Ormocer-Based-Resin의 상아질에 대한 전단결합강도 및 파절 양상에 대한 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

안시현·조인호·임주환·임헌송

Shear bond strength and fracture patterns between Ormocer-based-resin and dentin

Shi-Hyun Ahn, D.D.S., In-Ho Cho, D.D.S., Ph.D.,
Ju-Hwan Lim, D.D.S., Ph.D., Heon-Song Lim, D.D.S., Ph.D

Department of Prosthodontics College of Dentistry, Dankook University

The bond strength is one of the most important factor in establishing long-term success of esthetic restorative dentistry. So, various restorative materials have been introduced to improve the esthetic and physical properties. Ormocer (organically modified ceramic) was developed as a result of such efforts. This study was performed to compare the shear bond strength of ormocer based adhesive with that of existing dentin adhesive. In this study Admira® and Admira® bond of the ormocer system are grouped together for ADM, Single Bond® which is an one-bottle adhesive and Z-250™ which is hybrid composite resin of BIS-GMA system for SIN, and Definite® of ormocer and Etch & Prime® 3.0 which is a self etching priming/ bonding agent for ETC. The results of this study were as follows. : (1) In the comparison of shear bond strength according to different adhesive system, shear bond strength was increased in the order of ETC group, SIN group, ADM group. There was no significant difference between ADM group and SIN group. However, there was a significant level of difference between ADM and ETC groups as well as SIN and ETC groups($p<0.05$). (2) Examination by a scanning electron microscope showed a well established hybrid layer and resin tag in both ADM group and SIN group, while ETC group showed a minimal formation of the hybrid layer when compared with ADM and SIN groups. From the above results, it may be reasonable to start the clinical application of ormocer system, and it is recommended that ormocer system should be used along with an ormocer based adhesive because ormocer system showed the lower shear bond strength when it used with other existing self etching priming/bonding agent. The self etching priming/bonding agent showed relatively low shear bond strength, and it is considered that the further study should be needed.

Ormocer-Based-Resin의 상아질에 대한 전단결합강도 및 파절 양상에 대한 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

안시현·조인호·임주환·임헌송

Ⅰ. 서 론

치과 수복치료 분야에서 환자들의 심미적인 요구가 날로 증대해가고 지금까지 구치부 수복재료로 많이 사용되어져왔던 아말감은 재료 자체의 물리적, 심미적 한계와 더불어 환경오염과 연관된 문제들로 인하여 전 세계적으로 차츰 그 사용이 감소하고 있는 추세이며, 그 대체재료로서 composite resin과 modified glass ionomer등이 사용되어져오고 있으나 그 물리적 성질은 부족한 점이 많고 이의 극복을 위해 많은 연구가 이루어지고 있는데 이러한 심미수복재료의 임상적 성공은 치질과의 결합력과 중합수축의 최소화에 그 초점이 맞춰지고 있다.

Buonocore[1]가 1955년 법랑질 산부식법을 소개한 이후 치질에 대한 수복재료의 접착이 가능해져 수복치과학에 큰 변화를 가져왔다. 하지만 상아질에 대한 접착과 소수성 단량체를 이용하여 결합력을 증가시키려는 시도는 별로 좋은 결과를 나타내지는 못하였다. 왜냐하면 주로 상아질의 해부학적, 조직학적 문제점들 때문인데 총 질량의 70%가 무기질, 18%가 교원섬유등의 유기질, 12%가 물이고[2] 수산화인회석 결정이 불규칙하게 배열되어 있으며 상아질에 있는 상아세관에 액체가 들어있어 외부의 변화에 항상 유동적으로 움직이기 때문이었다[3]. 초기의 상아질접착제들은 smear plug는 제거하지 않고 도말층(smear layer)만 제거하였는데 그 이유는 상아세관액의 외부유출을 방지하고 산에 의한 자극을 방지하기 위해서 였다[4]. 하지만 최근에 Goracci 등[5]은 상아질에 대한 전 처치가 치수에 영향을 주지 않는다고 보고하였고 새로운 개념에 바탕을 둔 법랑질-상아질 접착제가 소개되었다.

현재의 상아질 결합기전은 혼화층의 형성에 기반을 두고 있다. 산 부식제로 상아질을 탈회시키면 도말층이 제거되고 상아질 교원섬유의 망상구조가 형성된다. 여기에 친수성 및 소수성 단말을 가지는 전처리제를 도포하고 상아질 접착제를 도포하여 상아질과 교원섬유 내부로 레진이 잘 스며들도록 하는 방법이 흔히 사용되는데 이 때 노출된 상아질의 교원섬유 기질에 접착제가 침투해서 레진-상아질 사이에 생기는 층을 혼화층(hybrid layer)이라고 Nakabayashi와 Takarada[6]가 기술하였고 이 혼화층의 형성이 현재 상아질 결합시스템의 주 기전이다. 전처치제-접착제 용액은 친수성이므로 전 처치가 된 상아질의 표면에 보다 쉽고 효과적으로 젖어든다. 용액은 교원섬유 망상구조와 상아세관 속으로 침투하여 단단해지고 용매운반체는 곧 증발하여 상아질과 레진 사이의 긴밀한 결합이 가능하도록 한다. 이러한 과정으로 혼화층과 긴 레진 태그가 형성된다.

또한 이러한 접착시스템의 절차를 간편화시키기 위한 많은 시도가 있었는데 부식제와 primer를 하나로 합한 'self-etching primer'와 primer와 bonding agent를 합한 'one bottle primer' 또는 'self-priming adhesive'등의 제 5세대 상아질 결합제[7] 그것이며 최근에는 6세대 상아질결합제라 불리는 self-etching priming/bonding agent 가 소개되었는데 산부식과 전처리, 접착이 한 과정에 일어나는 것으로서 간편하고 오염가능성이 줄었으며 시간이 단축된다는 잇점이 있으나 아직 이에 대한 연구는 많이 부족한 상태

이다.

Ormocer system은 기존 심미수복제의 단점을 보완하기 위하여 개발된 물질로서 Bis-GMA resin system과는 전혀 다른 system이다. Bis-GMA에 비하여 분자량이 매우 크고 무기질의 SiO_2골격이 벌집모양의 사슬을 형성하기 때문에 중합수축이 상당히 줄었으며 마모도나 강도등 여러 물리적 특성이 향상되고 또 이와 함께 사용되는 접착제도 ormocer system에 바탕을 둔 접착제로서 우수한 상아질 접착능력을 보여준다고 하지만 아직 이에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

이에 최근에 개발되어 소개된 ormocer system과 self-etching priming/bonding agent를 이용하여 상아질에 대한 복합레진의 전단결합강도를 측정하고 이를 기존에 널리 상용되고 있는 bonding adhesives와 그 전단결합강도를 비교해보고 결합면과 파절면의 양상을 주사전자현미경으로 관찰하여 비교해봄으로써 임상적 사용에 도움이 되고자 이 연구를 시행하였다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 실험재료 및 기구

본 실험에서는 다음과 같은 재료 및 기구를 사용하였다.

1) 최근 발거된 우식이 없는 소구치 혹은 대구치 30개 발거직후 이물질을 제거하고 세척한 후 실험에 사용할 때가지 4℃의 생리식염수에 냉장보관 하였다.

2) 접착제

충전제와 치아와의 접착을 위해 다음과 같은 접착제를 사용해 치면처 리를 하였다.

Admira® bond(VOCO, Germany) - ormocer based adhesive

Single Bond®(3M, U.S.A.) - one bottle adhesive

Etch & Prime® 3.0(Degussa Dental, Germany) - self-etching priming/bonding agent

3) 충전제

접착제로 치면 처리 후 다음과 같은 충전제를 사용하여 충전하였다. Admira®(VOCO, Germany) - ormocer

Z-250™(3M, U.S.A.) - Bis-GMA hybrid composite resin

Definite®(Degussa Dental, Germany) - ormocer

4) 치아절단을 위하여 Minitom®(Struers, Denmark)을 사용하였다(Fig.4).

5) 열순환장치는 Thermocycler(Giken, Japan)를 사용하였다(Fig. 1).

6) 전단결합강도 측정은 Instron 8871(Instron Co., U.S.A.)을 이용하여 시행하였다(Fig. 2).



Fig. 1. Thermocycler



Fig. 2. Instron 8871



Fig. 3. Scanning electron microscope

7) 파절면의 양상과 치아-레진 계면의 관찰을 위하여 주사전자현미경 (Jeol. Japan)을 사용하였다 (Fig. 3).

2. 실험군의 분류

Ormocer system인 Admira®(VOCO, Germany)와 Admira® bond(VOCO, Germany)를 ADM군으로, one-bottle adhesive인 Single Bond®(3M, U.S.A.)와 Bis-GMA계통의 hybrid composite resin인 Z-250™ (3M, U.S.A.)을 SIN군으로, ormocer인 Definite® (Degussa Dental, Germany)와 self etching priming/ bonding agent인 Etch & Prime® 3.0(Degussa Dental, Germany)을 ETC군으로 분류하였다.

3. 실험방법

1) 시편제작

최근 발거된 우식이 없는 치아를 2.3×1.3×1.7cm의 주형에 교정용 레진을 이용하여 포매한 후 Minitom®(Struers, Denmark)으로 상아질이 최소한 3mm정도 노출될 때까지 절단하였다.(Fig. 4)(Fig. 5)

Table 1. Classification of experimental groups

Group	Material	Number
ADM	Admira®+Admira® bond	10
SIN	Z250™+Single bond®	10
ETC	Definite®+Etch & Prime® 3.0	10
	Total	30

2) 상아질 표면 처리 및 레진 접착

ADM군은 산부식, 수세, 건조를 각각 15초, 15초, 2초씩 한 뒤 Admira® bond(VOCO, Germany)를 적용하고 30초 기다린 뒤 air로 여분의 접착제를 제거한 뒤 20초간 광중합하였다. SIN군은 산부식, 수세, 건조를 각각 15초, 10초, 2초씩 한 뒤 Single Bond®(3M, U.S.A.)를 적용하고 20초 기다린 뒤 10초간 광중합하였다. ETC군은 Etch & Prime® 3.0(Degussa Dental, Germany)을 적용한 뒤 30초간 기다리고 air로 여분의 접착제를 제거한 뒤 10초간 광중합하고 앞의 과정을 다시 한 번 반복하였다. Fig. 6과 같은 내경 2.5mm, 높이 2.0mm로 제작된 폴리에틸렌 주형을 접착성 왁스로 상아질 표면위에 고정시키고, 각 군에 따른 충전용 레진을 이용하여 충전하고 광중합기를 이용하여 광중합하였다. 중합이 완료된 후, 조심스럽게 폴리에틸렌 주형을 제거하였다.

3) Thermocycling

Thermocycler(Giken , Japan)를 이용하여 5℃와 55℃에서 계류시간 15초 배수후 계류시간 15초의 조건으로 1000회 시행하였다.

4) 전단결합강도 측정

각 군 표본의 전단결합강도를 측정하기 위하여 Instron 8871(Instron corporation, U.S.A.)을 이용하여 Fig. 7 와 같이 test speed 1mm/min 로 측정하였다.



Fig. 4. Minitom®



Fig. 5. Specimen before surface treatment

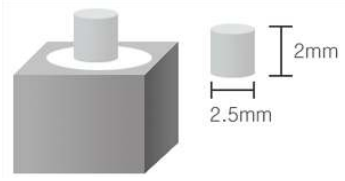


Fig. 6. Schematic drawing of specimen with polyethylene tube

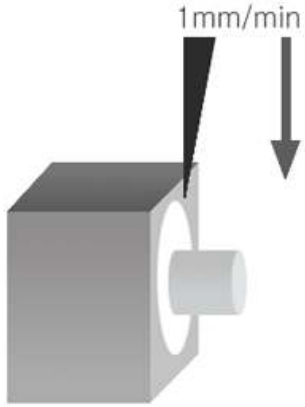


Fig. 7. Schematic drawing of shear bond strength test of experimental specimen

5) 주사전자현미경 관찰

(1) 파절면의 관찰

전단결합강도 측정후 각 군별로 치아쪽의 파절면을 주사전자현미경 피복기를 이용하여 금 피복후 주사전자현미경(JEOL, JAPAN)을 이용하여 500배, 1000배로 관찰하였다.

(2) 상아질-레진 계면의 관찰

레진 상아질 계면의 관찰을 위해 치아와 레진 수복제 결합부위에서 Fig. 8과 같이 시상면으로 절단하고 36% 염산용액에 10초간 부식후 2% 차아염소산나트륨용액으로 60초간 수세하고 탈이온수로 세척하여 24시간동안 건조후 주사전자현미경 피복기를 이용하여 금 피복후 주사전자현미경을 이용하여 1000배로 관찰하였다.

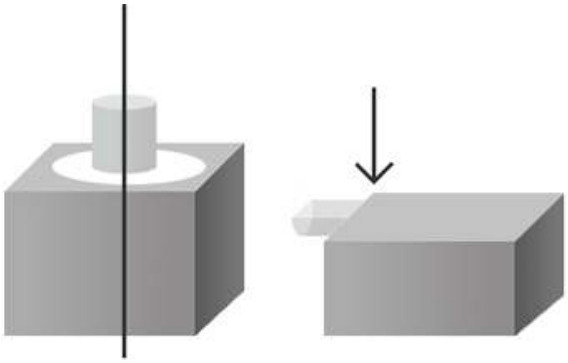


Fig. 8. Schematic drawing of specimen fabrication for SEM observation of resin-dentin interface

4. 통계처리

통계처리는 윈도우용 SPSS V.10.0(SPSS Inc., U.S.A.)프로그램을 사용하였고 각 측정값들이 정규분포를 이루는지 검사하기 위하여 K-S test를 시행하였으며, 각 군간의 유의성($p<0.05$)을 조사하기 위하여 One-way ANOVA test, Multiple range test(Scheffe's test)를 시행하였다.

Ⅲ. 실험 결과

1. 전단결합강도 측정 결과

전단결합강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

각 군의 전단결합강도의 평균값은 ETC군은 12.633±1.168MPa, SIN군은 15.695±2.371MPa, ADM군은 17.700±1.517MPa이었으며(Table 2) 이를 그래프로 표현하면 Fig. 4와 같다.

Table 2. Mean and standard deviation of shear bond strength (unit : MPa)

Group	Mean	SD
ADM	17.700	1.517
SIN	15.695	2.371
ETC	12.633	1.168

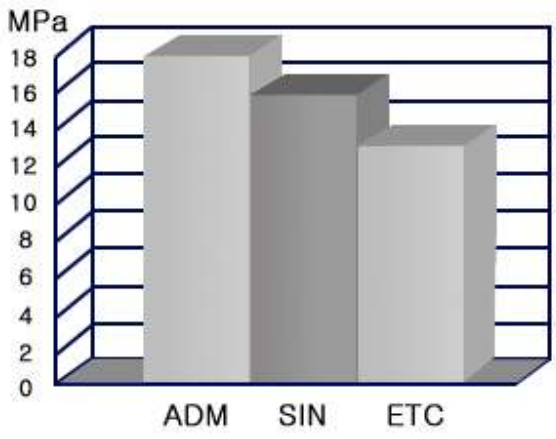


Fig. 9. Mean value of shear bond strength of experimental group

Table 3. The results of multiple range test for shear bond strength

	ADM	SIN	ETC
ADM			
SIN			
ETC	*	*	

(p=0.05)

* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

각 군의 전단결합강도는 ETC군(12.633±1.168 MPa), SIN군(15.695±2.371MPa), ADM군(17.700±1.517MPa)순서로 나타났으나, 통계처리결과ADM군과 SIN군 사이에서는 유의차가 없었고 ADM군, SIN군과 ETC군 사이에서는 유의차를 보였다 ($p<0.05$).

2. 주사전자현미경 관찰 결과

(1) 파절면의 관찰

Fig. 10, 11은 ADM군, Fig. 12, 13은 SIN군, Fig. 14, 15는 ETC군의 파절면의 500배, 1000배 확대한 주사전자현미경 소견이며, ADM군과 SIN군은 부분적인 adhesive fracture 와 cohesive fracture가 혼합된 양상을 보였으나 ADM군에서는 상아질과 접착계면의 파절은 잘 일어나지 않고 Admira의 입자들이 많이 붙어있는 양상을 볼 수 있었다. 하지만 ETC군에서는 완전한 adhesive fracture가 일어났으며 잘 드러난 상아세관과 간간히 보이는 레진태그를 관찰할 수 있었다.

(2) 상아질-레진 계면의 관찰

Fig. 16은 ADM군, Fig. 17는 SIN군, Fig. 18은 ETC군의 치아-레진 계면의 1000배 주사현미경 사진으로서 ADM군과 SIN군에서는 잘 형성된 혼화층과 레진태그를 관찰할 수 있었으나 ETC군에서는 혼화층의 형성이 일어나지 않았음이 관찰되었다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

심미수복치과 분야에서 수복물과 치아와의 결합은 가장 중요한 부분중의 하나이며, 이의 해결을 의해 수많은 연구들이 시행되어왔다. 결합력이 약하면 수복물과 치아사이에서 레진의 경화시 발생하는 중합수축에 의해 미세 누출이 발생한다. 이러한 미세누출에 의해 과민증과 변색이 나타나고 박테리아가 침입해 이차우식이 생기며 치수에 염증반응을 일으키게 된다.

치아와 레진의 결합에서 가장 큰 문제점은 상아질에 대한 결합력이 법랑질에 대한 결합력보다 상당히 떨어진다는 것이다. 그 원인은 여러 가지가 있겠지만 주로 상아질의 조직, 해부학적 원인에 기인하는데 상아질은 무기성분이 45vol%로 법랑질에 비해 매우 그 함량이 낮고 수산화인회석의 배열도 불규칙하며 상아세관내의 유체압이 25-30mmHg로 약하긴 하지만 치수 내압에 의하여 계속적으로 외

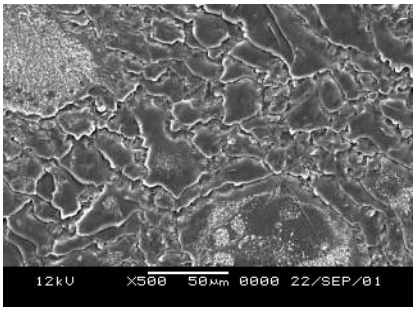


Fig. 10. SEM view of fractured surface in ADM group (×500)

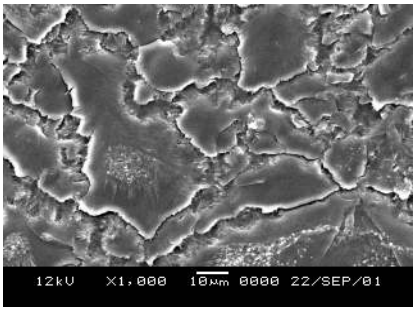


Fig. 11. SEM view of fractured surface in ADM group (×1000)

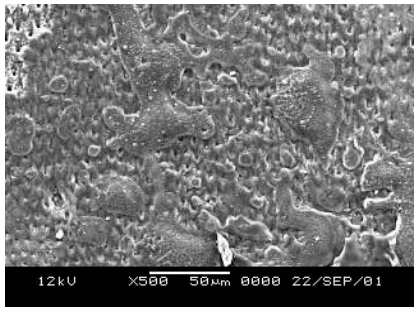


Fig. 12. SEM view of fractured surface in SIN group (×500)

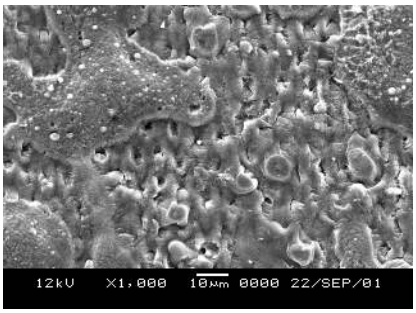


Fig. 13. SEM view of fractured surface in SIN group (×1000)

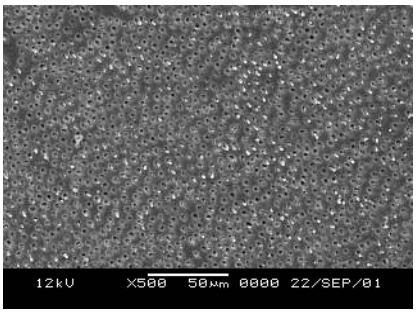


Fig. 14. SEM view of fractured surface in ETC group (×500)

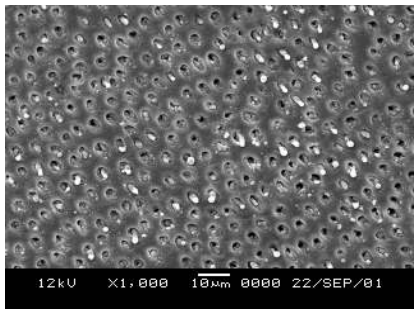


Fig. 15. SEM view of fractured surface in ETC group (×1000)

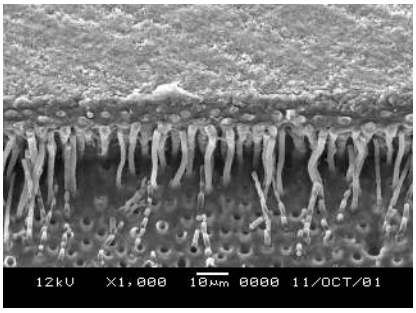


Fig. 16. SEM view of resin-dentin interface in ADM group (×1000)

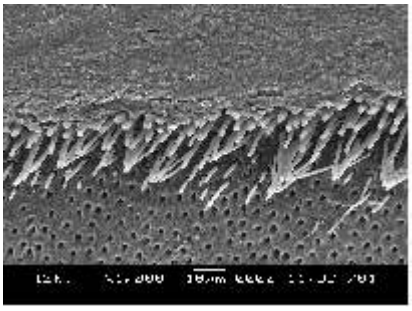


Fig. 17. SEM view of resin-dentin interface in SIN group (×1000)

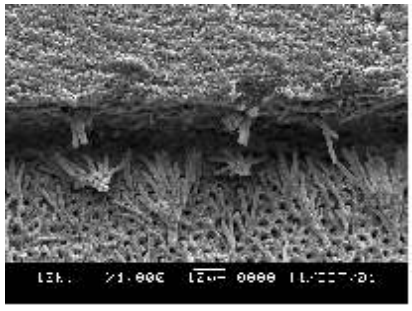


Fig. 18. SEM view of resin-dentin interface in ETC group (×1000)

부로 유체가 방출되기 때문이다[8]. 또한 상아질을 회전기구로 절삭시 10-20㎛ 두께의 무정형잔사로 구성된 도말층이 형성되는데[9] 이 도말층은 석회화된 교원질의 작은 입자와 미생물로 구성되며 이는 초기에는 상아질과 강하게 접착하나 점차 느슨해지며 대부분 변연 누출의 원인이 된다[8]. 또한 상아질은 친수성인데 반하여 레진은 소수성을 띠기 때문에 여기에 결합의 어려움이 있다.

따라서 치아에 대한 심미수복재의 결합력을 높이는데 많은 연구가 있었는데 산부식법이 중합수축에 대한 저항성을 높이는 가장 간편한 방법이라고 소개된 이후 여기에 대한 관심이 많아지게 되었다. 하지만 이 방법을 상아질에 적용함에 있어서 그 유용성과 치수에 대한 유해성의 논란이 있었다[10]. 강산을 오랫동안 적용했을때 도말층과 smear plug가 완전히 제거되며 관간상아질과 관주상아질의 과도한 탈회가 일어나고 과도한 탈회는 상아질 교원섬유 콜라겐 망상구조에 심한 위축을 일으킨다고 Erickson[10]이 보고하였고 Inokoshi 등[11]은 산처치와 우식에 의하여 생기는 탈회는 관주상아질을 제거하여 "funnel-shaped structure"를 만들고 또한 산은 관간상아질에도 작용한다고 하였다. 하지만 최근에는 산부식이 치수에 부정적인 영향을 주지 않고 상아질접착제는 생리적으로 수화되고, 산으로 처리된 상아질에서 결합력이 증가한다고 White 등[12]이 보고하였고 Mizunuma[13]는 효과적으로 상아질에 처치를 하면서도 해를 덜 주기 위해서는 35wt% 인산을 사용하는 것을 추천하였으며 최근에는 Kanca[14]가 결합과정의 간편화와 적용시간의 단축을 위해 “total etch technique”을 제안하였다. 한편 Munksgaard 등[15]은 상아질접착제에 의한 결합에서 임상적으로 최소한 180kg/cm(17.6MPa)정도는 되어야 중합수축에 저항을 할 수 있으며 장기간의 예후를 예측할 수 있다고 보고하였다.

최초의 제 1세대 상아질접착제는 2.0 MPa 정도의 매우 낮은 결합강도를 나타냈으며, 제 2세대 상아

질접착제는 도말층을 이용하여 상아질 결합을 시도하였으나 큰 효과를 보지 못하고 10MPa이하의 결합강도를 나타냈다. 그 이유는 상아질접착제가 상아질 자체보다는 smear layer에 부착되기 때문이었다. 제 3세대 상아질접착제에서 상아질내의 교원섬유에의 결합을 시도하였는데 이 때 처음으로 소수성단말과 친수성의 단말을 동시에 가지는 프라이머를 사용하였다. 하지만 이것도 역시 주 결합기전은 레진태그에 의한 기계적인 것으로 진정한 상아질접착제라고 보기는 어려웠다. 제 4세대 상아질접착제의 특징은 혼화층의 사용으로 상아세관과 관간상아질을 탈회시킨 후 interfibrilar microporosity를 갖는 교원섬유의 망상구조가 노출되면 노출된 교원섬유 기질에 접착제가 침투해서 레진-상아질 사이의 혼화층(hybrid layer)이 생긴다고 Nakabayashi와 Takarada[6]가 처음 기술한 이후 대부분 최근의 접착 system은 주 결합기전으로 혼화층 형성에 그 개념을 두고 레진과 상아질 간의 결합력을 증가시키기 위해 산을 이용해 도말층을 제거한 후, 소수성 및 친수성 단말을 갖는 상아질 전처치제를 도포하고, 상아질 접착제를 재도포하여 상아질과 교원섬유 내부로의 레진 침투를 용이하게 해주는 방법이 흔히 사용되고 있다. 혼화층의 형성과 관련하여 Meerbeek 등[16]도 비슷한 내용을 이야기하고 이를 "resin-dentin interdiffusion" 이라고 표현하였다. 그리고 Nakabayashi[17] 는 혼화층은 영구적이고 산-저항성이 있는 결합레진과 상아질 구성물들의 상호혼합이며, 레진-상아질 계면에 존재한다고 강조하였다.

그러나 이전까지 상아질 접착제가 산 부식제, 전처치제, 접착제의 복합용기 체계로 되어있음으로 인해서 접착과정이 복잡하고 시간도 많이 걸려 타액등에 의한 오염가능성을 증가시키는 등의 문제점이 지적되어 왔으므로 이러한 단점들을 보완하기 위해 시도된 것이 산 부식제와 전처치제를 하나로 합한 ‘self-etching primer' 와 전 처치제와, 접착제를 합한 ‘one bottle primer' 또는 ‘self-priming adhesive' 등의 제 5세대 상아질결합제이다[7]. 여러 논문에서 이러한 5세대 상아질결합제와 기존의 상아질결합제를 비교하고 있으며, 임상에 적용하기에 충분한 결합강도를 나타내고 있음을 보고하고 있다[18,19]. 본 실험에서 사용된 Single bond® 와 Admira® bond는 이러한 5세대 상아질결합제에 기반을 두고 있다.

최초의 ormocer-based-resin인 Admira® bond는 상아질의 칼슘과 화학적 결합을 하게 되는데 2개의 다기능군에 의해 2차적인 화학적 결합을 일으킴으로써 결합력을 높이게 된다[20]. 또한 wet bonding개념에 바탕을 두고 있으며 아세톤을 용매로 하는 접착시스템으로서 상아질 섬유간 공간을 수분으로 열린 상태를 유지한 상아질에 전처치제(혹은 전처치제-접착제)를 도포하는 것이다. 하지만 이러한 wet bonding은 수분의 함량이 낮은 전 처치제를 사용하는 특정 접착시스템에 주로 유용하고 대조적으로 20%혹은 그 이상의 수분을 함유하는 전처치제들은 `intrinsic re-wetting`능력으로 붕괴된 교원질을 재 확장시킬 수가 있다[21].

아세톤 베이스인 Admira® bond는 습기가 있는 조건에서는 표면의 습기를 변화시키고 레진 단량체를 탈회된 상아질의 콜라겐 안으로 운반하며 평형에 도달하였을 때에는 남아있는 습기를 휘발시키는 여러 장점을 가지고 있지만 상아질이 건조되어 교원섬유의 붕괴가 일어나면 이러한 아세톤과 물과의 상호작용이 일어나지 못하여 도리어 결합강도의 약화를 가져오게 된다. 또한 아세톤은 높은 휘발성으로 인하여 농도가 변하게 되는 단점도 있다. 따라서 과도하지 않은 수분의 존재는 wet bonding의 접착력을 높이는 것으로 사료된다.

현재 6세대 상아질 결합제라고 불리는 self-etching priming/bonding agent는 산부식과 priming 및 접착과정을 하나로 통합시킨 형태로 이전의 상아질 결합제들에 비해 시술시간을 단축시켜 주며 임상적으로 사용하기 쉽고 시술도중 오염가능성을 줄여준다는 점에서 그 효용성이 크게 부각되고 있다. 아직 6세대 상아질 결합제에 대한 연구는 그리 많지 않지만 Kugel[22]은 상아질에 대한 접착력은 충분하였으나 법랑질에 대한 접착력은 덜 효과적이었다고 보고한 적이 있고 Pereira 등[23]은 법랑질과 상아질에서 전단결합력의 차이는 없는 것으로 관찰되었지만 법랑질의 부식양상은 인산부식으로 이루어지는 것보다 유지력은 덜한 것 같다고 보고한 바 있다. 하지만 본 실험의 결과에 의하면 Etch & Prime® 3.0의 경우 레진태그는 형성이 되나 혼화층의 형성이 전혀 이루어지지 않고 파절면에서 완전한 adhesive fracture가 일어난 것을 볼 때 임상에서 일상적으로 사용하기에는 아직 무리가 있을 것으로 사료된다.

이 Etch & Prime® 3.0은 두 가지 성분으로부터 활성 용액이 혼합되고 산성의 단량체가 형성되는데 이것이 상아질과 법랑질을 과도하게 부식시키고 전단 및 인장강도가 다른 6세대 접착시스템보다 낮은 것으로 보고된 적이 있는데[24] 본 실험에서의 낮은 전단결합강도의 원인도 이에 기인하는 것으로 생각된다.

상아질에 대한 결합강도 실험에서 시편보관액[25], 보관기간[26], 시편제작 후부터 결합강도 측정까지의 기간[27] 및 보관조건[28] 등 결합강도에 영향을 미치는 변수들이 다양하기 때문에 여러 연구결과들을 서로 비교하기가 쉽지 않다. Nakabayashi 등[29]은 상아질에 대한 결합실험은 체온에서 행해져야 하고 치수에 손상을 주는 단량체나 촉매제가 포함되지 않아야 하며 모든 술식은 10분이내에 끝나야 한다고 하였다. 왜냐하면 재료들마다 시편을 준비하기 위한 시간이 서로 다르기 때문에 파절실험을 위한 일정한 실험시간은 10분이 적합하다고 하였는데 이 시간은 상아질에 대한 반응이 끝나는 시간이기 때문이라고 하였다. 비록 24시간후의 결합력이 충분하다고 해도 초기 10분의 결합력이 약하다면, 즉, 초기의 중합수축에 견디지 못한다면, 미세누출이 생기기 때문이다. 대부분 실험이 24시간 뒤에 전단결합강도를 측정하지만 실제 임상에서는 초기의 결합강도가 중요한데 그 이유는 초기의 중합수축에 견디기위한 충분한 결합력이 요구되기 때문이다. 또한 실제 임상에서는 광중합 후 바로 연마를 한다거나, 교합을 확인하기 위해 저작을 시키는 등, 초기의 중합과정에 커다란 손상을 줄 수 있는 과정들이 많이 있다.

Leung 등[30]은 광중합레진에서 광조사가 끝난 뒤 24시간 후에도 계속적인 중합이 이루어진다고 하였다. 초기 24시간동안의 결합력의 증가는 혼화층과 레진사이의 결합이 계속 진행되기 때문일 것이다.

주사전자현미경 관찰을 위한 전처치로 탈회와 탈단백질 과정을 거치는 동안 혼화층에는 영향이 없었는데 이것은 혼화층이 우식과 산에 저항성 층으로서의 역할을 한다고 볼 수 있다. 이러한 혼화층은 또한 탄력적이어서 중합수축과 관련된 스트레스를 줄이고 위와 같이 산에 용해되지 않기 때문에 결합을 유지시켜 변연의 내구성을 향상시키고[31] 이차우식을 예방하는 등[29] 방호차단막 역할을 하며[32] 미생물이 상아세관과 치수내로 침투하는 것을 막는 비확산표면을 형성한다[23].

Miyajaki 등[33]은 광원의 강도가 충분치 않을 때 결합력에 영향을 줄 수 있다고 보고하고 매 중합마다 광원의 강도를 점검할 것을 추천하였다.

Perdigao 등[34]은 결합강도 측정에서의 빠른 측정속도는 낮은 전단결합강도를 나타낼 수 있으며, 따라서 1-5mm/min의 속도가 일반적으로 추천된다고 하였다. Rueggeberg[35]는 저장온도, 건조, 열 순환 조건, 소독 그리고 감염조절등도 결합강도에 영향을 줄 것이라고 하였다.

구치부에서의 콤포짓트 수복의 가장 큰 문제는 중합수축에 의한 marginal gap과 강도의 부족이다. 특히 콤포짓트는 구치부의 class II 수복물로 이용될 때 심한 스트레스를 받게되는데 중합수축을 차치하고라도 대합치에 의해 가해지는 교합력은 탄성변형을 야기해 치질과의 결합력에 해로운 영향을 미친다. 완전한 파절도 문제지만 그 이전에 시술 후 과민증이 나타나고 박테리아가 침입해 이차우식과 변색, 결국에는 신경치료로까지 이어진다. Ormocer system은 기존 수복제의 단점을 보완하기 위하여 개발된 물질로서 Bis-GMA resin system과는 전혀 다른 system이다. Ormocer는 polymer 성분과 glass같은 성분을 가지는 새로운 물질이어서 glass같이 강도를 가지고 있으며 플라스틱같은 성질도 가지고 있다. Ormocer는 기존의 polymer가 SiO_2의 무기질 골격에 결합되어있는 형태이며 중합력을 가진 유기체에 의해 중합이 진행된다. 서로 십자형으로 무기질과 유기질이 결합되면서 사슬을 형성하고 3차원의 결합을 형성한다. 즉 다른 중합체들과는 달리 무기물질인 SiO_2의 골격이 중합된 사슬내부에 존재하는 형태를 가짐으로써 기존의 콤포짓트 레진같이 충전입자(filler)로서 존재하는 것이 아니라 중합을 일으키는 단량체 내부에 SiO_2 의 연속적인 사슬이 형성되며, 중합체 내부에 벌집모양의 구조를 형성해서 중합반응에 생길 수 있는 중합수축에 저항하게 된다. 이러한 성질 때문에 수축도는 1.97Vol%로 매우 낮으며 중합수축은 기존의 다른 콤포짓트에 비해 50%정도 감소한다고 알려져있다[36,37]. 이러한 낮은 중합수축과 상아질과 법랑질에 대한 높은 결합력은 classV충전물[38]과 classII충전물[39]의 marginal integrity를 매우 성공적으로 만들었고 압축강도는 410MPa로 매우 높았으며 3000회의 thermocycling후의 굴곡

강도 실험에서도 143MPa로 매우 높은 수치를 나타내었다. 또한 잔류 monomer의 유리가 적어 생체친화적이고[40] 법랑질과 열팽창 계수가 비슷해서 온도변화와 큰 size의 충전에도 stress가 매우 감소되었다.

하지만 이러한 ormocer system은 같은 ormocer-based-adhesive와 병행하여 사용될 때 좋은 결과를 나타내는 것으로 보인다. 본 실험에 사용된 Difinite®도 역시 같은 ormocer이지만 ormocer-based-adhesive가 아닌 기존의 상아질 접착제와 쓰였을 때 상당히 감소된 결합력을 나타내었다. ormocer-based-adhesive역시 ormocer와 같은 성분으로 되어 있기 때문에 ormocer가 가진 여러 가지 장점들을 결합과정에서 나타낸다.

본 연구에서 살펴본 바와 같이 ormocer system은 낮은 중합수축과 높은 강도, 치질과 비슷한 열팽창계수와 생체친화적인 성질등 수복재료로서 많은 물리적 장점을 지니고 있는 바 적절한 결합력을 보이는 ormocer-based-adhesive와 병행하여 사용될 때 긍정적인 임상적 결과를 보일 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 실험에서는 비교적 최근에 개발된 ormocer system인 Admira® (VOCO, Germany)와 Admira® bond(VOCO, Germany)를 ADM군, one-bottle adhesive인 Single Bond®(3M, U.S.A.)와 Bis-GMA계통의 hybrid composite resin인 Z-250™(3M, U.S.A.)을 SIN군, ormocer인 Definite®(Degussa Dental, Germany)와 self etching priming/bonding agent인 Etch & Prime® 3.0(Degussa Dental, Germany)을 ETC군으로 하여 상아질에 대한 전단결합강도의 측정과 파절면, 상아질-레진계면의 주사전자현미경 관찰을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전단결합강도의 측정결과 ETC군(12.633±1.168 MPa), SIN군(15.695±2.371MPa), ADM군(17.700±1.517MPa) 순으로 높은 전단결합강도를 보였으나 ADM군과 SIN군 사이에서는 유의차가 없었고 ADM군, SIN군과 ETC군 사이에서 유의차를 보였다($p<0.05$).
2. 주사전자현미경 소견에서 ADM군과 SIN군에서 잘 형성된 혼화층과 레진태그가 관찰되었으나 반면 ETC군에서는 혼화층의 형성이 ADM, SIN군에 비해 미약한 양상을 보였다.

이상의 결과에서 볼 때 ormocer system의 임상적 사용이 긍정적으로 사료되나, 같은 ormocer system이라도 ormocer based adhesive와의 병행이 아니면 낮은 전단결합강도를 보이는 것으로 보아 ormocer based adhesive와의 사용을 병행하는 것이 추천되며, self-etching priming/bonding agent는 상대적으로 낮은 전단결합강도를 보이며 추후 보완연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Buonocore MG. A simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-53
2. Griffiths BM, Watson TF. Resin-dentin interface of Scotchbond Multi-Purpose dentin adhesive. Am J Dent 1995;8:212-6
3. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence Int 1995;26:95-110
4. Pashley DH, Michelic V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent 1981;46:531-7
5. Goracci G, Mori G, Bazuccucci M. Marginal seal and biocompatibility of a fourth generation bonding agent. Dent mater 1995;27:129-35
6. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater 1992;8:125-30
7. 윤대철. 심미 수복시 접착제의 역할. 대한치과의사협회지 1998;36: 545-49
8. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding ; SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. J Dent Res 1996;75:1396-403
9. Pioch. CCTR adhesion of the Admira system on dentin; University of Heidelberg, 2000
10. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent(Supple 5);1992:81-94
11. Inokoshi S, Fujitani T, Negishi T. Study on resin impregnated layer of various dentin bonding techniques. J Jpn Soc Dent Mater Dev 8 1989;(special issue

14):95-6
12. White KC, Cox CF, Kanka J, Dixon DL, Farmer JB, Snuggs HM. Pulpal response to adhesive resin systems applied acid-etched vital dentin; Damp versus dry primer application. Quintessense Int 1994;25:259-68
13. Mizunuma T. Relationship between bond strength of resin to dentin and structural change of dentin collagen during etching. Influence of ferric chloride to structure of the collagen. J Jap Dent Mater 1986;5:54-64
14. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessense Int 1992;23:39-41
15. Munksgaard EC, Irie M, Asmusse E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resin. J Dent Res 1985;64: 1409-11
16. Meerbeek BV, Inokshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspect of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive system. J Dent Res 1992;71:1530-40
17. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. Oper Dent 1992;(suppl 5):125-30
18. 김종빈, 김종수. One-bottle 상아질 결합제의 유치 상아질에 대한 전단 결합 강도에 관한 비교 연구. 대한소아치과학회지 2000;27:444-56
19. 이준행, 김용기, 김종수. 자가부식 프라이머의 처리가 유치의 상아질 결합형태와 강도에 미치는 효과. 대한소아치과학회지 1999;26: 595-607
21. Meerbeek BV, Yoshida Y, Lambrecht P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. J Dent Res 1998;77:50-9
22. Kugel G. The science of bonding, from first to sixth generation. JADA 2000;131:20-5
23. Pereira PNR, Ocuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. Dent Mater 1999;15:46-53
24. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dent Mater 1999;14:394-8
25. Haller B, Hofmann N, Klaiber B. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. Dent Mater 1993;9: 191-7
26. Reeder OW, Walton RE, Livingston MJ, Pashley DH. Dentin permeability : determinants of hydraulic conductance. J Dent Res 1978;57:187-93
27. Finger WJ, Fritz U. Laboratory evaluation one-component enamel/dentin bonding agents. Am J Dent 1996;9:206-10
28. Burrow MF, Taniguchi Y. Influence of temperature and relative humidity on early bond strengths to dentin. J Dent 1995;23:41-5
29. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. J Esthet Dent 1991;3:133-8
30. Leung RL, Pan PL, Johnston WM. Post-irradiation polymerization on visible light-activated composite resin. J Dent Res 1983;62: 363-5
31. Meerbeek BV, Willems G, Celis JP, Roos JR, Bream M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. J Dent Res 1993;72:1434-42
32. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total wet-bonding technique in vivo. J Dent Res 1994;73:629-36
33. Miyajaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. Am J Dent 1995;8: 245-8
33. Phillips RW. Advancements in Adhesive Restorative Dental Materials. J Dent Res. 1966;45:1662-7
34. Perdigao J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to differents dentin substrates. J Dent Res 1994;73:44-55
35. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure-Review of the literature. Report of ASC MD156 Task Group. Dent Mater 1991;7:2-10
36. Krejci I. Polymerization shrinkage. University Genf; 1999.
37. Watts DC. Polymerization shrinkage; University of Manchester, 1999.
38. Kramer N. In-vitro evaluation of various class V cavities; University of Erlangen. Germany; 1999.
39. Haller B. In-vitro evaluation of the marginal quality produced by the Admira/Admira Bond restorative system in class Ⅱ cavities; University of Ulm, DZZ 2000;55:331
40. Leyhausen G. Cytotocity, cell proliferation count using 3T3 fibroblasts; Hanover Medical College, 2000.