상아질 지각과민 완화법이 접착용 시멘트의 전단결합강도에 미치는 영향

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

박인호·이준석·조인호

Ⅰ. 서 론

보철수복을 위한 치아삭제에 따른 상아세관의 개방에 대한 처치는 치수를 보호하고 자극에 대한 동통을 감소시키며, 유해한 독소의 침투를 막음으로써 술 후 합병증을 줄여주는 중요한 임상과정으로 사료된다[1].

지대치 형성 중에 치질 잔사 등으로 도말층이 형성되나 느슨하게 붙어있는 취약한 구조물로써 구강 내 산성 환경에서 5~7일내 완전히 제거되며 이에 따라 상아세관은 열리게 된다[2]. 이렇게 열려진 상아세관은 냉·온수 자극, 기계적 자극이 가해질 때 불쾌감을 일으키고 세균 및 내독소의 침투 통로가 되며, 시멘트의 영구 합착 시 산도에 의한 치수의 자극 등은 과민증이나 때로는 비가역적인 치수의 손상을 야기 시킬 수 있다[3].

가장 유력한 가설인 유체역학기전이론에 따르면, 노출된 상아질에 가해진 자극이 압력의 변화를 발생시켜 개방된 상아세관으로 액체 이동을 일으킴으로써 동통을 발생시킨다고 하였다[4]. Yoshiyama등[5]이 지각 과민증을 보이는 상아질에서는 많은 상아세관이 열려져 있지만 그렇지 않은 부분은 광화된 물질로 막혀져 있다고 투과전자현미경으로 관찰하였으며 Lee등[6]은 민감한 상아질의 상아세관의 수와 직경이 정상적인 상아질에 비해 더 많고 넓다고 보고 하였다.

상아질과 치수는 조직발생학적, 기능적으로 함께 고려할 복합체이며[7] 부피의 92%가 무기질(수산화인회석)인 법랑질에 비해 상아질은 45%만이 무기질이고 수산화인회석의 배열도 유기질 속에 불규칙적으로 존재함으로 영구 시멘트 접착시 부작용은 법랑질 경우보다 복잡한 문제를 야기한다[8].

Grossman[9]은 이상적인 지각과민 완화제의 요건으로 치수에 무해하고, 적용 시 동통 유발이 없고, 쉽게 적용되며 영구적, 지속적인 효과가 있으며, 착색을 일으키지 말아야 한다고 하였다. 상아세관을 폐쇄하기 위해 연구된 재료에는 불화나트륨, 옥살레이트 염, 질산은, 불화은, 인산칼슘, 수산화칼슘, 글래스아이오노머 시멘트와 바니쉬 등이 있었으나 지각과민증의 치료 효과는 크지 않았다[10]. Pashley등[11] 은 상아질 지각과민 완화법이 상아질 표면에 결정을 형성하여 노출된 상아세관을 폐쇄하고 세관액의 흐름을 차단하여 효과를 나타낸다고 보고하였다. Tagami등[12]은 상아질 지각과민 완화제로 레진 접착제를 이용하였으며, 지각과민증을 해소하는 기전은 혼성층의 형성과 레진 tag와 상아세관의 결합으로 추정하였다. 또한 도말층 제거를 위해 38% 인산부식 하는 것이 상아세관 개방에 의한 누출과 산성용액에 의한 치수 자극으로 염증반응과 이로 인한 치수의 괴사를 야기 할 수 있으며, 산부식 과정에서 상아질의 탈회로 인한 이차 우식의 발생가능성을 높일 수 있다고 하였다. 그래서 접착에 중요한 역할을 하는 상아질 내의 교원질에 대한 손상을 막기 위해 산을 저농도로, 짧은 시간동안 적용해야 한다고 발표 하였다.

Laser 조사 후 상아질의 주사현미경 소견으로

상아세관의 폐쇄와 직경의 감소가 관찰[13]되었으며, Nd:YAG laser와 CO_2 laser등은 과민성 치아치료에 이용되어 왔다[14]. Seekamp와 Roulet[15]는 CO_2 laser를 사용시 일반 접착제만을 사용한 경우에 비해 레진과 상아질 간의 결합력을 증가시킨다고 보고 하였다. 그러나 고출력 laser 사용시 조사조건을 적절히 하지 못하면 높은 에너지로 인한 치질변성, 치수손상을 야기할 수도 있다[16].

최근 들어 산부식, 전처리, 접착의 단계를 단축시켜, 기존 레진 접착제의 술식인 38% 인산부식을 하지 않음으로 치수 상아질 복합체에 손상을 주지 않으면서, 사용이 간단해진 6세대, 7세대 레진 접착제가 소개되고 있다. 특히 치아의 지각 완화를 위해 유용하게 사용되고 있는 상품이 AQ bond®(Sun medical, Japan)이다. 이것은 4-META, 광촉매 성분, 아세톤이 함유된 용액과 P-Toluen sulfinate 성분이 있는 스펀지로 구성되어 있다. AQ bond®는 습식 접착과 건식 접착 방법에 구애를 받지 않으며, 광중합으로 1분 내외의 짧은 시간 안에 지각과민 처치를 할 수 있고, 피막도가 3~5μm로 매우 얇아, 주조체의 적합에 영향을 적게 미친다[17].

열조절이 용이하여 치질변성 및 치수손상 또한 효과적인 지각과민 처치의 새로운 방법으로 diode laser가 소개되고 있다[18]. Diode laser는 적색과 적외선영역의 파장(620 ~ 1500nm)을 가지며, 최근에 임상용으로 800~980nm의 파장이 사용된다. 광화학요법과 생체자극에서는 630nm에서 1~2W를 사용 할 것을 권장하고 있으며 온도조절이 용이하고 일정한 에너지를 유지시킬수 있어 미백과 지각과민 완화처치에 사용되고 있다. 또한, 타액수분에 민감하지 않고, 고열, 치질손상이 없으며 레진 접착제의 독성 및 필름 두께를 우려할 필요가 없다.

불소도포와 은 침착 효과가 겸비되어 있는 제품으로 불화디아민은 용액(diammine silver fluoride, $Ag(NH_3)_2F$)이 있으며 초기우식 처치와 2차 우식 억제, 지각과민 완화제로 사용되고 있다. laser와 함께 사용할 때 화학적 반응을 일으켜 더 큰 효과를 발휘 한다고 하며 지각과민 완화에 효율적이며, 적용 후 피막도가 거의 없어서 심미성이 강조되지 않는 구치부에서 선택적으로 사용되고 있다[19].

본 연구에서는 자극이 적으면서 효과적이고, 두께가 최소인 상아질 지각과민완화방법으로 AQ bond®, Saforide®(J. Morita Co., Japan), Diode laser MDL-10®(Vision GMBH, Germany)를 선택하였을 때 보철물의 합착 시 사용되는 강화형 글래스 아이오노머 시멘트와 레진 시멘트의 전단결합 강도를 비교, 연구함으로써 상아질 지각과민 완화방법이 고정성 치아 수복물의 접착에 어떤 영향을 미칠 것인가에 대해 평가하고자 실험하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 실험대상

치아우식증이나 충전물이 없는 건전한 대구치를 선택하여 치석과 치주인대를 제거한 후 생리식염수에 보관하여 사용하였다.

지각과민 완화처치법은 AQ bond®(Fig. 2), Saforide® (Fig.3), Diode laser MDL-10®(Fig. 4)을 사용하였고 Ni-Cr alloy(Rexillium III®, Pentron, USA)로 주조한 금속시편은 Panavia-F®(Kuraray, Japan)와 Fuji CEM®(GC Co., Japan)을 사용하여 합착하였다(Table 1).

Table 1. Materials used in this study

Type	Material	Manufacturer
Desensitization method	AQ bond®	Sun medical, Japan
	Saforide®	J. Morita Co., Japan
	Diode laser MDL-10®	Vision GMBH, Germany
Permanent cement	Fuji CEM®	GC Co., Japan
	Panavia-F®	Kuraray, Japan

2. 실험 방법

1) 실험군 분류

Fuji CEM®(GC Co., Japan)과 Panavia-F® (Kuraray, Japan)로 합착한 군에서 지각과민 완화법을 사용하지 않은 군을 대조군으로, 지각과민 완화처치를 사용한 군을 실험군으로 분류하였다. 실험군은 AQ bond®(Sun medical, Japan)처치를 한 군, Saforide® (J. Morita Co., Japan)처치를 한 군, Diode laser MDL-10®((Vision GMBH, Germany) 처리를 한 군으로 분류하여 각 군당 10개의 시편으로 제작하여 전체 8개의 군으로 나누어 실험하였다(Table 2).

2) 치아시편 제작

식염수에 보관한 치아시편을 20×25×30mm의 투명한 자가중합레진(Ortho-jet®, Lang dental, USA)으로 포매하고, 상아질을 노출시키기 위해 치관 인접부를 model trimmer®(Shinhung, Korea)로 삭제한 후 금속연마기(Metaserve®, Bueher, USA)를 이용하여 400, 600, 800grit까지 순차적으로 연마하였다. 연마된 시편은 흐르는 물에 세척하여 불순물을 제거한 후 24시간동안 37℃의 증류수에 보관하였다.

3) 금속시편제작

직경 5mm, 높이 5mm의 원형의 납형을 인산염 매몰제로 매몰한 후 Ni-Cr alloy(Rexillium III®, Pentron, USA)로 금속 시편을 주조하였다. 금속 시편의 접착면을 400, 600, 800번 까지 선반 가공한 후 50μm 산화 알루미늄 분말(Hi Aluminas®, Shofu, Japan)로 4기압의 압력으로 분사 처리 하였다.

4) 상아질 표면처리 방법

AQ bond®(Sun medical, Japan)는 거즈로 치아의 물기를 닦은 상아질 표면에 액체 1방울을 AQ sponge로 묻힌 후 2~3회 도포하고 20초간 기다린 후 air syringe로 건조, 재 도포하고 20초 후에 air syringe로 재 건조시킨 후 10초간 광중합 하였다.

Saforide® (J. Morita Co., Japan)는 거즈로 치아의 물기를 닦은 상아질표면에 액체 1방울을 미세 면봉으로 도포 후 4분간 유지시키고 air syringe로 건조, 재도포 후 4분 유지하였다.

980nm diode laser는 거즈로 치아의 물기를 닦은 상아질표면에 0.7W pulse mode(650Hz)로 30초간 3번 조사한 다음 1W pulse mode로 30초간 2번 조사하였다.

Table 2. Classification of experimental groups

Group	permanant cement	Desensitization method	Number of speciment
F	Fuji CEM®	No treatment	N=10
FA	Fuji CEM®	AQ bond®	N=10
FS	Fuji CEM®	Saforide®	N=10
FL	Fuji CEM®	Diode laser MDL-10®	N=10
P	Pavavia-F®	No treatment	N=10
PA	Pavavia-F®	AQ bond®	N=10
PS	Pavavia-F®	Saforide®	N=10
PL	Pavavia-F®	Diode laser MDL-10®	N=10
Total			N=80

그 후 모든 치아시편을 24시간동안 37℃의 증류수에 보관하였다.

5) 영구 시멘트 접착

증류수에 보관하였던 치아 시편의 물기를 air syringe로 건조시킨 다음, Fuji CEM®(GC Co., Japan)과 Panavia-F®(Kuraray, Japan)를 제조사 지시에 따라 혼합해서 금속시편에 도포하여 상아질 표면에 부착한 후 균일한 하중과 피막도를 위해 세종정밀기계에 의뢰하여 제작한 Loading machine(Saejong milling machine Co., Korea)에 5Kg 하중의 추를 장착하여 시편을 눌러 고정 하였다(Fig. 5, 6). 제조사가 추천하는 시멘트의 초기 경화시간을 허용한 후 과잉 접착제를 제거하고 24시간동안 37℃의 증류수에 보관하였다.

6) 전단결합강도 측정

Universal Testing Machine(Instron 5583, INSTRON Co., U.S.A)(Fig. 7)을 이용하여 상아질과 금속간의 전단결합 강도를 측정하였다. 시편을 testing jig에 고정시키고 상아질과 금속시편의 접합부에 전단압력이 집중되도록 하여 1mm/min cross-head speed로 금속 시편이 분리되는 시점까지 전단결합 강도를 측정하였다.

7) 통계처리

윈도우용 SPSS 10.0 program을 이용하여 전단결합강도의 평균치, 표준편차를 구하였으며, 각 변수에 대한 유의성 검증은 3-way ANOVA를 이용하였으며, Duncan's multiple range test를 $p<0.05$ 수준에서 사후검증 하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 전체군의 전단결합 강도

본 실험에서 시행한 상아질과 Ni-Cr 금속시편 사이의 전단결합 강도는 Diode laser MDL-10®적용 후 Panavia-F®로 합착한 군이 15.640±0.773MPa으로 가장 높게 나타났고 Saforide®적용 후 Fuji CEM®으로 합착한 군이 5.922±0.661MPa로 가장 낮은 결합 강도를 나타냈으며 전단결합강도를 비교한 결과는 다음과 같다(Table 3, Fig. 1).

Table 3. Shear bond strength of luting cement to dentin (MPa)

Groups	Mean	SD	stat. group
F	6.072	0.275	e
FA	12.286	0.644	c
FS	5.922	0.661	e
FL	11.076	0.581	d
P	10.483	0.511	d
PA	15.138	0.867	a,b
PS	14.482	0.585	b
PL	15.640	0.773	a

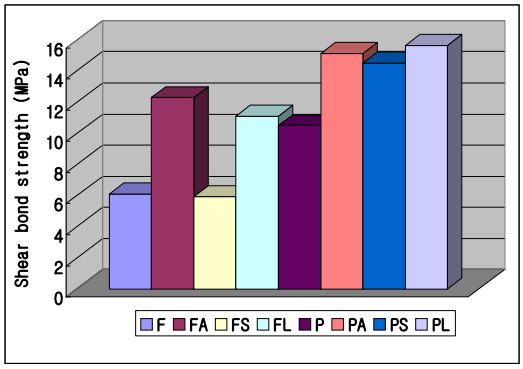

Fig. 1. Comparison of Shear bond strength for All cemented groups.
F:Fuji CEM®/No treatment
FA:Fuji CEM®/AQ bond ®
FS:Fuji CEM®/Saforide®
FL:Fuji CEM®/Diode laser MDL-10®
P:Panavia-F®/No treatment
PA:Panavia-F®/AQ bond ®
PS:Panavia-F®/Saforide®
PL:Panavia-F®/Diode laser MDL-10®

Table 4. Results of one-way ANOVA test for Fuji CEM® cemented groups

Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	295.327	3	98.442	312.503	.000
Within Groups	9.765	31	.315		
Total	305.093	34			

Table 5. Results of multiple range test for Fuji CEM® groups

Groups	F	FA	FS	FL
F				
FA	*			
FS		*		
FL	*		*	

* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

2. Fuji CEM®으로 접착한 군의 전단결합강도

Fuji CEM®(GC Co., Japan)으로 접착한 군의 전단결합 강도는 AQ bond®군이 12.286±0.644MPa로 제일 크고 Diode laser적용군(11.076±0.581 MPa), 대조군(6.072±0.275MPa), Saforide®적용군(5.922±0.661MPa) 순으로 나타났다. 3-way ANOVA test와 Duncan's multiple range test를 이용하여 전단결합 강도를 평가했을 때 Saforide® 적용군과 대조군에 비하여 AQ bond®군과 Diode laser적용군이 결합 강도의 차이를 보였고 유의성이 있었다(P<0.05)(Table 4,5).

3. Panavia-F® 로 접착한 군의 전단결합강도

Panavia-F®(Kuraray Co, Japan)로 접착한 군의 전단결합강도는 Diode laser MDL-10®적용군이 15.640±0.773MPa로 가장 크고 AQ bond®적용군(15.138±0.867MPa), Saforide®(14.448±0.585MPa), 대조군(10.483±0.511MPa) 순으로 나타났다. 3-way ANOVA test와 Duncan's multiple range test를 이용하여 전단결합 강도를 평가했을 때 대조군에 비해서 diode laser, AQ bond®, Saforide®군이 결합 강도의 차이를 보였고 유의차가 있었다(P<0.05)(Table 6,7).

Table 7. Results of multiple range test for Panavia-F®cemented groups

Groups	P	PA	PS	PL
P				
PA	*			
PS	*			
PL	*			

* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table 6. Results of one-way ANOVA test for Panavia-F®cemented groups

Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	166.386	3	55.462	116.356	.000
Within Groups	16.206	34	.477		
Total	182.592	37			



Fig. 2. AQ bond® resin adhesive



Fig. 3. Saforide®

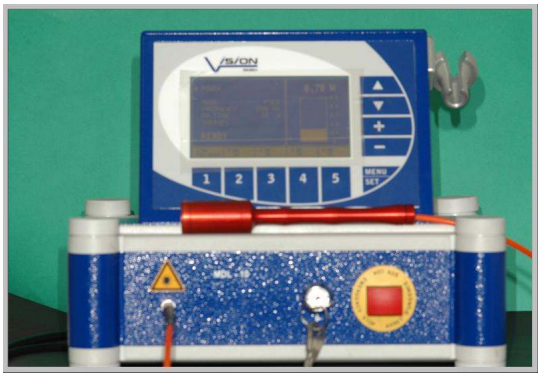

Fig. 4. Diode laser MDL-10®



Fig. 5. Ni-Cr alloy specimen was luted to dentin by using cement

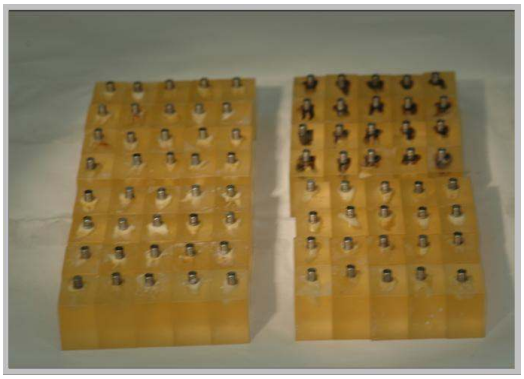

Fig. 6. All 80 specimens where Ni-Cr alloy specimens were luted to dentins by permanant cements



Fig. 7. A specimen prepared for being tested by Universal Testing Machine (Instron 5583®)

4. Fuji CEM®과 Panavia-F® 군간의 전단결합 강도

Fuji CEM®과 Panavia-F®군간의 전단결합 강도는 PL군의 결합강도(15.640±0.773MPa)가 제일 높았고 PA, PS, FA, FL, P, F, FS군 순이었다. 3-way ANOVA test와 Duncan's multiple range test를 이용하여 전단결합강도를 평가한 결과 Panavia-F®시멘트군이 Fuji CEM®시멘트군에 비해서 동일한 조건의 상아질 표면이었을 때 전단결합 강도가 높게 나타났고 유의차가 있었다($P<0.05$). PL, PA, PS군이 높은 전단결합 강도를 가진 group에 속하였고, PA군이 표준편차가 큰 것으로 볼 때 AQ bond® 적용술식 자체의 정확성이 강도에 영향을 끼치는 것 같다. PS군의 결합강도는 FS와 비교시 전단결합 강도의 차이를 보였으며 유의차가 있었다($P<0.05$)(Table 8,9).

Ⅳ. 고 찰

보철수복을 위한 치아형성 후 치아의 과민증은 수복과정에서 중요한 문제 중 하나이며, 종종 치수에 근접한 상아질을 노출시키는데 이 상아질내 상아세관의 크기는 법랑질에 근접한 상아질세관에 비해서 더 크고 개수가 많다[20]. 이렇게 개방된 상아세관은 세균이나 독소를 포함한 유해 자극의 침투를 일어나게 해서 치수염증 및 치수괴사를 야기할 수 있다[21].

근래에는 보철시술 시 삭제한 상아질 표면의 지각과민 가능성을 예방하기 위해 지각과민 완화제를 삭제한 표면에 도포하는 술자가 늘어나고 있다. 그러나 이와 같은 목적으로 지각과민 완화제를 사용할 때는 상아질의 표면을 확실히 폐쇄할 수 있을 뿐 아니라 완성된 최종 보철물을 합착할 때 사용하는 시멘트의 결합강도를 저하

Table 8. Results of one-way ANOVA test for All cemented groups

Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	916.165	7	130.881	327.557	.000
Within Groups	25.972	65	.400		
Total	942.137	72			

Table 9. Results of multiple range test for All cemented groups

Groups	F	FA	FS	FL	P	PA	PS	PL
F								
FA	*							
FS		*						
FL	*		*					
P	*	*	*					
PA	*	*	*	*	*			
PS	*	*	*	*	*			
PL	*	*	*	*	*			

* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

시키지 않아야 한다.

Fuji-CEM®시멘트는 강화형 글라스아이오노머로 기존의 글라스아이오노머 성분에 HEMA와 modified polyalkenoic acid를 첨가하여[22] 기존의 산-염기 반응에 레진 시멘트의 경화기전을 더하여서 물리적, 화학적, 성질을 개선시킨 재료로 항우식작용과 생체 적합성, 치질과 화학적 결합의 장점을 갖고 있는 치과재료이다[23,24].

Panavia-F®는 인산 에스테르계 이중중합형 레진 시멘트로 광중합성 촉매제를 함유하고 있어 광중합이 가능하고 불화나트륨을 함유하고 있어 불소가 유리 되는 장점이 있다. 압축 강도가 높고 수분 흡수성이 낮으며 온도 변화에 민감하지 않아 중합 수축이 적으며 낮은 점조도를 가지고 있어 표면의 미세 구조내로 깊이 침투하여 높은 접착강도를 나타내는 장점이 있다[125].

본 실험에서는 Langdon등[26]이 연구한 것과 같이 시멘트의 두께를 일정하게 하기 위해 상아질 표면에 합착 시 정하중 압축시험기에 5Kg 하중의 추를 장착하여 금속 시편을 눌러 치아시편에 고정시켜 합착하여서 피막도의 차이에 의한 영향을 최소한으로 하였다.

본 실험에서 결합강도 측정으로 선택한 전단결합 강도는 주로 비틀림에 대해 재료가 견디는 최대의 응력으로 두 재료간 계면에서의 성질을 연구할 때 많이 이용되는 방법[27]이며 발치된 치아의 저장 및 발치시 상아질의 상태에 따라 다양한 측정치를 보인다고 보고[28]되었으며 본 실험에서도 결합강도의 측정치 범위가 넓게 나타났다.

본 실험에서는 AQ bond® 처리군이 Fuji CEM® 시멘트와 Panavia-F®시멘트의 경우 모두 대조군에 비해 통계적인 차이를 보였는데 강화형 글라스아이오노머의 성분인 HEMA, free radical이 AQ bond®의 4-META와 같은 계통의 화학물질로써 상호 작용하는 효과를 발휘 한다는 기존 연구와 일치하였다[29]. 또한 4-META와 광촉매 성분이 Panavia-F®군의 ED primer가 갖지 못한 지각과민 효과를 보완해주고 ED primer 와 작용하여 resin primer의 상아세관내 침투를 증가 시키고 광중합에 의해 상아세관을 더 많이 폐쇄하여 충분한 resin tag를 형성 하는 화학적 기계적 결합을 갖는다는 연구 내용과 일치하였다[30,31].

AQ bond®는 37% 인산을 사용하지 않으며 습식 접착과 건식 접착에 모두 사용 가능하므로 환자의 조건에 맞추어 사용할 수 있으며 3~5μm를 피막도를 가지고 있다. All-Bond 2의 경우 약 5~10μm, Scotch-Bond Multipurpose는 약 3~5μm, 대부분의 상아질 접착제가 약 25μm 정도의 혼성층 두께를 갖는다는 보고[17,33]와 비교하면 AQ bond®를 적용했을 때 생기는 두께는 보철물의 합착에 기존 상아질 접착제보다 유리하다고 하겠다.

Saforide®군은 Panavia-F®시멘트를 사용할 때 대조군과 통계적인 차이를 보였는데, 이는 폐쇄된 상아세관으로 인하여 무기질이 많아지고 줄어든 수분으로 resin 접착제의 물성이 더 증가된다는 연구들과 일치하였다[33]. 그리고 Fuji CEM®과 합착시에는 결합 강도가 대조군과 유사하므로 결합강도의 증가를 위하여 Saforide® 적용시는 글래스아이오노머 시멘트 계통보다 레진 시멘트를 사용하는 것이 좋을 것으로 사료된다. 또한 diode laser와 같이 사용시 지각과민 효과와 내산성 효과가 더 커진다는 연구들로 볼 때 지각과민처리가 확실히 요구되는 경우에 같이 사용하면 좋은 결과를 얻을 수 있을 것이다[19].

Diode laser MDL-10®으로 처리하였을 때 Fuji CEM®시멘트군와 Panavia-F®시멘트군 모두 대조군에 비하여 결합강도가 증가하였고 통계학적으로 유의한 차이를 보였는데 이는 laser에 의하여 상아세관이 폐쇄되면서 수분이 줄어들고 무기질이 증가되어 시멘트의 물성이 제대로 발휘되었기 때문이라고 생각되며 특히 레진 시멘트에서 시멘트 합착의 전단결합 강도가 높았다는 것은 임상적인 의미가 있다고 할 수 있을 것이다. 980nm diode laser로 지각과민이 완화되는 기전은 신경진정 효과, 상처치유 효과와 상아세관의 폐쇄에 의한 것이며, 이는 SEM을 이용한 연구에서 칼슘농도 증가와 상아세관내 결정물질의 증가됨이 확인되었다[16,19].

구치부 금관을 위하여 치아 삭제 시 대략 100만~200만개의 상아세관이 노출된다고 Richardson등[34]이 보고한 것과 잔존 상아질의 두

께가 1mm 이하일 때 상아질을 38% 인산부식하면 치수의 생활력에 치명적인 손상을 입히게 된다는 보고[35]와 동물 실험을 통해 치수벽이 0.1mm이하의 매우 얇은 치아에서 상아질 접착제가 중등도 이상의 치수염증 변화를 관찰하였다고 보고된 것[36]등으로 볼 때 상아질 지각 과민방법을 적용할 경우 안전하면서, 쉽고, 두께를 최소화 될 수 있는 방법을 선택해야 할 것으로 사료된다.

차 후 laser와 상아질 접착제나 불화디아민은 용액 같은 지각과민 완화 처치를 함께 사용했을 때의 효과와 그때의 laser조건을 SEM(scanning electron microscope)을 사용하여 알아보는 것과 같은 심도깊은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

1. Fuji CEM®으로 접착한 군에서 AQ bond®(FA), Diode laser(FL), 대조군(F), Saforide®(FS)군 순서로 전단결합강도가 높았으며 FA군과 FL군이 F군, FS군 에 비하여 전단결합 강도의 차를 보였으며 유의차가 있었다($p<0.05$).
2. Panavia-F®로 접착한 군에서 Diode laser(PL), AQ bond®(PA), Saforide® (PA), 대조군(P)군의 순으로 전단결합 강도가 높았으며, P군과 나머지 군들 사이에 전단결합강도의 차이가 있었고 유의차를 보였다($p<0.05$).
3. Fuji CEM®과 Panavia-F®군간의 비교에서 동일한 처치를 시행했을 때 Panavia-F®군의 전단결합 강도가 Fuji CEM®군보다 더 높았으며 유의차가 있었다($p<0.05$).

이상의 결과로 볼 때 상아질 지각과민 완화법을 차 후 사용할 합착제와 연관지어 임상에 적용한다면 보철물의 결합력을 유지, 또는 향상시킬 수 있을 것으로 생각되며 상아질 접착제와 diode laser를 함께 사용 시 치수 손상을 야기하지 않고 효과를 볼 수 있는지와 그때의 laser 조사조건을 SEM 상에서 확인 하는 것과 같은 좀더 심도 깊은 연구가 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. Xavier L, David JB, Glean HJ. Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cements. J Prosthet 1999;81:4: 469-475.
2. Pashley DH, Depew DD. Effects of the smear layer, copalite, and oxalate on microleakage. Oper Dent 1986;11:95-102.
3. Pashley DH. Mechanism of dentin sensitivity. Dent Clin North Am 1990;34:449-473.
4. Brännström M, Aastrpm A. The hydrodynamics of dentin : Its possible relationship to dentinal pain. Int Dent J 1972;22:219-227.
5. Yoshiyama M, Noiri Y, Ozaki K, Uchida A, Ishikawa Y, Ishida H. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human radicuilar dentin, J Prostho Dent 1990;69:1293-1297.
6. Lee IK, Han SB, Ko JS, and Kim HM. Clinical scanning electron microscopic observations after treatment of dentin hypersensitivity in vivo. Kor J Periodontol 1990;20:371-383.
7. Fusayama T. Factors and prevention of pulpal irritation by adhesive composite resin restoration. Quintessence Int 1987;18:633-641.
8. Terata R, Nakashima K, Kubota M, Obara M. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal temporary cement. Dent Mater J 1994;13:148-154.
9. Grossman LE. The treatment of hypersensitive dentin. J Am Dent Assoc 1935;22:592-602.28. Aboush YEY, Jenkines CBG. The effect to post extraction storage on the adhesion of glass ionomer to dentin. [Abstract#237] J Dent Res 1983;62:441.
10. Bergenhoiz G, Jonteil M, Tuttle A, Knutsson G. Inhibition of serum albumin flux across exposed dentin following conditioning with Gluma primer, glutaraldehyde or potassium oxalate. J Dent 1993;21: 220-227.
11. Pashley DH, Derkson GD, Tao L, Derkson M, Kalathoor S. The effects of a multistep dentin bonding system on dentin permeability. Dent Mater J 1988;4:60-63.
12. Tagami J, Hosoda H, Imai Y,Masuhara E. Evaluation of a new adhesive lineras an adhesive promotor and a desensitizer on hypersensitive dentin. Dent Mater J

1987;6:201-208.
13. Stern RH, and Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. J Dent Res 1990;69:780-785.
14. Kimura Y, Wilder Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentin hypersensitivity by lasers: a review. J Clin Periodontol 2000;27:715-721.
15. Seekamp C, Roulet JF. The influence of laser pretreatment on dentin adhesion. J dent Res 1991;70:397[abstract]1027.
16. Ladalardo TC, Pinheiro A, Campos RA, Brugnera Junior A, Zanin, F, Albernaz PL, Weckx LL. Laser therapy in the treatment of dentin hypersensitivity. Braz Dent J 2004;15(2):144-150.
17. Ivar A Mjör, Macro Ferrari. Reaction to restorative materials, tooth restoration interfaces, and adhesive techniques. The Quintessence 2004;9:91-95.
18. Hamachi T, Iwamoto Y, Hirofuji T, Kabashima H, Maeda K. Clinical evaluation of GaAlAs-semiconductor laser in the treatment of cervical hypersensitive dentin. Japanese Journal of Conservative Dentistry 1992;35:12-17.
19. Yu DG, Kimura Y, Fujita A, Hossain M, Kinoshita JI, Suzuki N, Matsumoto K. Study on acid resistance of human dental enamel and dentin irradiated by semiconductor laser with $Ag(NH_3)_2F$ solution. J Clin Laser Med Surg 2001;19(3):141-146.
20. Brännström M, Garberoglio, R. The dentinal tubules and the odontoblast processes. Acta odont Scand 1972;30:291-311.
21. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. J Esthet Dent 1991;3:133-138.
22. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. Br Dent J 1972;132:133-135
23. Abelson J. Cementation of cast complete crown retainers. J Prosthet Dent 1980;43:174-179.
24. Pameijer DH, Richardson J. Pulpal response to a glass ionomer cement in primates. J Prosthet Dent 1981;46:36-39.
25. Malament KA, Grossman DG. The cast glass ceramic restoration. J Prosthet Dent 1987;57:674-683.
26. Langdon RS, Moon PC, Barnes RF. Effect of dentin bonding adhesive thickness on bond strength. J Dent Res 1994;73:132-138.
27. Craig RG. Restorative dental materials. Mosby Co. St Louis USA 1993;9:70.
29. Kanca J. One year evaluation of dentin enamel bonding system. J Esthet Dent 1990;2:100-103.
30. Jacobsen T, Finger WJ. Morphology of coupling sites between bonding agents and dentin in vivo and in vitro. J Dent 1993;21:150-157.
31. Poletto LTA, Souza Junior HSE, Navarro MFL, Carvalho RM. Tensile bonding strength of repaired glass ionomer cement. [Abstract#22] J Dent Res 1989;68:527.
32. Titley KC, Smith DC. An SEM examination of etched dentin and the structure of the hybrid layer. J Can Dent Assoc 1995;61:887-894.
33. Nakabayashi N, Takarada K.; Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater 1992;8:125-130.
34. Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability : Effect of crown preparation. Int J Prosthodont 1991;4:219-225.
35. Stanley HR, Going RE, Chauncey HH. Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. J Am Dent 1975;91:817-528.
36. Hörsted PB. Monkey pulp reactions to cavities treated with gluma dentin bond and restored with a microfilled composite. Scand J Dent Res 1987;95: 347-355.

Reprint request to : In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University San 29, Anseo-dong, Cheonan, Chungnam, 330-714, Korea
E-mail : cho8511@dku.edu

ABSTRACT

The Effect of Dentin Desensitization Treatment on the Shear Bond Strength of Luting Cements

In-Ho Park, Joon-Soek Lee, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Statement of problem: The sealing of the opened dentinal tubules that follows the tooth preparation for the prosthodontic restoration is considered as clinical process to reduce postoperative sensitivity.

Purpose: This study investigated the effect of desensitization treatment on shear bond strength of luting cements.

Materials and Method: Total 80 dentin specimens were divided into two groups according to the kinds of luting cements. Each groups was further divided into 4 subgroups with AQ bond® , Saforide®, Diode laser MDL-10® application and without desensitization treatment. After desensitization treatment application, Ni-Cr specimens were luted to dentin surface with Fuji CEM® and Panavia-F®. Specimens were placed in distilled water at 37℃ for 24 hours and shear bond strength between metal and dentin was measured by a universal testing machine.

Results: 1. In Fuji CEM® cemented groups, the combination of AQ bond® showed the greatest strength, followed by diode laser, no desensitizer treatment, and Saforide®. Both AQ bond® and Diode laser groups had a significant difference than no desensitization treatment group and Saforide® group($p<0.05$).

2. In Panavia-F® cemented groups, the combination of Diode laser showed the greatest strength, followed by AQ bond®, Saforide®, and No desensitization treatment. All desensitization treatment groups had a significant difference than no desensitization treatment group($p<0.05$).

3. All Panavia-F® groups showed a significant higher shear bond strength than all Fuji CEM® groups($p<0.05$).

Conclusion: The results of this study showed possibility of bond strength increase after desensitization treatment. The application of desensitization treatments like AQ bond®, Saforide®, and Diode laser MDL-10® have advantages in exposed dentin surface after tooth prep.

Key Words: Desensitization treatment, Shear bond strength, Universal testingmachine