도재의 두께가 하부금속과의 전단결합강도에 미치는 영향

경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

조정민 · 이청희 · 이규복 · 조진현

이번 연구는 금속 내관에 축성된 도재의 두께가 도재의 전단 결합 강도에 어떠한 영향을 주는지 알아보기 위하여 장석계 도재와 열가압 성형 도재를 다양한 두께로 축성하여 비교하였다. 120개의 금속 정육면체(4 x 4 x 4 mm)를 주조하여 제작한 후, 60개는 장석계 도재를, 나머지 60개는 열가압 성형 도재를 각각 1mm, 1.5mm, 2mm, 2.5mm, 3mm 그리고 3.5mm 두께로 축성하여 시편을 제작하였다. 전단 결합 강도 측정을 위해 Instron univeral testing machine에서 측정하여 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 1) 장석계 도재에서는 도재 두께가 두꺼워지면서 전단 결합 강도가 낮아지는 것으로 나왔으며, 1mm 도재 두께에서 전단 결합강도가 유의하게 높게 나왔다. 2) 열가압 성형 도재에서 도재 두께에 따른 전단 결합 강도에는 유의한 차이가 없었다. 3) 같은 두께의 장석계 도재와 열가압 성형 도재의 전단 결합강도 비교에서 장석계 도재가 높은 전단 결합강도를 나타냈으며, 두께가 1mm와 3mm일 때 유의하게 높게 나타났다. 4) 금속과 도재 사이 파절 양상은 대부분의 시편에서 금속면과 도재면이 함께 관찰되는 cohesive failure와 adhesive failure가 혼재된 양상으로 나타났으며, 도재의 두께가 증가함에 따라 금속 노출면이 감소하였다.

주요어: 장석계 도재, 열가압 성형 도재, 전단 결합 강도, 도재 두께 (**구강회복응용과학지** 2012:28(3):223~232)

서 론

세라믹재료는 심미성, 압축강도, 내마모성 등 우수한 장점을 가지고 있어 전치부 보철물에 널리 사용되어 왔으나, 취성이 약하고 인장과 충격에 약한 문제점을 가지고 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 장석계 도재의 하부에 금속을 강화한 금속도재관이 도입되어 지금까지 사용되고 있다.[1)]

환자의 심미적인 요구가 높아지면서 심미성, 변연적합성 및 강도의 측면에서 우수한 전부도재관의 제작기법 중 하나인 열가압성형법이 개발되었다. 이 방법은 기존의 장석계 도재의 축성 방식과는 달리 Lost-Wax법을 이용하여 숙련이 필요 없고, 안정적인 물리적 성질을 나타낸다[2)]고 보고되고 있다. 그리고 이런 열가압성형 도재의 우수한 장점과 금속의 지지에 의한 우수한 파절에 대한 저항성을 도모하기 위하여 열가압성형 도재를 금속도재관에 적용하는 연구가 이루어져 현재는 임상에 사용되어지고 있다.

교신저자: 이청희
700-412 대구광역시 중구 달구벌대로 2175
경북대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실
Tel: 053-600-7651, E-mail: chlee@knu.ac.kr
원고접수일: 2012년 05월 10일, 원고수정일: 2012년 08월 30일, 원고채택일: 2012년 09월 25일

금속과 도재간의 결합은 기계적 결합, 화학적 결합, Van der Waal's force에 의한 결합, 그리고 도재와 금속의 열팽창계수 차이에 의해 발생하는 수축력에 의한 결합 등이 있을 수 있으며 이러한 결합이 복합적으로 작용하여 도재와 합금의 결합력을 결정하게 된다. Vickery 등[3]은 이러한 도재와 금속의 결합강도에 미치는 영향에 대하여 화학적 결합이 약 52%, 기계적 결합이 약 22%, 열수축력에 의한 결합이 약 26%이며 화학적 결합력이 가장 영향을 많이 미친다고 보고하였다.

열가압성형 도재와 금속 간의 결합강도에 관한 다양한 연구가 행해져 왔으며, 여러 가지 방법을 통해 금속과 도재간의 결합력을 측정하고 그 임상적 유용성을 평가하기 위한 연구가 행해졌다. Schweizer 등[4]은 열가압성형 도재와 장석계 도재의 결합력 비교연구에서 3점 하중시험을 통해 열가압성형 도재와 비귀금속의 결합력이 장석계 도재와 비귀금속의 결합력과 유의한 차이가 없다고 하였다. 그러나 김[5]은 비귀금속의 표면처리방법에 따른 열가압성형 도재의 전단결합강도 비교 연구에서 비귀금속에 대한 도재의 결합력이 열가압성형 도재보다 장석계 도재에서 높다고 보고하면서, 이것은 장석계 도재는 화학적인 결합과 동시에 고온에서의 소성으로 열팽창계수에 의한 압축력이 발생하여 저온소성의 열가압성형 도재에 비해 높은 결합력을 보이는 것이라고 해석하였다.

그러나 열가압성형 도재 뿐만 아니라 장석계 도재에서도 도재 두께에 따른 전단 결합강도 변화에 관한 연구는 많이 보고되고 있지 않고 있는 상황이다.

이에 본 연구에서는 금속코핑에 축성된 도재의 두께가 도재의 전단결합강도에 어떠한 영향을 주는지 알아보기 위하여 장석계 도재와 열가압성형 도재를 다양한 두께로 축성한 후 전단결합강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고 하는 바이다.

연구재료 및 방법

1. 실험 재료

비귀금속합금(4 all®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), 장석계도재(Inspiration®, Heimerle+Meule GmbH, Pforzheim, Germany), 그리고 열가압성형도재(IPS Inline® PoM, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 사용하였다.

2. 실험 방법

1) 금속시편 제작

미리 제작한 금형을 이용하여 왁스로 납형(4×4×4 ㎜)을 120개 제작하였다. 여기에 매몰재(Hi-temp, Whip-mix CO, USA)를 사용하여 통상적인 방법으로 주조하였다.

2) 금속 시편의 표면 처리

도재를 축성할 시편의 면은 SiC 페이퍼(No. 400, 800, 1000)로 순서대로 처리한 후, 5㎛, 1㎛, 그리고 0.3 ㎛크기의 알루미나 페이스터(ALPHA MICROPOLISH®, BUEHLER, IL, USA)를 사용하여 순서대로 연마하였다. 그리고 110㎛ 알루미늄 옥사이드로 3기압하에서 2 ㎝ 떨어져서 샌드브라스팅하였다. Degassing을 위하여 950℃에서 5분간 계류시켰다.

3) 오펙 처리

축성될 도재와 일치하도록 실험 Ⅰ군의 장석계 도재축성을 위한 60개 시편에는 Inspiration A3 오펙(Heimerle+Meule GmbH, Pforzheim, Germany)을 그리고 실험 Ⅱ군의 열가압성형도재 축성을 위한 60개 시편에는 Inline A3 오펙(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)을 각각의 소성 스케줄에 따라 2차에 걸쳐 소성하였다. 실험 Ⅰ군의 A3 오펙은 450도 6분 계류 후, 분당상승온도 100도로 930도에서 2분 계류하여 일, 이차 동일하게 소성하였다. 실험 Ⅱ군의 A3 오펙은 400도

Table Ⅰ. Number and characteristics of specimens of each group

Group	subgroup	n	thickness of porcelain	material
Ⅰ	a	10	1mm	Feldspathic porcelain (Inspiration®)
	b	10	1.5mm	
	c	10	2mm	
	d	10	2.5mm	
	e	10	3mm	
	f	10	3.5mm	
Ⅱ	a	10	1mm	Heat-pressed porcelain (IPS Pom®)
	b	10	1.5mm	
	c	10	2mm	
	d	10	2.5mm	
	e	10	3mm	
	f	10	3.5mm	

8분 계류 후, 분당상승온도 80도로 900도에서 1분 계류하여 일, 이차동일하게 소성하였다.

4) 도재 축성

실험 Ⅰ군의 시편을 10개씩 6개의 아군으로 나누고 두께가 1 ㎜, 1.5 ㎜, 2㎜, 2.5 ㎜, 3 ㎜ 그리고 3.5 ㎜가 되도록 장석계 도재 Inspiration A3 dentin(Inspiration, Heimerle+Meule GmbH, Pforzheim, Germany)을 회사가 추천하는 소성스케줄에 따라 두 번에 걸쳐 소성하였다. 도재를 축성하여 1차 소성하고 소성 후 부족분을 축성



Fig. 1. Specimen in experiment.

Table Ⅱ. Firing schedule of feldspathic porcelain

	Pre-heat	Drying time	Heating rate	Final temp.	Hold time
1st firing	400℃	6min.	60℃/min.	880℃	1min.
2nd firing	400℃	6min.	60℃/min.	870℃	1min.
Glazing	400℃	6min.	60℃/min.	870℃	1min.

하여 2차 소성하였으며 소성 후에 형태를 조정하고 그레이징하였다.(Fig. 1)

실험 Ⅱ군에서도 시편을 10개씩 나누어 6개의 아군으로 나눈 다음, 두께가 1㎜, 1.5㎜, 2㎜, 2.5㎜, 3㎜ 그리고 3.5㎜가 되도록 왁스(S-U Ceramo, Schuler-dental, Germany)를 사용하여 형성한 후 시편에 주입선을 달고 열가압성형도재 전용 실리콘 링에 전용매몰재(Press Vest Speed, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 사용하여 제조사가 제시한 매몰재 혼합비율에 따라 매몰한다. 퍼니스에 위치시켜 왁스를 소환한 후, 프레싱 인고트 POM 3번(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)과 IPS e.max AlOx plunger를 위치시키고, 700℃로 예열된 프레싱 퍼니스(EP 5000, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)에 넣고 60℃/min.의 속도로 가열하여 940℃에서 20분간 계류시킨 후 지정 된 압력과 속도로 압축성형하였다. 가압 프로그램이 완료된 후 매몰용 링을 약 60분간 실온으로 식힌 다음, 60psi 압력에서 polishing beads를 이용하여 rough divesting을 하고, 15~22psi로 압력을 줄여서 fine divesting으로 매몰재를 제거하였다. 스프루를 제거하고 그레이징하였다.(Fig. 1)

5) 전단결합강도의 측정

시편 고정장치에 시편을 고정하고 인스트론 만능시험기(Model 4202, Instron Corp, USA)를 사용하여 cross head speed 1㎜/min의 속도로 압축력을 가하여 파절시의 순간 최대 하중을 기록하였다. 이 때 하중점은 도재의 끝에서 0.5㎜ 되는 지점에 오도록 하였다.(Fig. 2 & 3)

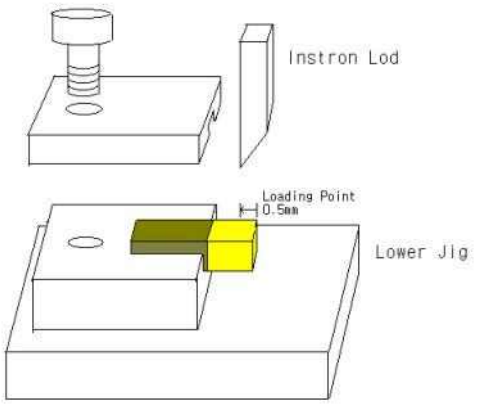

Fig. 2. Schematic drawing of loading jig and specimen.



Fig. 3. Measuring of shear bond strength.

6) 파절표면의 관찰

시편의 파절면과 파절양상을 관찰하였다.

Table Ⅲ. Firing schedule of heat-pressed porcelain

	Pre-heat	Hold time	Heating rate	Final temp.	Hold time
Firing	850℃	1 hour			
Glazing	450℃	6min.	60℃/min.	800℃	2min.

Table Ⅳ. Shear bond strength at Group Ⅰ

Subgroup	N	Mean±SD	p-value*
a	10	35.78±9.64[a]	0.005
b	10	28.87±9.31[ab]	
c	10	26.46±6.67[b]	
d	10	25.39±3.28[b]	
e	10	26.29±3.34[b]	
f	10	23.89±5.95[b]	

* p-value is determined by one-way ANOVA procedure.
[a,b] The same letter indicate there is no significant differences between groups by Tukey's multiple comparison at α=0.05.

3. 통계처리

실험 Ⅰ군과 Ⅱ군에 있는 각각의 아군에서 평균과 표준편차를 구하였다. 각 군에서 도재 두께에 따른 전단결합강도의 유의성이 있는지 알아보기 위하여 SPSS 14.0 프로그램(SPSS Inc., Chicago, USA)을 이용하여 paired T-test로 통계처리 하였다(P < 0.05).

실험 군 간에도 유의한 차이가 있는지 알아보기 위해 one-way ANOVA와 Duncan multiple comparison test를 이용하였다.

결 과

1. 전단결합강도 분석

1) 실험 Ⅰ군에서 도재 두께에 따른 전단결합강도

실험 Ⅰ군에서는 도재 두께가 두꺼워 지면서 전단결합강도도 점차 낮아지는 것으로 나왔으며, 1㎜의 두께에서 전단결합강도가 유의하게 높게 나왔다(P<0.05).(Table Ⅳ)

Table Ⅴ. Shear bond strength at Group Ⅱ

Group	N	Mean±SD	p-value*
a	10	24.04± 7.57	0.222
b	10	27.68± 8.74	
c	10	27.58±12.28	
d	10	22.64±11.00	
e	10	19.52± 5.61	
f	10	20.41± 7.98	

* p-value is determined by one-way ANOVA procedure.

2) 실험 Ⅱ군에서 도재 두께에 따른 전단결합강도

실험 Ⅱ군의 전단결합강도는 도재 두께가 1.5㎜와 2㎜일 때 높게 나타났고, 두꺼워지면서 낮아지는 경향을 보였으나 통계적 유의성은 없었다(P>0.05).(Table Ⅴ)

3) 실험Ⅰ군과 Ⅱ군의 같은 두께에서의 군간 비교

실험 Ⅰ군이 Ⅱ군에 비하여 전반적으로 높은 전단결합강도를 나타냈으며 두께 1㎜와 3㎜일 때는 유의하게 높게 나타났다.

Table Ⅵ. Shear bond strength between Groups at porcelain thickness 1 mm

Group	N	Mean±SD	p-value*
Ⅰ	10	35.78±9.64	0.007
Ⅱ	10	24.04±7.57	

* p-value is determined by t-test procedure.

Table Ⅶ. Shear bond strength between Groups at porcelain thickness 3

Group	N	Mean±SD	p-value*
Ⅰ	10	26.29±3.34	0.004
Ⅱ	10	19.52±5.61	

* p-value is determined by t-test procedure.



(a) (b)

Fig. 4. Fracture surfaces(a: cohesive and adhesive failure, b: cohesive failure).

2. 파절표면의 관찰 및 분석

전단력에 의해 파절된 금속 도재간의 파절양상은 대부분의 시편에서 금속면과 도재면이 함께 관찰되는 cohesive failure와 adhesive failure가 혼재된 양상을 보였다. 두께가 두꺼운 시편에서 cohesive failure 양상이 많이 나타났으며 금속이 노출되는 adhesive failure인 경우 더 높은 강도를 보였다.(Fig. 4)

고 찰

치과에서 사용되는 도재는 타액에 불용성이고 연조직에 잘 적합하며 내마모성이 강하고 색깔 및 체적의 안정성 등의 장점을 가지고 있어 다양한 형태로 응용되고 있으나 인장력, 전단력이 낮고 충격에 약한 결점으로 인하여 치과용 합금과 같이 소성하여 사용되고 있다. 이런 금속도재관에서 도재와 금속간의 결합이 임상에서의 성공에 큰 영향을 준다.

금속도재관은 임상상황에서 금속위에 덮여있는 도재가 금속으로부터 여러 가지 원인들에 의하여 파절 또는 박리 되는 문제가 발생한다. 이런 도재의 파절은 심미와 기능의 손상을 야기하며, 나아가 치과의사와 환자간의 신뢰감을 위협하는 요소가 된다.

Ozcan[6]은 금속도재관의 도재 파절에 관한 선행 연구들을 고찰하여 많은 임상연구에서 10년의 사용기간 동안 5-10%의 도재 파절율을 보이는 것으로 보고하였으며, 이런 도재의 파절은 도재-금속간의 결합력 부족, 열수축의 부적합, 디자인과 작업 잘못, 잘못된 교합 및 충격압 등에 의해 도재 및 금속간의 이종파절 혹은 동종파절의 형태로 나타날 수 있다.[7]

이렇게 금속도재관에서 금속과 도재의 결합이 매우 중요한데. 비귀금속 합금과 도재간의 결합기전은 많은 연구가 행해졌으나, 명확히 규명하지 못하고 있다. 현재까지 알려진 금속과 도재간의 결합은 합금의 요철에 의한 기계적 결합, 도재와 금속의 열팽창계수 차이에 의한 열수축력에 의한 결합, 도재와 금속계면의 금속산화물에 의한 화학적 결합, 그리고 분자간의 인력에 의한 결합 등에 의하여 결정된다고 알려져 있다.[8] 이외에도 금속과 도재의 결합은 보철물 제작과정에서 도재를 축성하는 두께, 금속하부 구조의 설계, 금속의 표면처리, 탈가스 열처리 조건, 산화피막의 두께, 합금 및 도재의 종류, 도재의 축성방법, 금속의 반복사용에 따라 영향을 받는다.[9,10]

장석계 도재와 열가압성형 도재의 금속과의

결합력에 관한 연구는 많이 행해져 왔으나 두께에 따른 영향에 관한 연구는 많이 보고되고 있지 않았다. 그래서 본 실험에서는 기존의 축성방식을 사용하는 장석계 도재 뿐 아니라 도재 축성에 편의성을 추구하여 새로 개발된 열가압성형 도재를 사용하여 도재 두께에 따른 비귀금속 합금과의 전단결합강도를 측정하였다.

도재와 금속의 결합강도를 측정하는 실험에는 여러 가지 방법이 있다. Push/pull shear bond test, circular/rectangular/conical interface shear test, oblique shear test. tension/shear test, semi-circular arch flexure test, torsion test, 3/4-point flexure bond test 등 다양한 방법들이 있지만, 현재까지 어떠한 실험방법도 금속 세라믹의 절대적 결합강도를 측정할 수 있다고 보기는 어려운데, 이는 재료마다 주 결합기전이 다르고, 계면에서의 잔류응력, 실험방법에서의 변수 등이 있기 때문이다.[11] 3점 또는 4점 굽힘결합시험(flexure bond test)은 금속 판에 포세린을 소성하는 방법으로 시편의 제작이 쉽고 시험법이 용이한 장점이 있으며, 금속과 포세린의 두께는 임상상황과 유사하고 거의 모든 치과용 금속의 탄성계수에 적용이 가능하므로 ISO 9693:1999 Metal-ceramic dental restorative system의 금속-세라믹 결합강도 측정법으로 채택되어 많은 연구에서 이용되고 있다.[12] 하지만 이번 실험에서는 두께에 따른 각 도재의 결합강도 측정이 목적이므로 굽힘결합시험을 사용하지 않고 전단결합강도를 측정하였다.

김[13]은 전단결합강도 측정을 위한 시편 제작 시 시편의 직경이 4㎜일 때 3.5㎜ 두께의 시편이 사용되었지만, 직경이 5.7㎜일 때는 4㎜ 두께의 시편으로 도재와 금속의 계면에서 0.5㎜지점에 하중을 가하는 것이 적절하고 하였다. 그러나 이번 실험은 두께에 따른 결합강도를 보기위한 것이므로 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5㎜두께로 도재를 축성하였고, 또한 임상에서 하중이 도재의 표면에 미치는 관계를 재현하기 위해 하중점이 미끄러지지 않고, 도재의 가장 바깥쪽에 하중을 주기위해 도재표면에서 0.5㎜내측에 압축력을 주도록 하였다.

실험 결과에서, 실험 Ⅰ군에서는 1㎜ 두께에서만 유의하게 높은 전단결합강도가 나타났고 두께가 증가함에 따라 강도가 점차적으로 감소하였으며, 실험 Ⅱ군에서는 1.5㎜와 2㎜ 두께에서 높은 강도를 보였으나 통계적 차이는 없는 것으로 나타났다. 금속접합면과 도재 두께에 따라 하중점과의 거리를 생각하여 볼 때 거리가 멀어질수록 모멘트가 작용하여 작은 힘에도 파절될 것으로 예상하였고, 임상에서 2㎜이상에서 도재가 파절될 가능성이 많다는 전제에서 본다면, 이러한 결과는 도재 두께의 증가에 따른 전단결합강도의 감소가 생각보다 크지 않은 결과로 예상과 조금 다른 결과가 나타났다. 이런 결과를 볼 때, 임상에서 금속도재관의 도재파절은 도재 두께에 따른 결합력의 감소보다는 다른 원인 즉 교합문제나 도재축성의 실수 등으로 생기는 것이 아닌가 추측된다.

실험군 간 비교에서 전통적인 도재축성방식인 실험Ⅰ군이 전반적으로 결합력이 높은 것으로 나타났으며 두께 1㎜와 3㎜에서 유의하게 높게 나타났다. 이는 Schweizer등[4]에 의해 이루어진 열가압성형 도재와 금속간의 결합력과 장석계 도재와 금속간의 결합력 측정을 위한 3점 하중실험에서 유의한 차이는 없고 유사한 결합력을 보인다고 보고한 것과는 조금 다른 결과를 보여주는 것이며, 김[5]에 의해 이루어진 비귀금속 합금과 열가압성형도재의 전단결합강도 비교 연구에서 열가압성형 도재가 유의하게 낮은 전단결합강도를 보였다는 것과는 일치하는 연구 결과이다. 이는 결합강도 측정의 실험방식 차이와 도재 두께에 따른 변화에 의한 것으로 생각된다.

본 실험의 강도측정 방식이 시편의 끝에서 일정한 지점에 힘을 가한 것임을 감안하면 순수한 이종 간 결합력의 측정이라기 보다는 이종, 동종 간의 결합력을 복합적으로 측정한 것이 되며, 이는 파절면의 관찰결과에서 시편의 두께가 증가함에 따라 노출된 금속면이 줄어들고 강도가 감

소하는 것에서도 나타났다. 이것은 일정두께 이상의 도재 축성이 임상적으로 교합력 등의 외력에 의한 도재의 파절 가능성을 증가시키는 것을 보여주는 결과라 하겠다.

각 군의 결합강도를 통계처리한 값에서 열가압성형 도재가 더 큰 표준편차를 보였는데, 도재를 축성하는 기공사의 숙련도에 영향을 많이 받는 장석계도재 시편보다 기공사의 숙련도에 영향을 적게 받고 균일한 도재축성이 가능한 열가압성형 도재에서 편차가 적을 것이라는 예상과는 전혀 다른 결과이었다.

이전에 행해졌던 다른 도재의 결합강도 측정 실험들에 비해 결합강도가 낮게 나타난 것은 다른 실험들의 3점 하중 실험 시에 하중을 가하는 방법에 의해 도재 자체의 인장력과 하부 금속의 탄성계수가 영향을 준다는 점과 다른 전단강도 실험과 달리 이번 실험에서 시편의 도재 끝 0.5 ㎜ 지점에 하중점을 두고 힘을 가했기 때문으로 생각된다.[11,14,15)]

본 실험을 통하여 도재축성방법에 상관없이 도재의 두께가 증가되면 전단결합강도는 감소하게 되어 임상에서 파절될 가능성이 증가할 수 있다는 것을 확인할 수 있게 되었으며 장석계 도재인 경우에는 얇을수록 강도가 증가한다는 것을 알 수 있었다.

본 실험에서는 하중점을 도재 외벽에서 0.5㎜ 안에 두어 실험하였는데 실제와 같은 표면에 하중을 주거나 혹은 더 두꺼운 도재에서는 어떠한 영향을 미치는지 그리고 구강내 환경과 같은 온도 변화가 심한 상황에서는 어떠한 영향을 미치는지 등에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결 론

금속도재관에서 기존의 장석계 도재와 새로 개발된 열가압성형도재의 도재 두께에 따른 전단결합강도를 알아보기 위하여 비귀금속합금으로 금속시편을 제작하고 표면처리를 거친 후 두 가지 종류의 도재를 각각 1㎜, 1.5㎜, 2㎜, 2.5㎜, 3㎜ 그리고 3.5㎜ 두께로 축성하여 아군 당 10개씩 총 120개의 시편을 제작하였다. 인스트론 만능 시험기를 이용하여 전단 결합강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 장석계 도재에서는 도재 두께가 두꺼워 지면서 전단결합강도도 점차 낮아지는 것으로 나왔으며, 1㎜의 두께에서 전단결합강도가 유의하게 높게 나왔다.
2. 열가압성형 도재에서 도재 두께에 따른 전단결합강도에서는 유의한 차이가 없었다.
3. 같은 두께의 장석계 도재와 열가압성형 도재의 전단결합강도 비교에서 장석계 도재가 높은 전단결합강도를 나타냈으며, 두께 1㎜와 3㎜일 때 유의하게 높게 나타났다.
4. 금속과 도재간의 파절양상은 대부분의 시편에서 금속면과 도재면이 함께 관찰되는 cohesive failure와 adhesive failure가 혼재된 양상으로 나타났으며, 도재의 두께가 증가함에 따라 금속노출면이 감소하였다.

참 고 문 헌

1. Piddock V, Qualtrough AJ. Ceramic update. J Dent 1997;25:91-95.
2. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. Dent Mater 2000;16:389-395.
3. Vickery RC, Badinell LA. Nature of attachment forces in porcelain-gold system. J Dent Res 1968;47:683-689.
4. Schweizer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Silva NR, Hithelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. J prostho 2005;14:239-247.
5. Kim SS. Comparative study on shear bond strength of press-to-metal ceramic to porcelain fused non precious metal by surface treatment methods. Master thesis, Department of life science graduate school of Catholic University of Pusan, Pusan, Korea.
6. Ozcan M. Fracture reason in ceramic-fused-metal restorations. J Oral Rehabil 2003;30:265-269.

7. Olio G. Flexural strength and internal defects of some dental Porcelains. Actaodontol scand 1988;46:313-322.
8. Jeong IS, Jeong KP, Cha SS, Heo SY. The dental materials. Shinkwang pub. 2nd ed.. 2000;281-284.
9. McLean JW. The science and artofdentalceramics. Quintessence 1979;1:55-95.
10. McLean JW. The science and artofdentalceramics. Quintessence 1980;1:189-192.
11. Lee SH. Comparative study on three- and four-point flexure bond test for metal-ceramic system. Master thesis, Department of dentistry graduate school, Dankook University, Cheonan, Korea.
12. ISO 9693. Metal-ceramic bond characterization (Schwick-earth crack initiation test), 1999, 6.3. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
13. Kim JT. The effect of laser etching on shear bond strength at the titanium-ceramic interface: A comparative study of four different surface treatments. Doctor thesis, Department of dentistry graduate school, Kyungpook National University, Deagu, Korea.
14. Lee CH, Cho SA. Effect of surface treatment of nonprecious metal for porcelain in the shear bond strength between metal and porcelain. J Korean Acad Prosthdont 1996;34:533-538.
15. Kim KN, Cho SA. Effects of nonprecious metallic oxide on the chemical bonding between dental alloy and porcelain. J Korean Acad Prosthdont 1987;25: 317-325.

The Effect of Thickness of Porcelain on Shear Bond Strength Between Heat-Pressed Porcelain and Non-Precious Metal

Jung-Min Jo[1], Cheong-Hee Lee[2], Kyu-Bok Lee[2], Jin-Hyun Cho[2]

[1]Department of Dentistry Graduate School, Kyungpook National University Daegu, Korea
[2]Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University

The purpose of this study was to investigate the effect of various thickness of porcelain on shear bond strength between metal coping and porcelain. So, various thickness of feldspathic porcelain and heat-pressed porcelain were built up and compared. 120 metal cube(4㎜ × 4㎜ × 4㎜) specimens were prepared. 60 specimens were applied to feldspathic porcelain and the others were applied to heat-pressed porcelain by 1㎜, 1.5㎜, 2㎜, 2.5㎜, 3㎜ and 3.5㎜ thickness. The measurement of shear bond strength was performed by Instron universal testing machine. The following results were obtained from this study.

1. As thickness of feldspathic porcelain increases, shear bond strength has decreased. Feldspathic specimens with 1㎜ porcelain thickness were significantly stronger than other feldspathic subgroups.
2. There was no significant difference of shear bond strength according to porcelain thickness in heat-pressed porcelain group.
3. In comparison between subgroups with same thickness, feldspathic porcelain group had stronger shear bond strength than heat-pressed porcelain. There were significant difference between 1㎜ and 3㎜ porcelain thickness group.
4. In almost cases, fracture surface was found on both metal and porcelain surfaces. As thickness of porcelain was increased, metal exposure was decreased.

Key words: Feldspathic porcelain, Heat-pressed porcelain, Shear bond strength, porcelain thickness

Correspondence to : Cheong-Hee Lee
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University,
2175 Dalgubeol-daero, Jung-gu, Daegu, 700-705, Korea,
+82-53-427-0778, E-mail: chlee@knu.ac.kr
Received: May 10, 2012, Last Revision: August 30, 2012, Accepted: September 25, 2012