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

원광대학교 치과대학 치과보철학교실, 치과생체재료학교실*

송병권·이해형*·동진근

Fracture strength of the IPS Empress crown :The effect of incisal reduction and axial inclination on upper central incisor

Song, Byung-Kwen, D.D.S., M.S.D., Hae-Hyoung Lee, D.D.S., Ph.D.*, Jin-Keun Dong, D.D.S., M.S.D., Ph.D

Dept. of Prosthodontics and Dept. of Dental Biomaterials*, 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(2.0㎜, 2.5㎜, 3.0㎜) and axial inclination(4°, 8°, 12°) of the upper central incisor. 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 2.5㎜ depth and 8° inclination was the highest(965N). Crowns of 2.0㎜ depth and 4° inclination had the lowest strength(713N).
   There were no significant differences of the fracture strength by axial inclination in same incisal 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 incisal depth. There had correlation between fracture strength and fractured surface area.

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

원광대학교 치과대학 치과보철학교실, 치과생체재료학교실*

송병권·이해형*·동진근

Ⅰ. 서 론

심미성이 요구되는 부위의 수복을 위하여 자연치아와 유사한 빛의 투과도를 갖는 전부도재관은 우선적으로 고려될 수 있다. 그러나 전부도재관들은 파절에 대한 취약성이 크기 때문에[1,2] 심미적인 장점에도 불구하고, 임상에서의 활용이 위축되어 왔으며, 이를 극복하기 위한 노력이 꾸준히 계속되어 왔다.

1886년 Land[3]에 의해 도재 인레이와 도재관의 제작법이 소개된 이래 치관 수복재료로서 도재가 이용되기 시작했으며 금합금에 도재를 용착시켜 강도와 심미성을 함께 얻을 수 있는 금속 도재관 제작법이 널리 적용되고 있으나, 금속코어와 불투명 도재가 빛의 투과를 차단하여 자연치와 유사한 투명도를 얻는데 어려움이 있었다.[4] 이러한 단점을 보완하기 위해 도재만을 이용한 방법들이 소개되기 시작하였는데 1965년 McLean과 Hughes[5]는 알루미나 도재 코아를 이용한 방법을 소개하였고 이들은 전통적인 장석 도재 대신에 알루미나 도재를 사용하였다. 1977년 Adair[6]는 유리 도재를 수복재료로 사용할 수 있다고 제안하였으며 1984년에 Grossman과 함께 주조성 유리도재계(castable glass ceramic system)[7-8]인 Dicor를 개발하였다. 그리고 1988년 Jeneric/Pentro회사는 도재를 내화모형재 위에서 직접 축성하는 내화 모형계(refractory die system)[9-10]인 Optec Hsp[11]를 개발하였고, 1988년 Sadoum[12]은 유리침투 도재계(glass- infiltration ceramic system)인 In-ceram을 소개하였다.

이 방법들 중 주조성 유리도재계는 전통적인 왁스소환법으로 내화성 몰드에 용융도재를 주조하여 제작하기 때문에 불투명 도재를 사용하지 않는 장점이 있으나 용해된 유리가 세라믹으로 전환되는 과정(ceramming)에서 부가적인 수축이 일어나 적합도를 떨어뜨리고 여러 번에 걸친 착색제의 사용으로 자연감을 떨어뜨리는 문제점이 있고[13], 내화성 모형계는 내화 모형재 위에서 도재를 직접 축성하여 소성하기 때문에 특수한 장비가 필요하지 않지만 소성 이후 내화 모형재와 인접하는 도재의 표면에 기공이나 미세결함이 형성되어 파절의 원인이 되는 단점이 있다[14]. 또한 유리침투 도재계는 강도가 높아 가공의치에도 사용될 수 있음을 시사하였으나 강도 증가를 위해 보강된 알루미나가 투명도를 떨어뜨려 심미적인 문제를 야기하며 또한 제작시간이 길다는 단점이 있다[15].

1983년 Zürich 치과대학에서 개발되어 Ivoclar (Schann, Liechtestein)사에 의해 상품화된 IPS Empress는 다양한 색조의 결정화된 ingot를 녹여 열가압 과정을 통해 성형하는 방법으로, 제작이 간편하고 변형이 적은 왁스 소환법을 기초로 하고 있다. 이 방법은 자연치와 유사한 투명도와 마모도를 지니며, 형태의 재현성이 좋고 변연적합도가 우수하며, 또한 채색과정에서 각 환자의 상아질 색상에 맞는 레진다이가 다양한 색상으로 이루어져 있기 때문에 색조재현이 우수하고 복합 레진시멘트를 접착제로 사용할 경우 강도가 우수하다[16-20].

치과 수복물을 위한 치아형성은 일반적으로 치질

의 보존, 유지 및 저항, 구조적 견고성, 변연의 완전성, 치주조직의 보존 등의 원칙에 따라 행해진다[21]. 전부도재관의 파절 강도는 주로 도재의 종류 및 도재관 제작방법, 치아 형성방법과 치아와 도재관의 접착방법에 영향을 받는다[21-29]. 치과의사가 임상에서 전부도재관을 위한 치아 형성시 파절강도의 증가를 위하여 다른 주조 수복물과는 다른 치아 형성 원칙을 고려해야 된다. 전부도재관의 경우에는 레진시멘트를 사용하여 치아와 일체화시킴으로써 주조금관이나 금속도재관관는 다른 생역학적 현상을 보인다.

IPS Empress system에서는 전부 도재관을 위한 치아 형성 방법으로 교합면 삭제량은 1.5㎜, 전치부 절단연 삭제량은 2㎜, 축면 경사각은 10°, 변연은 1㎜ 폭의 rounded shoulder를 추천하고 있다[17].

치아형성 방법이 전부도재관의 파절강도에 끼치는 영향에 대하여 Friedlander 등[25]은 변연 형성 방법과 축면 경사도가 Dicor 도재관의 파절강도에 미치는 영향에 대한 연구에서 1.2㎜ 폭의 shoulder 변연과 10°의 축면 경사도에서 가장 높은 파절강도를 얻었다고 보고하였다. 또한 김 등[30]은 IPS Empress system을 이용한 도재관의 변연형태에 따른 파절강도를 연구하고 rounded shoulder의 파절강도가 가장 높게 나타났음을 보고하였다. 그리고 동 등[31]은 상악 제 1 소구치에서 교합면 두께와 축면 경사도에 따른 파절강도에 대한 연구에서 교합면 두께가 2.5㎜, 축면 경사도가 12°인 경우에 가장 높은 파절강도를 얻었다고 보고하였다.

본 연구는 상악 제 1 중절치에서 치아형성 방법이 도재관의 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 도재관 제작법중 최근 개발되어 임상에서 널리 사용되고 있는 IPS Empress system을 이용하여 상악 중절치의 절단연 삭제량과 축면 경사도를 달리한 도재관을 제작하고 파절강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속다이제작

기본 모형 제작을 위해 경질레진치(상악 우측 중절치, Columbia Co., USA)를 이용하여 치아형성을 하였는데 절단연은 guiding groove를 형성한 후 사면에 따라 2.0㎜의 두께가 되도록 균일하게 삭제했고, 축면 경사각은 milling machine(PFG 200, Cendres & Metaux SA, Switzerland)을 사용하여 4°가 되게 하였으며 변연은 1.0㎜ 폭의 rounded shoulder로 형성하여 백악-법랑경계의 1㎜ 상방에 위치시켰다.

실리콘 인상재(Exaflex, GC, Japan)와 다이제작용 레진(Epoxy Die, Ivoclar, Liechtenstein)을 이용하여 기본 모형을 복제하고 절단연은 각각 2.5㎜, 3.0㎜, 축면은 각각 8°, 12°가 되도록 milling machine을 사용하여 추가로 삭제하여 모두 9개의 주모형을 제작하였다.

이상의 방법으로 제작된 각각의 주모형을 인상채득하고 납형을 얻어 니켈 크롬 합금(Rexillium Ⅲ, Concilon dental materials, instrument & equipment, USA)으로 각 군당 10개씩 모두 90개의 실험용 금속다이를 제작하였다.

2. IPS Empress 도재관 제작

도재관의 제작을 위하여 실험용 금속다이로부터 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 왁스를 부어 납형을 복제하였다. 복제된 납형은 매몰링 기저부에 위치시켰는데, 이때 납형간의 거리는 3㎜ 이상, 매몰링(paper ring)과 납형과의 거리는 10㎜, 왁스 주입선의 직경은 3㎜, 길이는 10㎜가 되도록 하였고 주입선은납형의 절단연과 치아장축이 평행하게 부착하였다. 매몰재의 혼합방법은 IPS Empress 매몰재액과 증류수 그리고 매몰재 분말의 비율이 30㎖:12㎖:200g이 되도록 정확한 양을 계측하여 진공혼합법으로 60초간 혼합하고 매몰링 하단부터 매몰재를 채웠다. 매몰재가 완전히 경화된후 매몰링 기저부와 매몰링을 제거하고 매몰체의 기저부를 다듬었다. 매몰체와 ceramic ingot 그리고 alox plunger를 소환로에 넣고 실온에서부터 시작하여 분당 50℃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 시행한후 IPS Empress ceramic ingot (O1)과 alox plunger를 매몰체에 넣고 press furnace 중앙에 위치시킨후 가열 및 가압과정을 시행하였다.

가압과정이 끝난 매몰체를 furnace내에서 꺼내 실온까지 식힌후, 50㎛의 glass bead(Shofu Co., Japan)를 이용하여 펜 블라스터로 매몰재를 제거하였다. 도재관의 외형을 다음은 후, 1회의 staining과정과 2번의 glazing 과정을 거쳐 IPS Empress 도재관을 완성하였다.

3. IPS Empress 도재관과 금속다이의 합착

제작된 도재관과 각각의 금속모형은 복합 레진 시멘트(Bistite resin cement, Tokuyama Co., Japan)를 사용하여 합착하였다. 합착에 앞서 도재관의 내면을 IPS Empress etchant를 이용하여 1분간 산 부식시키고, 증류수 내에서 초음파 세척기로 수세를 시행하였고 silane(Ceramic Primer, Tokuyama Co., Japan)을 도포하였으며 금속모형의 피착면은 샌드 블라스터를 이용하여 50㎛의 알루미나 입자로 표면처리하였다. 동일한 양의 레진 시멘트 A와 B를 제조회사의 지시대로 혼합하여 도재관 내면과 금속모형에 골고루 바르고 압접한 후 여분의 시멘트를 붓으로 제거하였다. 일정한 힘을 가하기 위하여 10㎏의 정하중기를 사용하였으며, 레진 시멘트의 경화를 위해 15초간 광중합을 시행하였고 접착이 완료된 도재관은 37℃의 증류수에서 24시간 보관하였다.

4. 파절강도 측정

준비된 시편은 만능 시험기(Zwick Z020, Zwick, Germany)를 사용하여 강도를 측정하였다. 치아의 장축이 30°경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 jig를 제작하여 설측이 위로 향하도록 금속다이를 넣고 반경이 5㎜인 반원형 봉형태를 지닌 금속기구를 이용하여 도재관의 절단연 중앙 부위에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험속도는 분당 1㎜로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다.

파절강도는 만능시험기와 연결된 컴퓨터를 이용하여 측정하였고 통계 처리하였다.

5. 파절 양상 관찰

파절된 시편은 육안으로 관찰하여 파절 면적의 크기에 따라 파절 면적이 25% 이하인 경우를 1, 25-50%인 경우를 2, 50-75%인 경우를 3, 75% 이상인 경우를 4로 지수화하여 각각의 시편의 파절강도와의 상관성을 비교하였다. 한편 파절면의 미세 관찰을 위하여 표면을 gold sputtering한 후 주사전자현미경 (SX-40, AKASHI, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 파절강도

IPS Empress 도재관의 파절강도는 절단연 삭제량 2.5㎜, 축면 경사도가 8°인 경우가 965N으로 가장 높게 나타났으며, 절단연 삭제량 2.0㎜, 축면경사도가 4°인 경우가 714N으로 가장 낮게 나타났다(Table 1, Fig. 1).

이원배치 분산분석(Two-way ANOVA)을 시행한 결과 절단연의 삭제량이 파절강도에 영향을 주는 것으로 나타났으나($P<0.05$), 경사도는 파절강도에 영향을 주지 않는 것으로 나타났다(Table 2).

Table 1. Mean fracture strength and standard deviation according to the incisal reduction and axial inclination (Unit : Newton)

Incisal reduction	Axial inclination	Mean	SD
2.5mm	8°	965	191
3.0mm	12°	913	155
3.0mm	4°	853	108
2.5mm	12°	833	140
2.5mm	4°	794	131
2.0mm	8°	791	204
3.0mm	8°	733	91
2.0mm	12°	722	207
2.0mm	4°	714	122

Vertical lines connected values are not statistically different at $p<0.05$ level (Fisher's PLSD test).

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

	Degree of freedom	Sum of squares	Mean square	F	P
Axial inclination	2	30557.180	15278.590	.631	.5349
Incisial reduction	2	234011.905	117005.952	4.830	.0105
Axial inclination x Incisal reduction	4	302065.800	75516.450	3.118	.0196
Residual	78	1889412.772	24223.241		

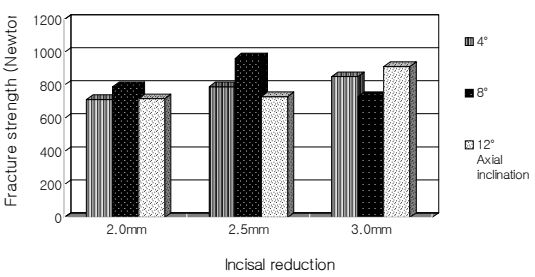


Fig. 1. Fracture strength of IPS Empress crown according to the incisal reduction and axial inclination.

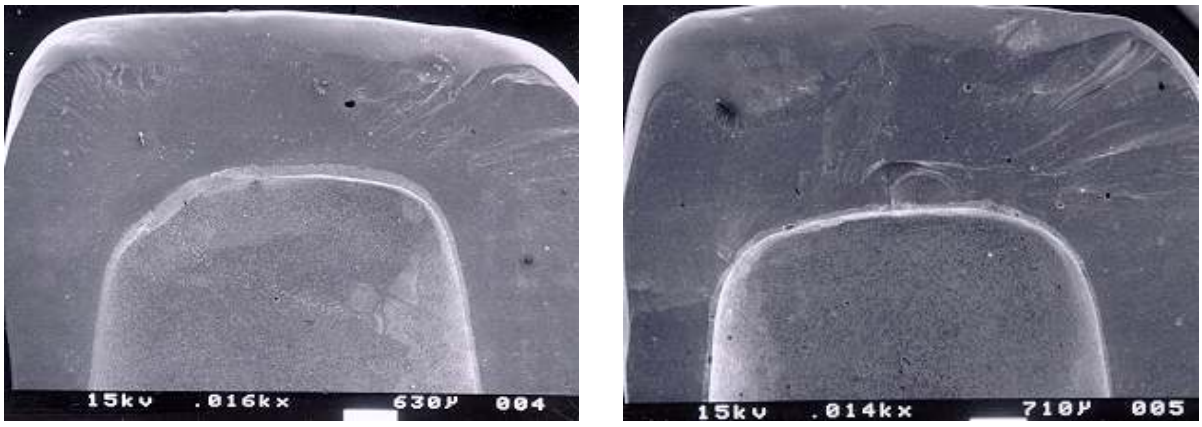
2. 파절 양상

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 주사전자현미경을 통한 미세관찰에서 파절은 일반적으로 절단연우각부에서 시작되었다(Fig. 2).

파절편의 크기가 다양하게 나타났는데 파절면적과 파절강도와의 상관관계를 알아본 결과 통계학적으로 유의한 상관성이 있었다(Spearman's correlation coefficients 0.83, $p<0.005$).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

도재는 자연치와 비슷한 광학적 특성 및 생체적 합성을 가지나 깨지기 쉬우며 낮은 파절강도 및 대합치의 마모를 유발할 수 있다. 치과용 수복에 이용되는 도재가 성공적으로 임상에 이용되기 위해서는 다음 기준 중 최소한 몇 가지를 만족시켜야 한다.



a b

Fig 2. SEM photograph of fractured surface of the IPS Empress crown
a: die side
b: fractured ceramic side

우선 구강내에서 발생되는 교합력에 견딜 수 있는 적절한 강도를 가져야 한다.[32] 즉, 저작이나 비기능 운동시 발생되는 반복되는 하중과 음식물에 의한 급속한 열적 변화가 항상 젖어 있는 수복물에 응력을 가하게 되므로 이에 견딜 수 있는 물성이 요구된다. 수복물은 변연 누출이나 2차 우식을 방지할 수 있도록 치질과의 적합성이 좋아야 한다. 심미성은 환자와 치과의사 모두에게 주된 관심사인데 이 때문에 심미적 수복재, 특히 도재의 임상 사용빈도가 급속히 확산되고 있다.

도재의 파절은 도재내부의 기포나 표면의 미세한 균열 등 흠집에서 시작되는 빠르고 연속적인 파절(propagation)에 의한다. 그러나 현실적으로는 이러한 흠집을 완벽하게 제거하기 어렵기 때문에 도재는 일반적으로 낮은 인장강도를 가지게 된다. 이러한 단점을 보강하기 위해 금속기질과 용착시킨다. 또 균열의 확장을 막기 위해 작은 crystal을 도재 구조물내에 첨가하거나 생성시키는 등 여러 가지 도재 강화기법을 이용한다.

Aluminous reinforced porcelain jacket crown인 Hi-ceram 등은 고강도 알루미나를 유리 속에 분산시켜 도재를 강화시키고 Dicor ceramic은 유리를 주조한 후에 열처리 과정을 통한 결정화로 도재를 강화시키고 In-ceram은 저융점의 유리를 높은 온도에서 소결된 알루미나 코아에 침적시켜 도재를 강화한다.[33,11,15]

본 연구에서 사용한 IPS Empress는 종래의 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.[16] 즉 미리 납형을 원하는 형태로 만들어 이를 매몰하고 예열시킨 뒤, 미리 색상화 되어 있으면서 예열에 의해서 백류석(leucite)이 더욱 강화되는 ingot 형태의 도재를 녹여 EP500 소성로에서 열가압시킨 후, 적절한 냉각을 거쳐 매몰재를 제거하고 내면과 외형을 다듬어서, 심미성과 형태가 우수한 수복물을 동시에 얻게 되는 간편한 술식이다. 이 시스템의 장점은 기본재료인 ingot이 자연치와 유사한 투명도를 갖고, 각 개인의 상아질 색상에 맞게 색상화되어 잇는 도재코어를 사용하며, 반복 채색작업이 가능하고, 치관 외형의 복제가 가능함으로써 심미성이 매우 우수한 점이고 높은 압력으로 응축되므로 내부구조가 치밀해지고 기포가 적어 유리-도재계 보다 높은 굴곡 강도를 갖는다는 점이며 미리 부분적으로 결정화된 ingot을 열가압함으로써 소성으로 인한 수축이 최소화되고, 변연을 왁스로 직접 마무리하는 왁스 소환법을 이용함으로써 변연의 적합성이 우수한 점이고 기본재료인 ingot과 glazing 재료가 자연치아와 유사한 마모도를 보유하고 있는 점이다.[34-36] 그리고 착색법을 활용할 경우, 도재 축성 대신에 전체적인 외형을 갖춘 납형을 만들어 왁스 소환법으로 얻게 된 치아 몰드 내로 용융된 ingot을 주입시켜 적절한 형태의 수복물을 일시에 얻게 되는 제작의 용이한 점 등으로 요약할 수 있다.

다른 전부도재관들과 비교하여 IPS Empress 도재관의 파절강도가 안정된 이유는 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 미세균열이 시멘트로 채워지게 되어 치아에 기계적, 화학적 결합을 이루면서 최상의 임상 파절강도를 얻게 된다.

내부에 결정상을 갖는 이질성 도재인 IPS Empress 시스템은 파절강도 증가가 두 단계로 진행되는데 첫째는 열가압하는 과정에서 일차로 증가되고, 최종 수복물 완성을 위해 필요한 열처리 과정에서 이차적으로 더욱 증가되는 과정을 거친다.

일차증가는 유리-도재계인 이 세라믹이 용융되어 중심이 바깥층 보다 빠른 흐름을 보이는 용융도재인 점액성 흐름현상과 갑자기 좁은 주입선을 통과하게 되는 기계적 섞임을 통해 기질 내에서 강화상으로 작용하는 내부 결정들이 더욱 고르게 분산되기 때문이다. 즉 백류석 결정이 유리 기질내에서 밀도가 높고 고루 분산될수록 균열이 이 부분을 통과할 때 결정을 더욱 자주 빗겨가게 됨으로 직선적으로 진행할 때보다 더 많은 에너지가 필요하게 되어 결국 이 도재를 파절시키기 위해서는 더 많은 힘이 필요하게 된다.

이러한 유리 기질 내에 결정들의 역할을 Seghi와 Sorensen 등[37]은 불화운모, 백류석, 알루미나 그리고 산화 지르코늄 등의 강화재를 함유한 최근에 소개된 수종의 유리-도재들의 강도 증가 기전에 대해서

내부의 강화된 결정화 기질(crystalline matrix)로 인해 균열 편향의 꺾임이 더욱 잦아져 강도 증가가 유도되며, 이런 결정상(crystalline phase)의 양과 특성은 도재의 물리적, 시각적, 기계적 성질을 조절하는 중요한 요인이 된다고 하였으며 이러한 결정성 입자들이 도재 내에서 균열 파급을 저지하여 파절에 대한 높은 저항을 갖게 되는 기전으로는 균열 선단 상호작용(crack-tip interaction), 균열 선단 보호화(crack-tip shielding), 균열 가교화(crack bridging) 등이 있는 것으로 설명하였다.[38-43)]

IPS Empress에서는 열처리 과정에서 증가되는 백류석이 금속-도재관과는 달리 오히려 강도 증가에 도움을 주게 된다. 즉 백류석이 증가되어 유리-도재 내부의 열팽창계수가 달라지면 이로 인해 내부에 응력이 형성되는데 이 응력이 한 상(phase)의 파괴응력 또는 계면의 결합력보다 높아 냉각되는 과정에서 이들을 서로 분리시키지만 않는다면 상대적으로 낮은 열팽창률을 보이는 유리기질 내에서 접선방향의 높은 압축응력이 발생되고, 열팽창이 큰 백류석 결정상 안으로 방사상 인장응력이 발생되어 이 도재를 이차적으로 증가시키는 중요한 역할을 담당하게 되는 것이다.[44)]

결과적으로 IPS Empress 시스템은 회사에서 미리 소결시킴으로써 형성된 ingot 내에 약 40vol.%의 결정들이 용융되어 점액성 흐름으로 좁은 주입선을 통과하면서 발생하는 결정들의 재분산, 수복물의 완성을 위해 꼭 필요한 몇 차례 열처리에 의해 유리기질에 비해 열팽창률이 큰 약 1-5㎛의 백류석 결정들의 균일한 성장과 생성으로 재편성된 내부응력, 그리고 이러한 수복물의 피착면을 엣칭하여 예리한 균열을 둔화시키고 또한 그 균열을 레진시멘트로 메꾸어 자연치에 긴밀하게 합착시킴으로써 안정된 최대강도를 얻게 된다.

성공적인 도재관의 제작을 위해서 중요한 요인중의 하나인 치아 형성시는 교합면과 축면의 삭제량, 축면 경사도 그리고 변연의 형태 등을 고려하여야 한다. 치아 형성법은 각 제품마다 차이가 있으나 일반적으로 축면 경사도는 6°에서 8°, 변연형태는 shoulder나 rounded shoulder를 추천하고 있으며 교합면의 삭제량은 cerapeal crown(Kyocera, San Diego, USA)은 3.0㎜, Dicor Crown과 cerestore crown (Johnson & Johnson Dental Products, East Windsor, USA)은 1.5㎜에서 2.0㎜를 추천하고 있으며 IPS Empress는 1.5㎜를 추천하고 있다.[6,17,45,46)]

합착재의 종류에 따라 도재관의 강도에 영향을 준다. Grossman과 Nelson[29)]은 도재관과 치아의 접착시 광중합이나 자가중합형 레진 시멘트를 이용하여 도재관 내면을 산부식시키고 silane 처리를 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 저작시 내면의 결함부위를 따라 일어나는 도재관의 변형을 감소시키기 때문이다.[47)]

도재관의 파절강도는 힘이 가해지는 방향에 따라 차이가 있는데 전치부 도재관의 치관 장축에 수직방향으로 하중을 가한 경우 staining 제작법을 통해 제작된 IPS Empress 도재관의 파절강도는 814N, layering 제작법으로 제작된 경우는 750N이었고 In-ceram 도재관은 964N이었으며, 도재관을 경사지게 놓고 힘을 가한 경우는 파절강도가 낮게 나타났다.[48)] 소구치부 도재관의 경우 치관 장축이 10°의 경사각을 갖도록하여 파절강도를 측정한 결과 IPS Empress 도재관은 891N, In-ceram 도재관(0.5㎜ core)은 1060N이었다.[18)] 동 등[31)]의 연구 결과에 의하면 상악 제 1 소구치에서의 IPS Empress 도재관의 파절강도는 교합면 두께 2.5㎜, 축면 경사도 12°인 경우가 630N으로 가장 높게 나타났으며, 교합면 두께 1.5㎜, 축면 경사도 4°인 경우가 378N으로 가장 낮게 나타났다.

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

교합면 두께와 축면 경사도가 증가함에 따라 강도가 증가하지만 이에 따라 치아 삭제량이 많아지므로 치수에 대한 위해성이 커지고 유지력 또한 저하된다. 따라서 해당 치아와 대합치아와의 최대 교합력, 사용될 도재의 강도, 치수의 크기 등을 고려한 치아 형성이 중요하다고 할 수 있다.

일반적으로 치아의 교합력은 40N이고 대합치와

의 최대 교합력은 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 견치에서는 208N , 전치에서는 155N 으로 나타난다.[49-52] 본 연구 결과에 의하면 파절강도가 가장 낮게 측정된 절단연 삭제량 1.5㎜, 축면 경사도 4°의 경우에서도 714N 이므로 IPS Empress 도재관의 전치부 임상적용에 별 무리가 없으리라 사료된다.

그러나 치질은 금속과 탄성계수가 다르므로 실제 자연치아에서는 다른 결과가 나올 수 있겠으나 본 연구의 결과가 IPS Empress 도재관의 임상활용에 도움을 줄 수 있는 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 2.0㎜, 2.5㎜, 3.0㎜, 그리고 축면 경사도는 각각 4°, 8°, 12° 등 모두 9개의 실험군을 설정하였다. 금속다이를 제작하고 IPS Empress 도재관을 제작한 후 레진 시멘트를 이용하여 합착하고 만능시험기상에서 치아 장축이 30° 경사지게 하여 도재관의 절단연 중앙 부위 설측에서 하중을 가해 파절강도를 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. IPS Empress 도재관의 파절강도는 절단연 두께 2.5㎜, 축면 경사도 8°인 경우가 965N으로 가장 높게 나타났으며, 절단연 두께 2.0㎜, 축면 경사도 4°인 경우가 714N으로 가장 낮게 나타났다. 통계학적으로 경사도는 파절강도에 영향을 주지 않았으나 절단연의 삭제량은 파절강도에 유의하게 영향을 주었다.
2. IPS Empress 도재관의 파절 양상은 하중이 가해진 절단연 중앙 부위에서 치아 장축으로 수직적인 파절상을 보였으며 파절면적과 파절강도간에는 상관성을 나타내었다.

참 고 문 헌

1. Southan, D.E., and Jorgensen, K.D. : faulty porcelain jacket crowns, Aust. Dent. J., 18:152-156, 1973.
2. Southan, D.E., and Jorgensen, K.D. : Faulty porcelain jacket crowns, Aust. Dent. J., 17:436-440, 1972.
3. Land CH : A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. Independent Practitioner, 7:407, 1886.
4. Wohlwend A, Scharer P : The empress teechnique. Quintessenz Zahntech. 16:966, 1990.
5. McLean JW, Hughes H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1996;119:251.
6. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J periodont Rest Dent 1984; 4:32.
7. Hobo S, Iwata T. Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. Theoretical considerations. Quintessence Int 1985;16:135.
8. Iijima H, Hakamazuka Y, Ito S, Hata Y. clinical application, evaluation of Olympus Castable Ceramics (occ), J Dent Res 1991;70:757.
9. Vita Zahnfabrik. Vita Hi-ceram Working Instructions Bad Sackingen Germany 1988.
10. Vintage manual. Shofu Co. Tokyo, Japan.
11. Optec Hsp laboratory technique manual. Jeneric / Pentro Inc Wallingford CN January 1988.
12. Sadoun M. All ceramic bridges with the slip casting technique. Presented at the 7th international symposium on ceramics, Paris, September, 1988.
13. Scharer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1988;59:543.
14. Mclean JW. Ceramics in clinical dentistring Br Dent J, 1988;187.
15. Schwickerrath H. Die In-Ceram Aluminiumoxied-Keramiker innovativer dentalkelamischer werkstoff. Dent Labor 1989;37:1597.
16. Dong JK, Luthy H, Wohelwend A, Scharer P. Heat-Pressed Ceramics : Technology and strength. Int J Prosthodont 1992;5:9.
17. Beham G. IPS-Empress ; A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent Report 1990;6:1.
18. Brodbeck U, Studer S, Lehner C. Six-year clinical experience with an all-ceramic restoration system. Dental-Labor, XLIII, 1995.
19. 유형우, 송창용, 배태성, 송광엽, 박찬웅. All ceramic crown용 도재의 굽힘 강도에 관한 비교연구. 대한치과보철학회지 1994;32:2.
20. 백승진, 양재호. 수종의 전부도재관의 파절강도에 관한 비교연구. 대한치과보철학회지 1995;33:4.
21. Shillingburg HT, Hobos, Whitsett LD, Jacobi

22. Kelly JR, Giordano R, Pobir R, Michael J : Fracture surface analysis of dental ceramics : clinically failed restorations. Int J Prosthodont. 3:430, 1990.
23. 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.
24. 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.
25. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moor BK : The effect of tooth preparation design on breaking strenth of Dicor crowns : Part 1. Int J Prosthodont. 3:159, 1990.
26. Yoshinari M, Derand T : Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 7:329, 1994.
27. 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.
28. Eden GT, Kacic JM : Dicor crown strength improvement due to bonding. J Dent Res. 66:207, abstr No. 802, 1987.
29. Grossman DG, Nelson JW : The bonded Dicor crown. J Dent Res. 66:206, abstr No. 800, 1987.
30. 김현수, 주태훈, 오상천, 동진근 : IPS Empress 도재관의 변연 형태에 따른 파절강도에 관한 연구. 원광치의학 6(3):1-15, 1996.
31. 동진근, 오상천, 김상돈 : IPS Empress 도재관의 파절강도 : 상악 제 1 소구치에서 교합면 두께가 축면 경사도에 따른 영향. 대한치과보철학회지, 1999 ; 37: 127-133.
32. Probster L : Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 5:409, 1992.
33. Claus H : Das Hi-Ceram-Verfahren-metallfrere Kronen auf einem Keramikgerust. Dent Labor. 35:479, 1987.
34. Krejci, I., Krejci, D., and Lutz, F. : Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years, Quintessence int., 23:181-6, 1992.
35. Sorensen, J.A., Fanuscu, M.I., Choi C., and Mifo, W : Status of clinical trial on Empress crown % Abstract %, J. Dent. Res., 74:159, 1995.
36. Tidehag, P., and Gunne, J. : A 2-year clinical follow-up study of IPS-Empress ceramic inlay, Int. J. Prosth., 8:456-460, 1995.
37. Seghi, R.R. and Sorensen, J.A. : Relative flexural strength of six new ceramic materials, Int. J. Prosth., 8:239-246, 1995.
38. Green, D.J. : Microcracking mechanisms in ceramics, In : Bradt, R.C., Evans, A.G., Lange, F.F., and Hasselman, D.P.(des), Fracture Mechanics of ceramics, Vol.5. New York : plenum press. 457-478, 1983.
39. Green, D.J., Hannink, F.H.J., and Swain, M.V. : Transformation toughening of ceramics, Boca Raton, F.L. : CRC Press, 57-91, 1989.
40. Faber, K.T., and Evans, A.G. : Crack deflection processes, I Theory. Acta Metall, 31:565-576, 1983.
41. Faber, K.T., and Evans, A.G. : Crack deflection processes, Ⅱ Experiment. Acta Metall, 31:577-584, 1983.
42. Steinbrech, R., Khehans, R., and Schaarwachter, W. : Increase of crack resistance during slow crack growth in A12O3 bend specimens, J. Mater. Sci., 15:265-269, 1983.
43. Swanson, P.L., Fairbanks, C.J., Lawn, B.R., Mai, Y.W., and Hockey, B.J. : Crack-inter-face grain bridging as a fracture resistance mechanism in ceramics, J. Am. Ceram. Soc., 70:279-284, 1987.
44. Mackert JR Jr, Russel C : Leucite crystallization of a heat-pressed dental ceramic. Int J Prosthodont. 9:261, 1996.
45. Dicor laboratory manual. Densply international, York., Pa, 1987.
46. Sozio RB, Riley EJ : shrink free ceramic. Dent Clin North Am 29:705-717, 1985.
47. Anusavice KJ, Hojjatie B : Tensile stress in glass-ceramic crowns : Effect of flaws and cement voids. Int J Prosthodont. 5:351, 1992.
48. Schwickerath H. : Was der Zahntechniker each ten sollte Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz. Dent Labor. 40:1501, 1992.
49. DeBoerer JA, McCall WD, Holden S, Ash MM : Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. J Prosthet Dent. 40:326, 1978.
50. Jager K, Graber G, Schrutt L : Aufbau und Test einer Messkette Zur Kaukraftmessung. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 99:670, 1989.
51. Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor. 31:55, 1983.
52. Sonnenburg M, Fethke K, Riedel S, Voelker H : Zur Belastung der Zahne des menschlichen Kiefers. Zahn-, Mund und Kieferheilkd. 66:125, 1978.