

베니어 포세린 두께가 지르코니아 세라믹 수복물의 파절 강도에 미치는 영향

김은지, 박미경*

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

〈Abstract〉

Influence of fracture strength of zirconia ceramic restoration on thickness of veneer porcelain

*Eun-Ji Kim, Mi-Gyoung Park**

Department of Dental Laboratory Science Graduate School, Catholic University of Pusan, 57, Oryundae-ro, Geumjeong-gu, Busan, 609-757, South Korea

The purpose of this study was to examine fracture strength of zirconia ceramic restoration on thickness of veneer porcelain. Specimens were made from zirconia core and veneering ceramic 0.5 mm (ZR5), 0.7 mm (ZR7), and 1.0 mm (ZR10), respectively. Metal ceramic restorations (PFM) with metal core and veneering porcelain in thickness 0.5 mm and 1.0 mm, respectively were used as control. Fracture strength of the specimens was measured using a universal testing machine (UTM). Fracture surface of the specimens was observed. The fracture strengths of each specimen group were 2627.1 (\pm 559.4) N (ZR5), 3476.1 (\pm 116.6) N (ZR7), 3821.3 (\pm 594.1) N (ZR10), and 5273.5 (\pm 538.4) N (PFM). As a result, the fracture strength of zirconia ceramic group increased as the thickness of veneering porcelain increased. The fracture strength of zirconia ceramic group (2627.1-3821.3 N) was lower than that of metal ceramic group (5273.5 N). Failure pattern of each specimen was perpendicular fracture lines directly of the lingual slope of the buccal cusp. The entire fracture was observed in zirconia ceramic group and the partial fracture only showed in metal ceramic group.

Key words : All-ceramic, Fracture strength, Veneer porcelain thickness, Zirconia

I . INTRODUCTION

PFM(porcelain fused-to metal) 수복물은 여러 가지 장점으로 인해 많이 사용되어져 왔으나, 하부 구조에 의하여 포세린의 투명도가 낮아지고, 금속의 영향으로 심미성이 떨어진다는 한계점을 가지고 있다. 또한 심미적인 색조와 강도를 얻기 위해서는 비교적 많은 양의 치아 삭제가 요구되는 단점을 가

지고 있다(Piddock와 Qualtrough, 1990; Ju 등, 1998).

이러한 문제들로 인해 All-ceramic 수복물에 대한 관심이 증가하면서 근래 임상적으로도 많이 사용되고 있다. 초기의 All-ceramic 수복물은 파절에 대한 취약성을 가지고 있기 때문에 심미성이 요구되는 부위에 제한적으로 사용되어졌다. 그러나 지속적인 연구 결과로 다양한 종류의 All-ceramic 수복물이 개발되었고 심미성 개선, 변연적합성 향상 및 파절 강도의 증가로 인해 활용범위가 전치부에서 구치부로 확대되고 있다(Anusavice와 Hojjatie, 1992; Blatz, 2002). All-ceramic 수복물은 구조에 따라 크게 두 종류로 구분한다. 세라믹 자체의 물성을 높여 고강도의 세라믹 수복물을 제작하는 단일구조 All-ceramic 수복물과 강한 포세린 코어를 제작

* Correspondence: 박미경

부산시 금정구 오륜대로 57 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Tel: +82-51-510-0595, Fax: +82-51-510-0598

E-mail: mgpark@cup.ac.kr

한 후 장식계열 포세린을 축성하는 이중구조 All-ceramic 수복물로 나눌 수 있다. 이중구조 All-ceramic 수복물은 상부 포세린의 축성으로 높은 심미성을 가지며 코어 재료의 우수한 물리적 성질에도 불구하고, 베니어 포세린인 장식계열 포세린의 낮은 탄성에너지 흡수력, 낮은 인장력 및 미세한 구조결함 등으로 파절이나 탈락 가능성이 높은 것이 문제점으로 보고되었다(Albakry 등, 2003; Aboushelib 등, 2006).

All-ceramic 수복물의 파절강도에 영향을 미치는 요인으로 는 지대치 형성의 설계, 코어의 두께, 교합면의 두께, 인공치 관의 두께, 하중이 가해지는 방향, 하중이 가해지는 위치, loading stylus 방경, 열순환, 반복하중 시행 여부, 지지모형의 탄성계수, 접착제의 종류 등이 있다(Scherrer와 Rijk, 1993; Kem 등, 1994; Kim 등, 2003; Kim 등, 2004). All-ceramic 수복물이 파절에 대한 적절한 저항력을 가지기 위해서는 제조사에서 제시한 충분한 두께를 가지는 것이 필수적이지만 임상적으로는 적절한 두께를 갖지 못하게 되는 경우도 있다.

지르코니아의 파절강도에 관한 선행연구로는 하부구조의 코핑 디자인, 코핑의 두께 및 시멘트 종류에 따른 지르코니아의 파절강도에 관한 연구 (Sim 등, 2010; Kim 등, 2012) 등이 제한적으로 보고되었다. 이와 같이 하부구조 코어의 두께에 따른 지르코니아 세라믹 수복물의 강도에 관한 연구는 보고되고 있으나, All-ceramic 수복물 상부구조인 베니어 포세린 두께에

따른 지르코니아의 파절강도에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

이에 본 연구에서는 베니어 포세린의 두께 (0.5, 0.7, 1.0 mm)에 따른 지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도를 평가하고 파절양상을 비교하고자 한다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 시편제작

세라믹 수복물을 제작하기 위하여 금속 지대치를 제작하고 그 위에 지르코니아 코어와 메탈 코어를 각각 제작한 다음, 베니어 포세린을 축성하였다. 하악 우측 제1대구치에 해당하는 경질레진치 (Livera, Shofu, Japan)를 이용하여 근단부를 레진에 포매한 뒤 다이를 만들어 지대치를 형성 하였다. 삭제된 지대치를 실리콘 인상재 (Exafine, GC, Japan)를 이용하여 주모형의 인상을 채득하고 아크릴릭 레진 (Pattern resin, GC, Japan)을 이용하여 복제하였다. 복제된 아크릴릭 레진을 매 물, 소환 과정을 거친 뒤 Ni-Cr 합금 (Vera bond 2v, Aalbadent, USA)으로 주조하여 각 그룹 당 10개씩 총 40개의 실험용 금속 지대치를 제작하였다(Figure, 1).

지르코니아 코어를 제작하기 위해 제작된 금속 지대치를



Figure 1. Metal die specimen.

3D Scanner (D800, 3shape, Denmark)를 이용하여 분석하고 Computer-aided milling machine (DWX-30, Roland, Japan)을 이용해 zirconia blanks을 절삭하여 internal relief 30 μ m, 기본 두께 0.5 mm로 설계하여 지르코니아 코어를 제작하였다. 지르코니아 세라믹 수복물을 일정한 형태와 두께로 제작하기 위해 두께가 다른 각각의 시편들을 실리콘 인상재로 복제하였다. 복제된 실리콘 인상재를 이용하여 포세린을 축성하였으며, 소성이 완료된 후 동일한 형태의 지르코니아 세라믹 수복물을 얻기 위해 인덱스에 맞춰가며 포세린의 형태를 균일하게 완성하였다. 포세린 축성에는 Vintage ZR (Shofu, Japan)를 사용하였으며, 실리콘 인덱스와 금속 게이지를 사용하여 세라믹 수복물의 두께를 ± 0.1 mm 오차 범위 내에서 조정하였다. 지르코니아 세라믹 수복물은 베니어 포세린의 두께가 0.5 mm (ZR5), 0.7 mm (ZR7), 1.0 mm (ZR10)가 되도록 각 그룹당 10개씩 제작하였다.

대조군으로 금속세라믹 수복물(PFM)을 제작하기 위해 실험용 금속 지대치 위에 0.03 mm 두께의 다이 스페이서를 바르고 0.5 mm 두께의 왁스 코핑을 10개 제작하였다. 제작된 왁스 코핑은 통상적인 방법으로 매몰, 소환하여 주조하였다. 베니어 포세린은 Vintage Halo (Shofu, Japan)를 사용하였고 지르코니아 세라믹 수복물 제작 방법과 동일한 방법으로 1.0 mm의 베니어 포세린을 축성하였다.

지르코니아 세라믹 수복물과 금속 세라믹 수복물은 Rely \times Luting 2 (3M ESPE, Germany) 레진시멘트를 사용하여 합착하였다. 접착이 완료된 지르코니아 세라믹 수복물과 금속 세라믹 수복물은 37 $^{\circ}$ C의 증류수에 24시간 보관하였다.

2. 파절강도 실험

준비된 시편을 만능시험기(STM-5, USA)를 사용하여 파절 강도를 측정하였다. 치아 장축에 수직이 되도록 시편을 금속 지그에 고정하고 끝이 둥근 직경이 6 mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 세라믹 수복물 기능교두의 협설측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였다. Cross-head speed는 1 mm/min으로 각 시편이 파절될 때까지 하중을 가하였다(Figure 2).

3. 파절 양상 관찰

파절강도 측정 후 파절이 일어난 40개의 시편의 파절 양상을 관찰한 후 파절 양상을 평가하여 비슷한 양상을 보이는 시편들을 분류하였다.

- (1) 전부 파절 (Complete fracture) : 금속 모형에서 시편이 완전 분리되는 파절
- (2) 부분 파절 (Incomplete fracture) : 베니어 포세린층에서의 파절



Figure 2. Schematic diagram of the compression test set-up on UTM.

4. 통계분석

지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도를 비교하기 위해 SPSS Ver.21,0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA)을 이용하여 일원 배치분석 (one-way ANOVA)을 시행하였고, Duncan 사후검정에 의해 통계학적 유의성을 검사하였다. 각 군의 통계적 유의수준은 0.05로 하였다.

III. RESULTS

1. 지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도

Table 1은 베니어 포세린 두께에 따른 세라믹 수복물의 파절강도를 나타내었다. 베니어 포세린 두께가 0.5 mm인 ZR5군의 파절강도는 2627.1 (± 559.4) N으로 가장 낮게 나타났

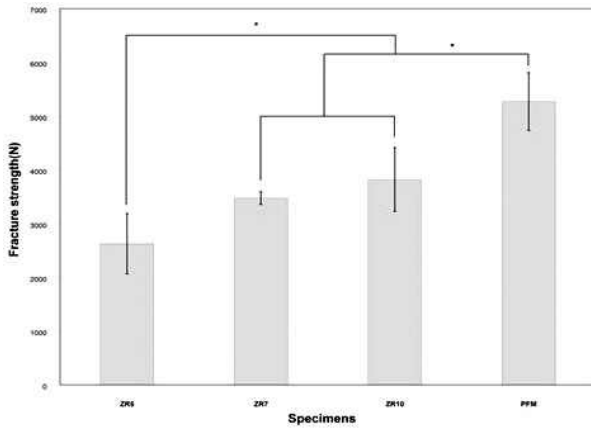


Figure 3. Comparison of fracture strength of specimens.

Table 1. Fracture strength (N) of the specimens

Group	Mean	SD	Minimum	Maximum
PFMa	5273,5	538,4	4477,7	5880,1
ZR5b	2627,7	559,4	2135,9	3377,4
ZR7c	3476,1	116,6	3351,9	3583,4
ZR10c	3821,3	594,1	3461,7	4507,1

* Note : At the 0,05 significance level, the means of any two groups with the same superscript letters are not significantly different.

으며, 베니어 포세린 두께가 0.7 mm인 ZR7군은 3476.1 (± 116.6) N, 베니어 포세린 두께가 1.0 mm인 ZR10군은 3821.3 (± 594.1) N으로 나타났다. PFM군의 파절강도는 5273.5 (± 538.4) N으로 가장 높게 나타났다(Figure 3).

지르코니아 세라믹 그룹과 PFM 그룹간에 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.05). 지르코니아 세라믹 수복물의 베니어 두께가 0.5 mm, 0.7 mm 그리고 1.0 mm로 증가할수록 파절강도가 유의하게 증가하였다(p<0.05). ZR7군과 ZR10군 두 집단 사이에는 통계학적 유의한 차이가 없었다(p>0.05).

2. 파절 양상

각 시편의 파절 양상은 하중이 가해진 협측 교두의 설측 경사면 중앙부위 직하방으로 수직적인 파절선이 나타났고, 파절선을 중심으로 세라믹 수복물 파절편이 금속모형에서 분리되었다. 시편의 교합면에 수직으로 하중을 가하면 시멘트 층과 세라믹 수복물 사이 계면에서 인장력이 발생하여 균열이 생기기 시작된다. 파절 정도에 따라 전부 파절 (Complete fracture)과 부분 파절 (Incomplete fracture)로 분리하여 구분하였다(Table 2, Figure 4).

교합면의 두께가 증가할수록 파절편의 크기가 크게 관찰되었으며, 지르코니아 세라믹군들은 전체 파절을 많이 보였으며, PFM 군은 하부구조에 금속 코핑이 있어 부분 파절만이 나타났다.

Table 2. Failure modes of specimens

Group	Complete fracture	Incomplete fracture
PFM	0	10
ZR5	8	2
ZR7	9	1
ZR10	8	2

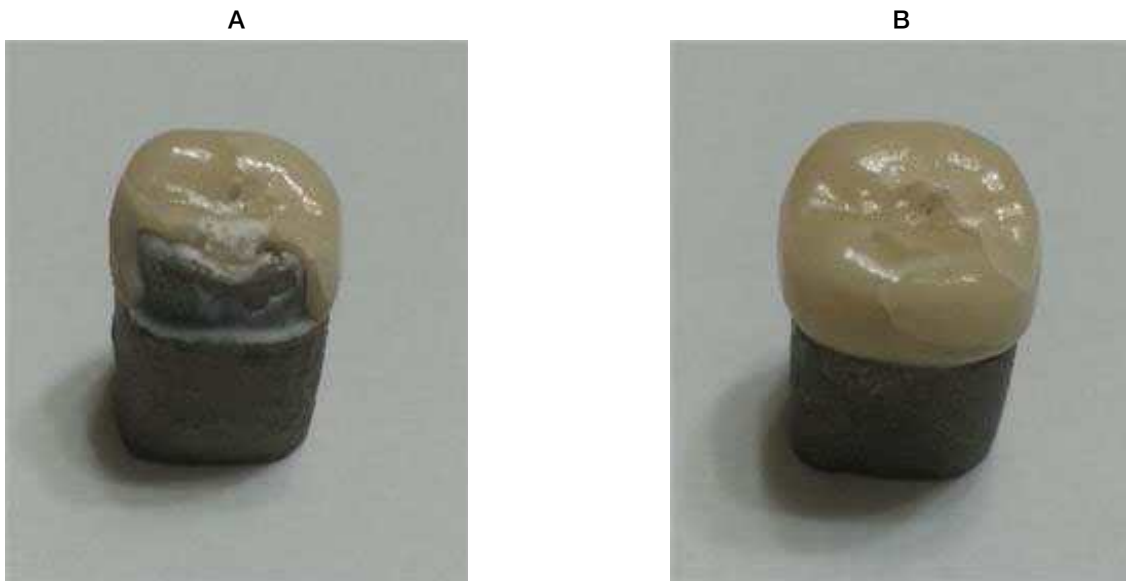


Figure 4. Fracture surface observation of (A) Complete fracture, (B) Incomplete fracture.

IV. DISCUSSION

본 연구는 베니어 포세린 두께가 다른 3종의 지르코니아 세라믹 수복물을 제작하고 그 파절강도를 비교함으로써 베니어 포세린두께가 지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도에 미치는 영향을 평가하였다.

치과용 지르코니아의 임상수명에 관한 다양한 연구보고가 발표되었는데, Ozkurk 등 (2010)은 지르코니아 세라믹 수복물의 임상성적에 대하여 5년 동안 97.8 %의 생존율을 보고하였고, 실패는 5-unit framework의 연결부에서 일어났으며 또한 빈번한 합병증은 상부포세린의 균열 또는 파절이 원인이었다고 보고하였다. Molin 등 (2008)은 3-unit 지르코니아 세라

믹 수복물의 성공률을 5년간 94.7 %로 보고하였다. Sailer 등 (2006)은 3년간 46개의 지르코니아 세라믹 수복물을 3년간 관찰한 결과 지르코니아 코어는 100 %의 성공률을 보였으나 상부포세린에서 13 %의 파절이 일어났다고 하였다.

All-ceramic 수복물의 코어와 베니어 포세린 계면이 파절되는 원인으로는 두 재료와의 열팽창계수 차이에 의한 응력집중과 코어에 대한 베니어 포세린의 젖음성, 베니어 포세린의 소성에 따른 수축, 열이나 응력부하에 의한 코어와 베니어 포세린 계면의 결정 변태와 제작 과정에서 발생하는 결함 등이라고 보고하였다 (De Jager 등, 2005). 세라믹 수복물 파절의 구조적 원인에 대해서 Anusavice와 Hojjatie (1992)는 세라믹 수복물의 기공이 있는 곳이나 결합 부위에 응력이 집중된다고

보고하였다. Kelly 등(1990)은 세라믹 수복물 파절의 원인에 대하여 내면의 특정 부위에 인장응력이 과도하게 집중되거나 제작과정의 오류로 인하여 세라믹 수복물 내면에 결합부위가 발생되어 일어나는 것으로 분석하였다.

건강한 성인 남녀의 근전위도측정 결과 최대 교합력은 평균 700 N정도이고 최대 1221 N의 교합력을 보이는 경우도 있다고 보고하였다 (Ferrario 등, 2004). 본 연구에서 지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도를 측정된 결과 베니어 포세린 두께가 0.5 mm 인 ZR5군은 2627.1 (\pm 559.4) N으로 가장 낮게 측정 되었으며, 베니어 포세린 두께가 1.0 mm인 ZR10군은 3821.3 (\pm 594.1) N으로 가장 높게 나타나, 베니어 두께가 증가할수록 파절강도가 증가하였다. 모든 시편군들은 Ferrario 등 (2004)이 제시한 최대 교합력인 1221 N과 비교하였을 때 파절의 위험성 없이 구강 내에서 사용할 수 있는 것으로 보여진다.

대조군인 PFM군은 지르코니아 시편군보다 높은 값인 5273.5 N으로 나타났다. 이는 코어의 재료 및 상부포세린의 재료, 결합관계의 차이에 따라 결과 값이 차이가 있는 것으로 사료된다. Potiket 등 (2004)은 금속세라믹 수복물과 All-ceramic 수복물의 파절강도가 차이가 없었음을 보고하였으며, 이는 이들 포세린수복물의 파절강도가 코어 재료 자체의 물성보다는 다른 요인에 의해 결정된다는 것을 의미하는데 코어재료와 상부 포세린간의 결합강도가 파절강도에 큰 영향을 미치는 것으로 추정된다.

Lee 등(2010)은 지르코니아 코어 0.5mm, 베니어 포세린 1.0mm인 All-ceramic 수복물의 파절강도는 최대 3897 N으로 모든 치아 중 가장 높게 나타났다고 보고하였는데, 이는 베니어 포세린 두께가 1.0 mm인 ZR10군의 파절강도가 3821.3 (\pm 594.1) N이라는 본 연구결과와 일치한다. Kim 등 (2014)은 지르코니아 코어는 동일하게 제작한 후 세라믹 종류에 따른 파절강도를 측정하였는데 축성법은 4263.8 N, 열가압법은 5070.8 N, 소결법은 6242 N으로 나타났다고 보고하였다. 하악 제1대구치 All-ceramic 수복물의 파절강도에 대한 Kim 등 (2003)의 연구에서 IPS Empress 세라믹 수복물의 평균 파절강도는 교합면 두께 1.5 mm, 측면경사도 4° 인 경우가 1091 N으로 가장 낮게 나타났으며, 교합면 두께 2.5 mm, 측면경사도 12° 인 경우가 1789 N으로 가장 높게 나타났다. 이 결과

경사도는 파절강도에 유의하게 영향을 주지 않지만 교합면 두께는 파절강도에 유의한 영향을 주는 것으로 보고하였다. 따라서 본 연구에서는 베니어 포세린 두께를 각각 0.5 mm, 0.7 mm, 1.0 mm 등 다르게 설정하여 지르코니아 세라믹의 파절강도 평가하였다.

Scherrer와 Rijk (1993)은 실험 연구에서 지지모형의 탄성계수가 커질수록 파절강도도 증가한다고 보고하였다. Potiket 등 (2004)은 금속 지대치를 사용하지 않고 자연치아를 사용한 수종의 All-ceramic 수복물의 파절강도에 관한 연구에서 모든 시편의 파절이 자연치아의 치경부에서 일어나고 파절강도도 낮게 측정되었다고 보고하였다. 본 연구에서는 전체 시편군의 파절강도가 2627.7~5273.5 N으로 높은 값을 보였는데, 이는 탄성계수가 높은 금속지대치를 사용하였기 때문이라고 보여진다.

Kelly (1990)등은 All-ceramic 수복물과 시멘트층 사이 계면에서 발생한 균열이 계면을 따라 측방 및 상방으로 전파되어 All-ceramic 수복물의 파절을 야기하며, 이러한 형태의 파절이 임상적으로 실패한 대부분의 All-ceramic 수복물에서 발견되는 현상이라고 하였다. Castellani 등 (1994)은 금속세라믹 수복물과 All-ceramic 수복물의 파절강도에 관한 연구에서 All-ceramic 수복물의 경우 crack은 다공성의 층에서 시작되어 전체 두께로 쉽게 확산되는데 이는 포세린이 근본적으로 깨지기 쉬운 성질을 가지기 때문이라고 하였다. 이에 반해 금속세라믹 수복물은 포세린이 완전히 파절되었을 때에도 하부 금속에 부착되어 있는 경향을 보였다. 본 연구에서도, 지르코니아 시편군들은 대부분 코어까지 파절된 전체 파절을 많이 보였으며, 대조군인 PFM 시편군은 금속 코핑이 하부구조에 있어 부분 파절만이 일어났는데 이는 포세린의 crack이 전체 두께로 쉽게 확산된다는 Castellani 등 (1994)의 연구결과와 일치한다.

All-ceramic 수복물의 파절 강도는 실험 방법과 조건에 따라 630 N에서 2000 N 이상에 이르기까지 다양한 수치를 보이고 있다. 파절 하중 값은 지지 모형의 탄성계수, 표면 거칠기, 시멘트의 특성, 지대치 형태, 하중이 가해지는 위치 및 방향 등의 다양한 변수에 의해 영향을 받게 된다. 따라서 대부분의 파절 하중에 대한 연구 결과는 상대적인 수치에 더 의미를 두고 있다고 볼 수 있다 (Scherrer와 Rijk, 1993; Rosenstiel 등, 1998).

본 연구는 수직적인 하중으로만 얻어진 결과이며 타액에 의한 습윤한 구강상태, 음식에 의한 온도 변화, 즉각적, 점진적으로 반응하는 교합력을 고려하지 않은 점, 수복물이 상아질 위에 놓이지 않은 점 등 구강내의 조건과는 다르므로 실제 임상에 그대로 적용한다고 보기에는 한계가 있으며 (Kelly, 1999), 시편의 개수가 그룹 당 10개로 많지 않았기 때문에 좀 더 신뢰할 만한 데이터를 얻어 정확한 분석을 통해 일반화하기는 어렵다. 좀 더 여러 변수를 두어 실험군을 세분화하고 시편 수를 늘려 다양한 요소들이 고려되는 실험적인 비교연구와 임상연구가 계속 이루어져야 할 것이다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 지르코니아 세라믹 수복물의 베니어 포세린 두께를 다르게 하여 파절강도를 측정하였고, 그 영향을 평가하였다. 각 시편군의 파절강도는 ZR5군은 2627.1 (\pm 559.4) N, ZR7군은 3476.1 (\pm 116.6) N, 및 ZR10군은 3821.3 (\pm 594.1) N으로 베니어 두께가 증가할수록 지르코니아 세라믹 수복물의 파절강도는 높게 나타났다 ($p < 0.05$). 지르코니아 세라믹 수복물 (2627.1-3821.3 N)의 파절강도는 금속 세라믹 수복물 (5273.5 N)에 비하여 낮게 나타났다 ($p < 0.05$). 각 시편의 파절 양상은 하중이 가해진 협측교두의 설측 경사면에 수직적인 파절선이 나타났다. 지르코니아 세라믹군들은 전체 파절을 많이 보였으며, PFM군은 하부구조에 금속 코핑이 있어 부분 파절만이 나타났다.

VI. REFERENCES

1. 김은지 (2015). 베니어 세라믹 두께에 따른 지르코니아 전부도재관의 파절 강도. *부산가톨릭대학교 대학원 석사 학위논문*.
2. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22(9):857-863.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 31:181-188.
4. Anusavice KJ, Hojjatie B (1992). Tensile stress in glass-ceramic crowns; Effect of flaw and cement voids. *Int J Prosthodont* 5:351-358.
5. Blatz MB (2002). Long term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 33:415-426.
6. Castellani D, Bccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD (1994). Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7:149.
7. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD/CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 21:242-251.
8. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32: 451-457.
9. Ju TH, Oh SC, Dong JK (1998). A Study on the fitness of the IPS Empressceramic crown according to margin type. *J Korean Acad Prosthodont* 36:846-857.
10. Kelly JR, Giordana R, Prober R, Gima MJ (1990). Fracture surface analysis of dental ceramics clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3:430-440.
11. Kelly JR (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81:652-661.
12. Kem M, Fechtig T, Strub J (1994). Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 71:251-256.
13. Kim DY, Lee YS, Park WH (2004). Comparative study of fracture strength depending on the thickness of some all ceramic cores. *J Kor Acad Prosthodont* 42:49-56.
14. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS (2012). Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and

- marginal design of coping. *J Prosthet Dent* 108: 96-101.
15. Kim SH, Lee JH, Kim YL, Dong JK (2003). Fracture strength of the IPS Empress crown : the effect of occlusal depth and axial inclination on lower first molar. *J Korean Acad Prosthodont* 41:48-60.
 16. Kim WY, Hong MH (2014). Fracture Strength Analysis of Monolithic Zirconia Ceramic by Abutment Shape. *J Kor Aca Den Tec* 36:231-237.
 17. Lee IS, Kim JM, Dong JK (2010). Fracture strength of zirconia ceramic crowns according to tooth position. *J Korean Acad Prosthodont* 48:94-100.
 18. Molin MK, Karlsson SL (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 21:223-227.
 19. Ozkurt Z, Kazazoglu E, Unal A (2010). In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater J* 29:138-146.
 20. Pidcock V, Qualtrough AJ (1990). Dental ceramics-an update. *J Dent* 18:227-235.
 21. Potiket N, Chiche G, Finger IM (2004). In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 92:491-495.
 22. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80:280-301.
 23. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 37:685-693.
 24. Scherrer SS, Rijk WG (1993). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 6:462-467.
 25. Sim HB, Kim YJ, Kim MJ, Shin MR, Oh SC (2010). Fracture resistance and marginal fidelity of zirconia crown according to the coping design and the cement type. *J Korean Acad Prosthodont* 48:194-201.