz Zahntech 1990;16: 35-46
8. Beham G. IPS-Empress. A new ceramic technology. Ivoclar- Vivadent report 1990;6: 1-13.
9. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-89.
10. Chan C, Weber H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study. J Prosthet Dent 1986; 56:666-671.
11. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 1993; 21:47-51.
12. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns, PartⅡ. J Prosthet Dent 1991;65:388-391.
13. Machert JR, Russel C. Leucite crystallization of a heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont 1996;9:261-265.
14. Kelly JR, Giordano R, Pobir R, Michael J. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430-433.
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;3:327-331.
17. 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;3:159-164.
18. Kim HS, Ju TH, Oh SC, Dong JK. A study on the fracture strength of the IPS-Empress ceramin crown according to margin type. J Korean Acad Prosthodont 1997;35:296-307.
19. Dong JK, Oh SC, Kim SD. Fracture strength of the IPS Empress crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on upper first premolar crowns. J Korean Acad Prosthodont 1999; 37:127-133.
20. Choi TR, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on upper first molar. J Korean Acad Prosthodont 2001;39:171-183.
21. Song BK, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on upper central incisor. J Korean Acad Stomato Function and occlusion 2000;16: 237-244.
22. Kim HJ, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on lower second premolar. J Korean Acad Prosthodont 2002; 40:441-450.
23. Kim SH, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on lower first molar. Wonkwang Dent J 2002.
24. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992;5:409-414.
25. Luthy H, Dong JK, Wohlwend A, Scharer P. Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993;103:1257-1260.
26. Heinenberg BJ. IPS-Empress mit neuer keramik technologie. Quintessenz Zahntech 1991;17:475-479.
27. Lehnner CR, Scharer P. All -ceramic crowns. Current Opinion in Dentistry. 1992;2:45-47.
28. IPS-Empress manual. Ivoclar Com., Schann, Liechtenstein.
29. Richards MW, Kelly JR. Indentation-strength of unpressed and pressed Empress disk. abstr J Dent Res 1994;74:159.
30. Mackert JR, Russel CM. Leucite crystallization during Empress proessing. abstr J Dent Res 1995;74:166.
31. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrunk G, Zaimoglu A. The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. J Oral Rehabi- litation 1996;23:257-261.
32. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallitation during processing of a heatpressed dental ceramic. Int J Prosthodont 1996;9:261-265.
33. Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5years. Quintessense int 1992; 23:181-186.
34. Sorensen JA, Fanuscu MI, Choi C, Mifo W. Status of clinical trial on Empress crown. J Dent Res 1995;74:159-162.
35. Tidehag P, Gunne J. A 2-year clinical follow-up study of IPS-Empress ceramic inlay. Int J Prosthodont

1995;8:456-460.
36. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics : Technology and strength. Int J Prosthodont 1992;5:9-16.
37. Oh SC, Choi DG, Woo YH, Choi BB. A study on the flexure strength and microstructure of IPS Empress ceramics according to the sprue types. Kyunghee Dent J 1997;19:391-418.
38. Mutobe Y, Maruyama T, Kataoka S. In harmony with nature. Esthetic restoration of a nonvital tooth with IPS-Empress all-ceramic material. QDT 1977;83-85.
39. Drummond JL, King TJ. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dental Materials 2000;16:226-233.
40. Chai J, Takahashi Y. Probability of Fracture of All-Ceramic Crowns. Int J Prosthodont 2000;13:420-424.
41. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural stength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995;8: 239-246.
42. 김병훈 외 9명. 세라믹스 총론. 반도출판사 1987.
43. 이준근. 세라믹의 기계적 특성. 반도출판사 1994.
44. 김경남 외 6명. 치과재료학. 군자출판사 1995.
45. Green DJ. Microcracking mechanisms in ceramics. In. Bradt RC, Evans AG, Lange FF, Hasselman DP(eds), Fracture Mechanics of ceramics. Vol.5. New York. plenum press. 1983;457-478.
46. Green DJ, Hannink RH, Swain MV. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton FL. CRC Press. 1989;57-91.
47. Höland W, Schweiger S. A Comparison of the Microstrure and Properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress Glass-Ce ramics. J Biomed Mater Res 2000;53(4): 297-303.
48. Anusavice KJ, Hojatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effect of flaws and cement voids. Int J Prosthodont 1992;5: 351-354.
49. Kelly JR, Giordana R, Prober R, Gima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: Clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430-434.
50. Dicor laboratory manual. Densply international, York., Pa, 1987.
51. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocom- patible restorative material. 1. Teoretical considerations. Quintessence Int 1985;16:135-141.
52. Sozio RB, Riley EJ. Shrink free ceramic. Dent Clin North Am 1985;29:705-717.
53. Iijima H, Hakamazuka Y, Ito S, Hata Y. Clinical application and evaluation of Olympus Castable Ceramics(OCC). abstr No.142 J Dent Res 1991;70:757.
54. Sozio RB, Riley EJ. Shrink free ceramic. Dent Clin North Am 1985;29:705-717.
55. Rodrigues A, Nathanson D, Goldstein R. Fracture resistance of different porcelain crowns system in vitro. IADR abstr No.1311 J Dent Res(special issue) 1987;66:270.
56. Schwickerath H. Was der Zahntechniker beachten solte Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz. Dent Labor 1992; 40:1501.
57. Yoshinari M, Derand T: Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994;7: 329-332.
58. Craig RG. Restorative dental materials, St Louis, CV Mosby, 1989. 59. McInnes- Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R, Pappold A. Luting castable ceramic restorations-a bond strength study. abstr J Dent Res 1987;66:245.
60. Doering J, Jensen ME, Sheth J, Tolliver D, Chan D. Fracture resistance of resinbonded etched-porcelain full veneer crowns. abstr J Dent Res 1987;66:207.
61. Grossman DG, Nelson JW. The bonded Dicor crown. abstr No.800 J Dent Res 1987;66:206.
62. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Prasad A. Properties of a new dental porcelain strength. Dent Mater 1992;8: 203-207
63. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prothet Dent 1999;81(6): 652-661.