IPS-Empress®2로 제작된 고정성 국소의치의 파절저항에 관한 연구

충남 천안시 신부동 단국대학교 치과대학 보철학 교실

배 철 민·조 인 호

A Study on the Fracture Resistance of IPS-Empress® 2 Fixed Partial Denture

Cheol Min Bae, In Ho Cho

Department of Prosthodontics Graduate School Dankook University

The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of IPS-Empress®2 fixed partial denture according to variable connector dimension. Experimental specimens were divided into three groups. Buccolingual dimension of connector was same as 4mm in group G3, G4, G5. Occlusogingival dimension of connector in group G3, G4, G5 was 3mm, 4mm, 5mm each.

In this study, twenty seven all ceramic bridges were fabricated. Wax pattern was fabricated in working cast for duplication according to variable connector dimension and then each wax pattern was duplicated with Duralay® resin for standardization of framewor k dimension. For the evaluation of fracture resistance, center of pontic was loaded with the Instron(Model M100EC®, Mecmesin, England) at a cross head speed of 5mm/min.

The results of this study were as follows;

1. Initial crack resistance was showed descending order of group G5 (1570.78±41.23N), group G4(1231.33±129.24N), group G3(798.11±78.24N), and there was significant difference among each groups($p<0.01$).
2. Fracture resistance was showed descending order of group G5(2016.78±54.43N), group G4(1648.00±66.23N), group G3(1126.89±79.10N), and there was significant difference among each groups($p<0.01$).
3. Initial crack resistance and fracture resistance was increased with increment of connector dimension($p<0.01$), and the difference between initial crack resistance and fracture resistance was also increased($p<0.05$).
4. Fracture mode : Most of group G3 fractured on connector area and complexive fracture mode with fracture of one retainer mainly happened

in group G4, G5 as increment of connector dimension.

According to above conclusion initial crack resistance and fracture resistance of G5(connector dimension 4mm× 5mm)was greatest but in clinical situation gingival embrasure space should be also maintained. So appropriate dimension of connector should be determined in consideration of expectant occlusal force and biologic space.

IPS-Empress®2로 제작된 고정성 국소의치의 파절저항에 관한 연구

충남 천안시 신부동 단국대학교 치과대학 보철학 교실

배 철 민·조 인 호

Ⅰ. 서 론

치과보철치료에서 결손치를 수복하고자 할 경우 여러가지 재료를 사용할수 있는데 그중에서 심미성이 우수한 치과용 도재는 사회의 경제적 수준이 높아짐에 따라 그 필요성이 더욱 증가되고 있다. 그러나, 도재는 뛰어난 심미성에 비해 강도에 있어서 많은 문제점을 가지고 있다. 이런 심미성을 그대로 유지하면서 강도를 향상 시키기 위한 많은 노력이 있었다. 치과용 도재는 1886년 Land[33]에 의해 도재 인레이와 도재관의 제작법이 소개되면서 최초로 치과용 재료로 도입되었다. 그후 1965년에 Mclean과 Hughes[39]는 이 알루미나 강화형 장석계 도재를 소개 하면서 전치부 심미 수복재료로서 많이 이용되었다. 그러나, 장석계 도재는 제작과정이 복잡하고 강도가 충분하지 않아 적용범위가 제한적이었다[40]. 따라서 금속 하부 구조물로 강화한 수복물을 사용하였으나 이런 하부의 금속 구조물은 그 불투과성으로 인해 빛의 투과를 차단하여 자연치와 유사한 투명도를 얻는데 많은 어려움이 있었다[49]. 이런 단점을 극복하기 위해 강도를 강화시킨 여러 종류의 도재 전장관이 개발되었다. 1984년에 코닝사에 의해 Dicor 도재관이 개발되었고[5] 그 후 내화 모형상에서 도재를 직접 축조 및 소성하는 Hi-Ceram[15]과 Optec HSP[43] 그리고 In-Ceram[47]이 소개되었는데 In-Ceram은 알루미나 코아를 제작함으로써 그 강도가 많이 증가되어 전치부 고정성 국소의치로 사용할 수 있게 되었다. 1990년에는 Zürich 치과대학과 Ivoclar사에 의해 IPS-Empress System[8]이 개발되었는데 이 Empress system은 결정화된 도재를 가열 가압하여 수복물을 제작하는 방법이다. 이 방법은 작업 모형상에서 왁스를 조각하고 매몰하여 소환 주조하게 되므로 형태의 재현성과 변연 적합도가 우수하고, 치아색과 유사한 미리 결정화된 도재를 사용하며 채색(staining)도 가능하므로 심미성 또한 우수하다. 또한 제작과정중 백류석결정과 glass의 서로 다른 열팽창 계수에 의해 도재의 강도가 증가하므로 전치부는 물론 구치부의 도재관 제작에도 적용할 수 있다[3,4,10,20,44,55]. 그러나, IPS-Empress의 굴곡강도는 기본재에서 120Mpa이고, glazing과 staining을 시행한 이후에도 약 200Mpa이므로 고정성 국소의치에 이 재료를 사용하는 것은 불가능하였다[37]. 따라서 구치부 고정성 국소의치에 사용되어질 수 있을 정도로 강도를 향상시키기 위해 다양한 시도가 이루어졌고 그 결과 IPS-Empress®2가 완성되었다.

IPS-Empress®2의 화학적 주성분은 이산화규소와 산화 리튬이다. 최초의 이규산리튬 glass ceramics가 개발된 것은 1950년대 초반인데, 개발은 Stookey[51]에 의해 시작되었다. 가장 주목을 받은 부분은 핵화기전(nucleation mechanism)과 결정화의 역학과정이었다. 그 후 많은 연구가 이루어졌는데[37] 이규산리튬의 결정 구조와 결정화의 역학적 메카니즘의 해명이 최우선 연구과제였다[9,30,41]. 그러나 이 재료의 결점은 화학물질에 대한 내식성이 아주 낮다는 것이었다[37]. 1990년대에 이러한 단점은 Beall[7]과 Echeverria[21]에 의해 개선되었다. 이러한 과정을 거쳐 IPS-Empress®2가 개발 되었는데 0.5 ~ 5㎛의 이규산리튬의 가늘고 긴 결정 점유율이 전체 체적의 60%를 넘으며 이것이 이 재료가 우수한 강도를 가

지게 한 요인이다. 소결과 고온가압 과정중 유리기질 속으로 결정이 성장하므로 결정과 유리기질 사이에는 균일한 결합이 형성되고 마모도 또한 자연치와 비슷하며 화학물질에 대한 내식성 또한 우수하다.

이규산리튬의 굴절률이 유리기질(glass matrix)과 유사하므로 빛의 분산이나 회절이 적게 일어나 투명도 또한 우수하다. 이렇게 해서 용융 주조되는 glass-ceramic ingot와 소결된 glass ceramic으로 구성되는 높은 강도의 새로운 glass ceramic이 탄생되었고[19], IPS-Empress에서 불가능 하였던 전치부뿐 아니라 소구치 부위까지도 고정성 국소의치의 제작이 가능하게 되었다.

이러한 고정성 국소의치의 제작에서 가장 중요한 것은 connector 부위의 강도라 할수 있는데, Kappert[31]는 framework material로 이루어진 connector dimension이 4㎜×4㎜로 표준화된 IPS-Empress®2 고정성 국소의치의 파절저항을 측정하였다. 실험결과 이 고정성 국소의치의 평균 파절저항은 1200N 이었다. 현재 제작사에서는 IPS-Empress®2 3본 고정성 국소의치의 적응증을 제1소구치가 가공치인 경우로 제한하고있다. 또한 connector dimension의 critical size는 상악 견치와 상악 제 1소구치 사이에서 4.5㎜, 상악 제 1소구치와 제2소구치 사이에서 5㎜라는 연구 결과를 보고하였다[48]. 이 connector의 critical dimension은 협설폭경보다 교합면 치은방향 높이가 고정성 국소의치의 강도에 더 큰 영향을 끼친다[48].

본 논문에서는 IPS-Empress®2를 사용하여 layering 방법으로 제작한 도재 고정성 국소의치의 파절저항에 더 큰 영향을 끼치는 connector의 교합면-치은 방향 높이를 달리하여 파절저항을 비교해 보고자하였다. 여기에서 측정된 파절저항을 통해 실제 고정성 국소의치에서 교합력에 견딜수 있는 connector의 dimension에 대해 알아보고자 하였다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

IPS-Empress®2 Layering 도재(이규산 리튬 글래스 ceramics와 소결 glass ceramics)를 사용하여 상악 우측 제 1소구치를 가공치로 한 3본 고정성 국소의치를 제작하고 C&B®(Bisco, Inc., USA)레진 시멘트로 금속 die에 합착하였으며, Instron(Model M100EC®, Mecmesin, England)을 사용하여 초기균열 및 파절저항을 측정 비교분석하였다. 실험군의 분류는 다음과 같다(Table 1).

2. 실험방법

(1) 금속 die 및 작업모형의 제작

Dentiform®(Nissin Dental Prod. Inc., Japan)상에서 상악우측 견치와 상악 우측 소구치를 다음과 같이 형성하였다.

1) 상악 우측 견치; 순측과 설측은 1.2㎜씩 삭제하고 절단면은 2.0㎜ 삭제하였으며 변연은 shoulder로 형성하였다.
2) 상악 우측 제2소구치; 견치와 마찬가지로 협측과 설측은 1.2㎜씩 삭제하고 교합면은 2.0㎜ 삭제하였으며 변연은 shoulder로 형성하였다(Fig. 1).

Table 1. Classification of experimental groups.(B-L; buccolingual O-G; occlusogingival)

Group	B-L dimension	O-G dimension	The Number of Specimens
G3	4mm	3mm	9
G4	4mm	4mm	9
G5	4mm	5mm	9
Total			27



Fig. 1. Prepared teeth on the dentiform

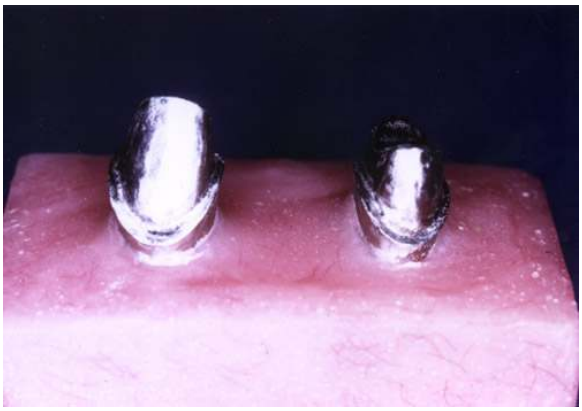

Fig. 2. Working cast for duplication of wax pattern



Fig. 3. EP 500 press furnace

그 후 레진 지대치를 부가중합형 인상재인 Panasil®(A.Kettenbach GmbH 4 & Co. KG, Germany) heavy body와 Panasil® light body를 사용하여 인상채득 한후 Duralay® resin(Reliance Dental Mfg Co., USA)으로 복제하였다. Resin pattern을 매몰하고 소환한후 Rexillium III®(Concilon dental materials, instrument & equipments, USA)를 사용하여 주조하고 stone point와 rubber로 연마를 시행하여 금속 die 28쌍을 제작하였다. 형성된 Dentiform에 Panasil®을 사용해서 인덱스를 만든후 한쌍의 금속 die를 인덱스내에 고정시키고 자가중합 레진 종류인 Vertex® (Dentimexzeist, Holland)를 사용해서 base를 제작하였다(Fig. 2). 제작된 납형 복제를 위한 작업모형에서 금속 die에 die spacer를 제조회사의 지시대로 바르고 인레이 왁스(Schüler Dental Co., Germany)를 사용하여 IPS-Empress®2 고정성 국소의치(layering technique) framework 제작을 위한 납형조각을 시행하였다. 세군 모두 지대치의 왁스 두께는 1.0㎜로 하고 connector dimension은 협설폭경 4.0㎜, 교합면치은 방향높이를 각각 3㎜, 4㎜, 5㎜로 납형조각 하였다. 납형제작이 완료된후 Panasil®을 사용해 각각의 납형에 대한 실리콘 인덱스를 제작하였다. Framework의 dimension을 일치시키기위해 실리콘 인덱스를 사용하여 복제를 위한 작업모형에서 각각의 납형을 9개씩 Duralay® resin으로 복제하였다. 복제 완료후 레진패턴의 dimension을 Measuring device®(SDI SWEDEN)를 사용해 ±0.1㎜의 정밀도로 측정하였다. 27개의 레진패턴이 복제된 후 복제를 위한 작업모형에서 다시 적합성을 확인하였고, 27쌍의 금속 die를 각각의 레진패턴에 삽입한채로 납형 복제때 사용된 실리콘 인덱스를 사용하여 자가 중합 레진인 Vertex®로 base를 제작하였다.

(2) IPS-Empress®2 Framework 제작

지대치에 45°각도로 각각의 납형에 직접 3㎜ 왁스를 부착한후 IPS-Empress®2 전용의 매몰재와 용액을 진공상태에서 혼합하였다. 매몰재 실린더의 바닥은 90°가 되도록 하였다. 진공매몰후 제조회사의 지시에 따라 소환 하였다. IPS-Empress system의 Pressing furnace(EP 500, Ivoclar Co. Liechtenstein)에서 AlOx plunger와 함께 매몰링을 사전가열 하였다. 이때 온도는 상온에서 시작해 분당 5℃씩 증가시키며 250℃에서 30분간 유지하고 최종온도 850℃에서 60분간 계류시켰다. Trial press set로 test pressing한후 매몰링에 IPS-Empress®2 large ingot(layering technique용)를 넣고 20분에 걸쳐 920℃에서 5bar 압력으로 가압하였다(Fig. 3). 대략적인 매몰재 제거는 4bar 압력으로 polishing jet medium(50 ~ 100㎛)으로 시행하였고 최종 매몰재 제거는 2 bar의 압력으로 시행하였다.

제작된 framework을 1 bar의 압력으로 Al_2O_3를 사용해서 cleaning한후 wash firing을 하였다. Wash firing은 403℃에서 시작해서 분당 60℃로 온도를 상승시켜 최종온도 800℃에서 1분간 계류시켰다.

(3) Dentin/ Incisal firing 및 Glaze firing

Framework이 완성된후 Dentin(210), Incisal(S1)도재를 사용하여 치아형태대로 축성하였다. 도재축성



Fig. 4. IPS-Empress®2 fixed partial denture

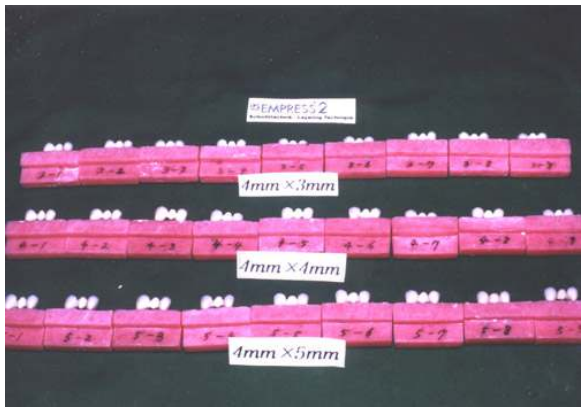

Fig. 5. Figure of experimental specimens

후 소성도재로에서 403℃에서 시작해 분당60℃씩 증가시켰고 최종온도 800℃에서 2분간 계류시켰다. Glaze firing은 403℃에서 시작해 분당 60℃씩 증가시켰고 최종온도 770℃에서 2분간 계류시켰다.

(4) 도재 고정성 국소의치의 합착

제작된 총 27개의 IPS-Empress®2 도재 고정성 국소의치(Fig. 4)의 내면을 불화수소산 etching gel(IPS Ceramic Etching Gel®, Ivoclar Co. Liechtenstein)로 식각하고 금속 지대치를 50~100㎛의 polishing bead로 4bar의 압력으로 sandblast한후 C&B®(Bisco, Inc., USA) 레진시멘트를 사용하여 제조회사의 지시대로 작업 모형에 합착하였다(Fig. 5).

(5) 파절저항의 측정

만능역학 실험기계인 Instron(Model M100EC®, Mecmesin, England)을 사용하여 파절 저항을 측정하였다. 제작된 고정성 국소의치의 가공치 부위가 수평이되게 작업모형을 Instron의 고정부분에 부착하고 가동부분에는 직경 5㎜의 원기둥 형태를 금속으로 복제하여 수직으로 부착하였다. 하중점의 위치는 가공치의 중심에 위치 시켰다. 가동부분의 cross head speed는 5㎜/min으로 수직하중을 가해 도재표면에서 균열 발생시와 파절시의 하중값을 newton단위로 측정하였다(Fig. 6).

(6) 통계 처리

윈도우용 SPSS® Version 9.0 컴퓨터 프로그램을 사용하여 one-way ANOVA test, Scheffe test및 Correlations test를 시행하여 통계적 유의성을 검증하였다.

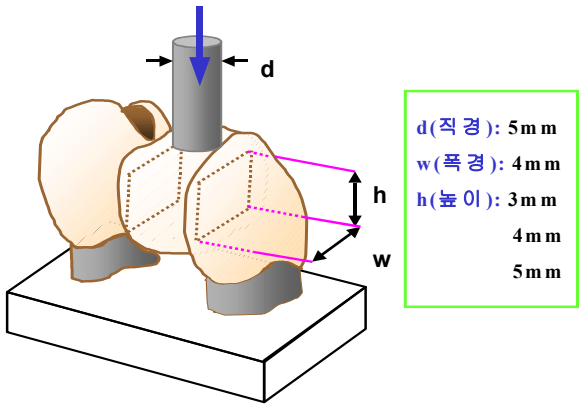

Fig. 6. Schematic view of loading with Instron

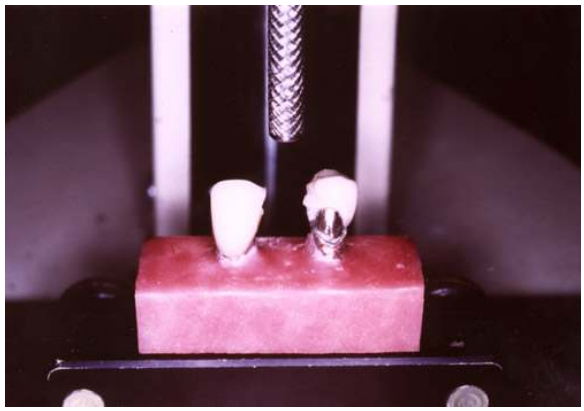

Fig. 7. Photograph of loading with Instron

Ⅲ. 실험결과

Connector dimension 두께를 달리해서 IPS-Empress®2 3본 고정성 국소의치의 파절저항을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 초기균열저항의 측정결과

Connector dimension에 따른 초기균열저항 측정에서 G5군은 1570.78±41.23 N, G4군은 1231.33±129.24N, G3군은 798.11±78.14N 순으로 나타났으며 각 군간에 유의한 차이가 있었다($p<0.01$)(Table 2 ~ 4).

Table 2. Mean and standard deviation of initial crack resistance according to variable connector dimension. (unit : N)

	Group	Mean±SD
IPS-Empress®2 3 unit Bridge	G3	798.11±78.14
	G4	1231.33±129.24
	G5	1570.78±41.23

Table 3. Result of one-way ANOVA test of initial crack resistance according to variable connector dimension

	Sum of Squares	Mean Square	F	Sig
Between Groups	2699753.4	1349876.7	165.238	.000
Within Groups	196062.44			
Total	2895815.9			

Table 4. Result of Scheffe test of initial crack resistance according to variable connector dimension (Unit : N)

	G3 798.11±78.14	G4 1231.33±129.24	G5 1570.78±41.23
G3			
G4	*		
G5	*	*	

(* : $p<0.01$)

2. 파절저항의 측정결과

Connector dimension에 따른 파절저항 측정에서 G5군은 2016.89±54.43N, G4군은 1648.00±66.23N, G3군은 1126.89±79.10N 순으로 나타났으며 각 군간에 유의한 차이가 있었다($p<0.01$)(Table 5 ~ 7).

3. Correlations test

Correlations test 결과 초기균열저항과 파절저항은 connector dimension이 커짐에 따라 증가하였으며($p<0.01$), 그 차이값도 connector dimension이 커짐에 따라 증가하였다($p<0.05$)(Table 8).

Table 5. Mean and standard deviation of fracture resistance according to variable connector dimension (Unit : N)

	Group	Mean±SD
IPS-Empress®2 3 unit Bridge	G3	1126.89±79.10
	G4	1648.00±66.23
	G5	2016.78±54.43

Table 6. Result of one-way ANOVA test of fracture resistance according to connector dimension (Unit : N)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig
Between Groups	3598368.2	2	1799184.1	396.753	.000
Within Groups	108834.44	24	4534.769		
Total	3707202.7	26			

Table 7. Result of Scheffe test of fracture resistance according to variable connector dimension (Unit : N)

	G3 1126.89±79.10	G4 1648.00±66.23	G5 2016.78±54.43
G3			
G4	*		
G5	*	*	

(* : $p<0.01$)

Table 8. Result of correlations test

	Initial Crack Resistance	Fracture Resistance	Difference between Initial Crack Resistance and Fracture Resistance
Connector Dimension	.963**	.980**	.487*

(* : p<0.05, ** : p<0.01)

4. 파절양상의 관찰

파절양상은 G3군에서는 connector 부위 단독 파절이 많았고 dimension이 증가한 G4, G5군으로 갈수록 retainer의 파절을 동반한 복합적인 파절양상을 보였다. 특히 G5군에서는 가공치와 함께 한쪽 retainer가 금속 die에서 분리되는 경우가 많았다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

1903년 Land[33]에 의해 백금박 술식으로 전부도재관이 치과계에 도입되었고 그 이후로 계속적인 발전이 있어왔다. 특히 경제적 수준이 높아짐에 따라 환자들은 더욱 심미적인 보철물을 요구하게 되었다. 치과용 도재는 색상과 질감이 자연치아와 유사하나 강도가 낮아서 응력이 높은 부위에서는 사용하기 어려운 단점이 있었다. 반면 금속도재관은 하부 금속의 빛에 대한 불투과성과 차단 도재사용으로 심미성이 많이 떨어졌다[49]. 따라서 최근에는 금속도재관의 비심미성을 극복하고 동시에 강도도 증가시켜 고정성 국소의치에도 사용할 수있는 도재들이 많이 소개되고있다. OPC와 IPS-Empress[8]는 백류석 결정으로 강도를 증가시켰고 In-Ceram[47]은 하부에 알루미나-코아를 적용함으로써 강도를 증가 시켰다. In-Ceram은 이러한 강도의 증가로 인해 전치부 계속 가공의치로도 선택적 사용이 가능하다. 또한 최근에 개발된 IPS -Empress®2는 이규산 리튬 결정으로 인해 강도가 많이 증가되어 제 2소구치까지 고정성 국소의치 제작이 가능하다고 한다[48].

전부도재관을 대상으로 한 실험에서 단일치관과 고정성 국소의치에 대한 파절저항 실험은 많이 시행되었는데 Campbell[12]에 따르면 응력에 대한 전장재료의 저항도는 코아의 강도와 연관이 있다고하였다. Neiva 등[42]은 3가지 전부 도재관의 파절저항을 비교하였으며 Chung 등[14]은 Dicor®와 연관된 glass ceramic의 굴곡강도를 측정해 Dicor의 평균 강도를 105.8MPa로 보고하였다. 또한 Campbell 등[50]은 금속도재와 전부도재(Cerestore®) 고정성 국소의치의 파절저항을 측정하였는데 초기 균열은 금속도재가 691.2lb, 전부도재가 336.3lb 파절은 금속도재가 933.3lb, 전부도재가 458lb라고 보고하였다. 또한 Loose 등[34]은 발거된 제 3대구치 96개를 레진몰드에 고정시키고 치주인대를 재현한 model에서 In-Ceram과 Vectris/Targis의 평균파절저항을 Vectris/Targis without "single" 1470N, Vectris/Targis with "single" 1305N, In-Ceram 334N으로 보고한 바 있다. 또한 국내에서는 조 등[1]이 die spacer 도포횟수에 따른 In-Ceram 도재관의 변연적합도와 파절저항에 관한 연구를 시행한바 있으며, 임[2]은 접착재의 종류에 따른 In-Ceram 도재관의 변연 적합도와 파절저항에 관한 연구를 하였다.

보철 수복물에 있어서 심미성, 변연 적합도와 더불어 강도가 가장 중요한 요소인데 고정성 국소의치의 경우 먼저 재료 자체의 강도와 connector부위의 dimension을 고려해야 한다. 고정성 국소의치가 하중을 받을때 하중은 주로 connector 부위에 집중되므로 connector의 dimension을 적절하게 형성하는 것이 중요하다. 빔(beam)의 법칙에 의하면 고정성 국소의치에 하중이 가해졌을 경우 변형에 대한 저항력은 connector의 협설폭경에 정비례하고 교합면 치은방향 높이에 대해 세제곱으로 비례한다[48]. 따라서 협설폭경보다 교합면 치은 방향 높이가 강도에 더 큰 영향을 끼치므로 본 실험에서는 connector의 교합면 치은 방향 높이를 달리하여 파절저항을 측정해보았다.

IPS-Empress system에 관하여 많은 연구가 이루어졌는데 Ergle 등[22]은 IPS-Empress의 굴곡강도를 평균 135.7MPa로 측정 하였고 Cattell 등[13]은

IPS-Empress의 굴곡강도를 117.3MPa로 측정한바있다. Wagner와 Chu 등[53]은 All-Ceram, In-Ceram, Empress의 굴곡강도를 비교해 IPS-Empress의 경우 134MPa로 가장 낮다고 보고하였다. IPS-Empress는 기본재에서 굴곡강도가 120MPa, glazing과 staining을 시행한 이후에도 약 200MPa이므로 고정성 국소의치에 이재료를 사용하는것은 불가능하였다. 이규산 리튬 glass ceramics의 개발과정을 보면 Stookey[51]에 의해 최초로 개발이 시작되었고 Beall[7]과 Echeverria[21]에 의해 내식성이 높은 이규산 리튬 glass ceramics가 개발되었다. IPS-Empress®2는 이규산리튬 결정이 체적의 60%가 넘고 이규산 리튬의 굴절률이 유리기질(glassy matrix)과 유사하므로 증가된 투과성을 얻을수 있다. 이 이규산리튬은 0.5 ~ 5㎛의 길이로 서로 얽혀 있어 강한 강도를 보이게 된다. IPS-Empress®2는 결정함량이 30 ~ 40%에서 60%이상으로 높아졌고 선팽창 계수가 15.0±0.5×10^{-6}에서 10.6±0.5×10^{-6}으로 바뀌고 예전에 사용하던 veneering 재료를 더이상 사용할 수 없다.

또한 3점 굴곡강도는 350±50MPa로 향상되었다. 고정성 국소의치의 강도에 있어서 기본재 뿐만 아니라 connector의 단면적도 중요한데 connector 단면적과 강도와의 관계를 보면 소구치 사이의 connector 크기가 4㎜×5㎜일때 단면적은 20m^2, 전치부의 connector 크기가 4㎜×3㎜일때 단면적은 12m^2이지만 강도 factor는 소구치 부위에서 약 2.25배 증가 된다고한다. 그러나 강도 증가를 위해 무조건 connector의 교합면 치은방향 높이를 증가시킬수는 없는데 그것은 적절한 구강위생을 위해 치은측에 충분한 치간공극이 필요하기 때문이다. 이러한 생물학적 공간은 존중되어야한다. 임상적으로 전부도재 고정성 국소의치 제작시 심미성과 여러가지 이유로 실제 추천되는 connector dimension을 확보하지 못하는 경우가 있는데 이럴경우 고정성 국소의치는 파절 위험성을 가지고 있다고 하겠다.

치아의 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라 다르게 나타나는데 평균적으로 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 견치에서는 208N, 전치에서는 155N으로 나타난다[17]. 본 실험에서는 connector dimension이 4㎜×3㎜일때 초기균열이 평균 798N 정도로 나타났는데 본 실험결과만을 두고 보았을때는 실제 임상에서 connector dimension이 4㎜×3㎜이하일때 고정성 국소의치의 파절 가능성이 있다고 하겠다. 특히 단단한 음식을 많이 섭취하는 한국인의 식습관을 고려할때 그 위험성은 더 높다고 하겠다.

일반적으로 장석계 도재는 백류석 결정과 연관된 내재적인 미세한 파절을 가지며, 여러번 소성할 경우 그 강도가 약화된다[23,24]. 그러나 IPS-Empress는 열가압과 열처리 과정을 통하여 백류석 결정이 증가되고 고르게 분산되기 때문에 그 강도가 더욱 증가된다. Luthy 등[35]은 veneering, glazing에 따른 열가압도재의 강도 차이를 연구한 결과 159MPa, 175MPa로 서로 강도의 차이는 없다고 보고하였으나, Dong 등[20]은 열가압처리시 강도가 74MPa에서 126MPa로 증가된다고 하였으며, 최종강도는 160 ~ 180MPa이라고 보고하였다. Machert와 Russell[36]은 열처리후 굴곡강도는 변화하였으나 백류석 양의 증가는 없다고 하였고 Russell 등[45]은 도재의 표면을 미세하게 조정하고 활택을 잘하는 경우에 강도가 증가한다고 하였다. 또한 도재는 구강내 환경처럼 수분에 노출되는 경우에 강도가 감소하게 되는데 Hornberger와 Marquis[28]는 도재를 1주일동안 수분에 침적시킨 연구에서, In-Ceram alumina(Vident)는 25% 정도의 감소를 보였지만, IPS-Emperss®2 도재는 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고하였다.

도재의 두께는 파절저항에 많은 영향을 끼치는데, Hopkins[27]는 여러가지 두께의 도재시편에 대한 파절저항을 측정한 결과 두께의 증가에 따라 파절저항이 커진다는 것을 보고하였다. Tsai 등[52]은 glass ceramic의 두께에 따른 파절기전 연구에서 1.6㎜까지는 Dicor의 파절저항은 두께의 증가에 따라 커졌으나 두께에 따른 굴곡강도의 증가는 유의한 차이를 보이지 않는다고 하였다. 본 연구에서도 connector dimension 이 증가함에 따라 초기균열저항과 파절저항이 증가되는 양상이 나타났다. 또한 도재의 강도는 재료의 강도 이외에 표면처리나 소성횟수, 표면마무리, 수분노출 등에 영향을 받는다[23,24,45]. 실제 임상에서는 glazing등을 통해서 도재표면의 흠을 많이 감소시키게된다. 또한 IPS-Empress®2는 미리 흠이없는 ingot를 제작해서 제작과정에서의 흠을 최소화 하므로 일반 장석계 도재에 비해 높은 파절저항을 나타낸다.

고정성 국소의치 제작시 길이도 중요한 고려요소인데 고정성 국소의치에 작용하는 응력은 길이의 제

곱으로 증가되기 때문에 길이가 두배 증가할경우 고정성 국소의치에는 8배의 응력이 발생한다. 따라서 전부 도재 고정성 국소의치를 임상에 적용할때는 그 길이를 줄여서 3본 고정성 국소의치로 제한하는것이 좋다고 한다[50]. 또한 교합력이 후방으로 갈수록 증가하므로 가급적이면 전치부와 소구치부위로 적응증을 제한하는 것이 좋을것으로 사료된다.

도재의 파절실험시 여러가지 요인이 파절저항에 영향을 끼치는데 이런 요인에는 cross head speed, substrate의 탄성율, 시편의 크기, 응력집중, 하중을 가하는 방식 등이있다. Cross head speed가 커질수록 파절저항도 증가된다고 한다[17,38,56]. 또한 도재시편이 금속등에 고정되었을때 resin base보다 더 파절저항이 증가 한다고 한다[50].

본 실험에서 고정성 국소의치는 힘을 받은 부분의 표면에서 균열이 일어났고 하중이 점차 증가함에 따라 고정성 국소의치 전체가 파절이 일어났다. 또한 Harvey 등[25]이 보고한 것처럼, bulk fracture (inner surface에서의 crack initiation)가 cone-crack fracture(도재 표면에서의 crack)보다 더 낮은 강도에서 일어났다. 또한 glass-ceramic 두께에 따른 파절기전을 연구한 Tsai 등[52]의 연구에서처럼 초기균열저항은 connector 두께가 커짐에 따라 증가하였다. 또한 Tsai 등은 Hertzian cone crack 을 야기하는 하중값이 inner surface 내의 crack initiation을 야기하는 하중보다 약 50 ~ 200% 더 크다고 보고하였다. 도재관 파절의 원인에 대해 Kelly 등[32]은 내면의 특정부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작과정의 오류로 인하여 도재관 내면에서 결함부위가 발생되어 일어나는 것으로 보고하였다. 또한 Anusavice 등[6]도 도재내면에 기공이 있는 곳이나 흠이있는 부위에 응력이 집중된다고 하였다. 도재의 흠중에서 가장 의미를 가지는것은 표면에 존재하는 지름 100㎛ 정도의 것인데[26] 이런흠에 굴곡력이 가해지면 인장력이 생기게되고[26], 균열이 천천히 성장하게된다. 기존 균열의 성장은 그 힘을 상쇄시키고 힘은 단지 잔류응력의 형태로 남게된다. 그러나 계속 힘이 가해질 경우 균열이 계속 성장해 결국은 파절된다. Inglis[29] 이론에 따르면 취성재료에 예리한 결함이 나타나면 그 선단에서 주어진 응력보다 몇백배 높은응력이 균열의 주위로 집중 된다고한다.

본 연구에서는 구강내 임상적 상황을 재현 하고자 하였으나 실제로는 많은 차이가 있다고 하겠다. 치주인대의 유무 또한 파절저항에 영향을 끼칠수 있고 자연치아와 금속 die의 탄성율의 차이도 파절저항에 영향을 끼칠 것이다. Scherrer과 de Rijk[47]은 all-ceramic crown의 파절저항이 지지재료의 탄성율에 의존한다고 결론을 내렸다. 또한 그들은 14GPa의 탄성율을 가진 substrate에 합착된 금관은 평균 2800N에 견디며 반면에 2.94GPa의 탄성율을 가진 substrate에 합착된 금관은 평균 478N의 하중을 견딜수 있다고 보고하였다. 실제 상아질과 유사한 탄성율을 가지는 재료로는 Tsai 등[52]의 실험에서 사용된 epoxy resin을 들 수있다. 또한 자연치의 표면식각과 유사한 효과를 내기 위해 금속 die에 sandblast를 시행하였으나 이 또한 실제 임상적 상황과는 차이가 있을것이다. 그리고 하중체의 평탄한 기하학적 형태도 실제 구강내 대합치와는 다르며 교합력이 작용하는 벡터 또한 본 실험과는 차이가 있을것이다. 따라서 앞으로도 적절히 고안된 비교 연구와 임상실험이 계속되어야 할것으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 IPS-Empress®2 고정성 국소의치를 framework connector dimension 협설폭경 4㎜, 교합면 치은방향 높이 3㎜, 4㎜, 5㎜로 제작하였다. 이렇게해서 각 군당 9개씩 총 27개의 시편을 제작하였다. 각각의 고정성 국소의치에 대한 초기균열과 파절저항을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기균열저항 비교시에는 G5군에서 1570.78±41.23N, G4군에서 1231.33±129.24N, G3군에서 798.11±78.24N 순으로 나타났으며 각 군간에 유의 한 차이가 있었다($p<0.01$).
2. 파절저항 비교시에는 G5군에서 2016.78±54.43N, G4군에서 1648.00±66.23N, G3군에서 1126.89±79.10N 순으로 나타났으며 각 군간에 유의한 차이가 있었다($p<0.01$).
3. 초기균열저항과 파절저항은 connector dimension이 커짐에 따라 증가 하였으며($p<0.01$), 그 차이값도 connector dimension이 커짐에 따라 증가하였다($p<0.05$).
4. 파절양상은 G3군에서는 connector 부위 단독 파

절이 많았고 dimension이 증가한 G4, G5군으로 갈수록 retainer의 파절을 동반한 복합적인 파절 양상을 보였다.

이상의 결과로 보면 connector dimension이 4mm ×5mm일때 초기균열저항과 파절저항이 가장 크게 나타났으나 임상에서는 구강위생을 위해 치은쪽의 치간공극도 적절히 확보되어야하므로 예상교합력과 bioligic space를 고려하여 적절한 크기의 dimension을 결정해야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Cho YH, Lim JH, Cho IH : A study of marginal fitness and fracture strength of In-Ceram porcelain crown according to the number of Die spacer application . J Korean Acad Stomatognathic Function and Occlusion. 12: 305, 1996.
2. Lim JH: A study of marginal fitness and fracture strength of In-Ceram porcelain crown according to the kind of cement . J Korean Acad Prosthodont. 36: 888, 1998.
3. Ewoo HW, Song CY, Pae TS, Song KY, Park CW: A comparative study of bending strength of All ceramic crown porcelain. J Korean Acad Prosthodont. 2: 32, 1994.
4. Paeck SJ. Yang JHA : A comparative study of several all ceramic crown fracture strength.J Korean Acad Prosthodont . 4: 33, 1995.
5. Adair, P.J., Grossman, D.G.: The castable ceramic crown. Int. J. Periodont. Rest. Dent., 2: 33, 1984.
6. Anusavice, K.J. and Hojjatie, B.: Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effect of flaws and cement voids. Int. J. prosthodont., 5: 351, 1992.
7. Beall, G.H.: Glass-ceramics; Recent developments and application. In:Weinberg, M.C.(ed). Nucleation and Crystallization in Liquids and Glasses. Ceram Trans., Vol. 30, 189, 1993.
8. Beham, G.: IPS-Empress; A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent report, 6: 1, 1990.
9. Borom, M.P., Turalo, A.M. and Doremus, R.H.: Strength and microstructure in lithium disilicate glass-ceramics. J. Am. Ceram. Soc., 58: 385, 1975.
10. Brodbeak, U., Studer, S. and Lehner, C.: Six-year clinical experience with an all ceramic restoration system. Dental-labor., XL111, 1995.
11. Bryant, R.W. and Mahler, D.B.: Modulus of elasticity in bending of co -mposites and amalgams. J. Prosthet. Dent., 56: 243, 1986.
12. Campbell, S.D.: A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. J. Prosthet. Dent. 62: 476, 1989
13. Cattell, M.J., Clarke, R.L. and Lynch, E.J.: The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics--Part I. J. Dent., 25: 399, 1997.
14. Chung K, Duh J.: Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture construction. J. Oral Rehabil., 23: 590, 1996.
15. Claus, H.: Das Hi-Ceram-Verfahren metallfrere Kronen auf einem Keramikgerust. Dent. Labor., 35: 479, 1987.
16. Coffey, J.P., Anusavice, K.J., Dehoff, P.H. and Lee, R.B.: Influence of contraction mismatch and cooling rateon flexural failure of PFM syste -ms. J. Dent. Res., 67: 61, 1988.
17. Craig, R.G.: Restorative dental materials., p65, st Louis, CV Mosby, 1989.
18. Crekye, W.E.C., Sainsbury, I.E.J., Morrell, R.: Design with non-ductile materials. London: Applied Science, 68,115 ,1982.
19. David, S.H. and Lee, C.: Clinical characteristics of a new all-ceramic system. Signature, 4: 11, 1999.
20. Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A. and Scharer, P.: Heat-pressed ceramics: Technology and strength. Int. J. Prosthodont., 5: 9, 1992.
21. Echeverria, L.M.: New lithium disilicate glass-ceramic. Bol. Soc. Esp. Ceram. VID., 5: 183, 1992.
22. Ergle, J.W., Fairhurst, C.W. and Ringle, R.D.: Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. Int. J. Prosthodont., 7: 549, 1994.
23. Fairhurst, C.W., Lockwood, P.E. and Ringle, R.D.: The effect of glaze on porcelain strength. Dent. Mater., 8: 203, 1992.
24. Fairgurst, C.W., Morena, R., Lockwood, P.E. and Ringle, R.D.: A study of flaw size in porcelain(abstract). J. Dent. Res., 73: 370, 1994.
25. Harvey, C.K. and Kelly, JR.: Contact damage as a failure mode during in vitro testing. J. Prosthodont., 5: 95, 1996.
26. Hoekstra, K.E.: Dicor research facts., Pamiejer, C.H.: Proceedi -ngs of the International symposium on alternatives to the use of traditional porcelain.

Framingham, Mass. Restorative techniques. 49, 1986.
27. Hopkins K.: An investigation into the role of porcelain thickness in determining the load carrying capacity of porcelain laminates. Br. Dent. J., 167: 201 ,1989
28. Hornberger, H. and Marquis, P.M.: The effect of environment on the m -echanical properties of In-Ceram. In: Proceedings of a Conference on Lifetime Prediction and Failure Analysis of Restorative Materia -ls. Dent. Mater., 7: 83, 1994.
29. Inglis, C.E.: Stress in a plate due to presence of cracks and sharp corners. Trans. Inst. Nav. Archit., London, 55; 219, 1913.
30. James, P.: Kinetics of crystal nucleation in silicate glasses. J. Non Cryst. Sol., 73: 517, 1985.
31. Kappert, H.F.: Impressive properties-IPS Empress®2. Presented at Dental Competence 2000. Berlin, 1998.
32. Kelly, JR., Giordano, R., Pober, R. and Cima, M.J.: Fracture surface analysis of dental ceramics; Clinically failed restoration. Int. J. Prosthodont., 3: 430, 1990.
33. Land, C.H.: A new system of restoring badly decayed teeth by me -ans of an enamelled metallic coating. Independent Practioner, 7: 407, 1886.
34. Loose, M., Rosentritt, M., Leibrock, A., Behr, M. and Handel, G.: In Vitro Study of Fracture Strength and Marginal adaptation of Fibre-Reinforced-Composite versus all Ceramic Fixed Partial Dentures. Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent., Jun; 6(2): 55, 1998.
35. Luthy, H., Dong, J.K., Wohlwend, A. and Schaerer, P.: Effect of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. Schweiz Monatsschr Zahnmed., 103: 1257, 1993.
36. Machert, JR. and Russell, C.M.: Leucite crystallization during process -ing of a heat-pressed dental ceramic, 9: 261, 1996.
37. Marcel Schweiger, Dipl-Ing/Wolfram Höland, Prof. Dr./Martin Fra nk, Dipl-Ing/Helga Drescher, Dipl-Ing/Volker Rheinberger, Dr.: IPS -Empress®2: A New Pressable High-strength Glass-Ceramic for E -sthetic All-Ceramic Restorations. Quintessence Dent. Technol., Vol. 24/No.10, 1999.
38. Mclean, J.W.: The science and art of dental ceramics: volume 1 The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Publishing Co., 1979.
39. Mclean, J.W. and Hughes, T.H.: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br. Dent. J., 119: 251, 1965.
40. Mclean, J.F., Mumford, G. and Dykema, R.W.: Modern practice in dental ceramics, W.B. Saunders Co., 35, 1967.
41. McMillan, P.W., Philips, S.V. and Partridge, G.: The structure and p -roperties of a lithium zinc silicate glass-ceramic. J. Master Sci., 1: 269, 1966.
42. Neiva, G., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R.: Resistance to fracture of three all-ceramic systems. J. Esthet. Dent., 10: 60, 1998.
43. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentron Inc., Walli -ngford, Conn, January, 1988.
44. Piddock, A. and Qualtrough, A.J.E.: Dental ceramics-an update. J. Dent., 18: 227, 1990.
45. Russell, A.G., Giordano, II., Campbell, S. and Pober, R.: Flexural strength of feldspathic porcelain treated with ion exchange, overglaze, and polishing. J. Prosthet. Dent., 71: 468, 1994.
46. Scherrer, S.S. and de Rijk, W.G.: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int. J. Prosthodont., 6: 462, 1993.
47. Schwickerrath, H.: Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramiken innov -ativer dentalkelamischer Werk stoff. Dent Labor., 37: 1597, 1989.
48. Sorensen, J.A.: The IPS-Empress®2 System; Defining the Possib -ilities. Quintessence Dent. Technol., 22: 153, 1999.
49. Sproull, R.C.: Color matching in dentistry, Part 1. the three-dimens -ional nature of color. J. Prosthet. Dent., 29: 416, 1973.
50. Stephen, D. Campbell, and Ralph, B. Sozio: Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. J. Prosthet. Dent., 59: 305, 1988.
51. Stookey, S.D.: Chemical machining of photosensitive glass. Ind. Eng. Chem., 45: 115, 1953.
52. Tsai, Y.L., Petsche, P.E., Anusavice, K.J. and Yang, M.C.: Influence of glass ceramic thickness on Hertzian and Bulk fracture Mechanisms. Int. J. Prosthodont., 18: 27, 1998.
53. Wagner, W.C. and Chu, T.M.: Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J. Prosthet. De -nt., 76: 140, 1996.
54. Wintermantel, E.: Ivoclar internal report, 1996.
55. Wohlwend, A.: The Empress Technique; The new technique for the fabrication of the full ceramic crown, inlay, veneers. Quintesse nz Zahntech., 16: 966, 1990.
56. Zeng, K., Oden, A., Rowcliffe, D.: Flexure test on dental ceramics. Int. J. Prosthodont., 434: 9, 1996.