

수중 접착성 수복재의 유치 법랑질과 상아질에 대한 상대적 접착력의 비교연구

김승미 · 김 신 · 정태성

부산대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

최근의 심미적 수복재료는 단순히 글래스아이오노머나 레진으로 구분되지 않는다. 대신에, 이들은 두 가지 전통적 재료 사이의 광범위한 한 범주 내에 위치한다. 유치 수복 재료를 선택함에 있어 임상가는 각각의 상황에 적합한 몇 가지 항목들을 고려해야 한다. 이들 중 한가지가 결합력이다. 이 연구는 특별히 상아질과 법랑질과의 상대적 인장강도를 재료별로 비교해보고자 하였다. 실험재료로는 resin-modified glass ionomer로 Fuji II LC-I 와 Vitremer를, compomer로는 Dyract AP, Compoglass, F 2000등이 사용되었다. 140개의 발거된 유치를 실험대상으로 각 재료의 시편을 평활하게 연마된 법랑질과 상아질 표면에 제조회사의 지시대로 부착한 후 상아질과 법랑질에 대한 상대적 전단결합강도를 측정하였다. 파절편은 실패유형 평가를 위해 주의깊게 검사되었다. 실험결과는 one-way ANOVA & Sheffe's test와 student t-test(p=0.05)로 검증하였다. 본 연구의 결과는 다음과 같았다.

1. 유치 법랑질과 상아질에 대한 전단결합강도를 측정한 결과, 법랑질에 대해서는 Z100과 Fuji II LC-I에서, 상아질에 대해서는 Z100과 Dyract AP에서 가장 높은 결합력이 나타났으며, 다른 재료간에는 유의한 차이를 관찰할 수 없었다 (P>0.05).
2. 각 재료내의 법랑질과 상아질에 대한 상대적 결합력을 비교평가한 결과, Dyract AP와 Vitremer를 제외한 모든 재료에서 법랑질에서 보다 높은 결합력이 관찰되었으며, Dyract AP에서는 상아질에 대한 결합력이 법랑질에 대해서보다 높게 관찰되었다 (P<0.05).
3. 각 재료들의 결합실패가 일어난 파절단면을 조직학적으로 관찰한 결과, 대부분 cohesive failure를 보였고, 파절면은 치면과 매우 근접해 있었다. 일부 화학중합형 glass ionomer cement와 Vitremer에서 adhesive failure가 관찰되었다.

주요어 : 접착성 수복재료, 전단결합강도, 유치, 법랑질, 상아질.

I. 서 론

치질과 수복물의 결합은 현대 치의학의 주된 관심사중의 하나이다. 치질에 결합되도록 고안된 수복물은 미세누출을 감소시키거나 제거하여 이차우식을 방지할 수 있고, 더욱 보존적으로 와동을 형성을 형성하여 치질을 유지하는 장점이 있다.

Wilson과 Kent¹⁾에 의해 1962년 처음 소개된 glass ionomer cement는 치아에 대한 생체적합성이 뛰어나고 이온교환을 통해 법랑질과 상아질에 화학적으로 결합하며 불소를 유리하고 이차우식 예방에 기여할 뿐 아니라 치질과 비슷한 열팽창계수를 가지는 장점이 있다. 또한 1989년 Mathis와 Ferracane²⁾에 의해 중합방식에 resin technology가 도입되어 광중합이 가능하게 되어 초기 경화시의 수분민감성의 단점을

극복할 수 있게 되었다³⁾. 그러나, 물성이 떨어져 교합력이 적용되는 부위에는 사용의 제한이 있고 복합레진에 비해 표면활택성과 심미성이 떨어지는 단점이 있다^{4,5)}.

한편 복합레진은 물성과 심미성이 우수하고 마무리 연마후 표면이 활택한 장점을 가지며, 최근에는 상아질 접착제가 개발됨으로써 상아질에 대한 복합레진의 생화학적 결합이 가능하게 되어 수복물의 유지를 위한 기계적 와동형성의 필요성이 감소되게 되었다. 그러나 와동이 너무 깊을 때는 레진의 중합수축에 의해 와동과 계면에서 결합실패가 일어날 뿐 아니라⁶⁾, 하부 치수에 대한 잠재적 독성으로 인해 술후 과민반응을 유발하는 단점을 가지므로 이런 경우에 상아질에 복합레진을 직접 수복하는 것은 추천되지 않는다⁷⁾.

최근 일부 제조사에서 glass ionomer cement와 복합레진의

물성을 혼합해서 한 가지 성분의 물질로 소개하였다. 이들 재료들은 단순히 glass ionomer cement나 복합 레진으로 분류되지 않으며 두 재료의 넓은 영역사이의 중간적인 성격을 가지게 되어 흔히 compomer로 불리어 왔다. 이 재료는 광원이 없이는 경화되지 않으므로 약간의 glass ionomer cement의 성분을 가지나 glass ionomer cement의 고유한 산-염기 반응을 일으킬 만큼 충분한 정도로는 포함하지 않는다. 더구나, compomer는 경화되었을 때 전형적인 진성 glass ionomer cement의 특성을 보이지 않는다⁸⁾. 이런 새로운 재료중 일부가 'fluoride-releasing resin'이나 'polyacid-modified composite'로 기술되었다^{9,10)}.

이러한 재료들의 주된 장점은 치질과의 결합력을 가진다는 점이다. 그러나 각 재료가 부착되는 치면의 조건이 상아질 혹은 법랑질이 될 수 있으며, 이들 재료들은 각 와동벽에 대해서 상이한 친화력을 보일 것이라는 점을 상상할 수 있다. 그 동안 이들 새로운 치질접착성 재료와 치면과의 결합력에 관해 많은 연구가 진행되어 왔으나 유치에 있어 각 재료의 상아질과 법랑질에 대한 결합력의 차이를 검증하는 연구는 찾기 힘들어 이에 대한 연구가 필요할 것으로 사료되었다. 특히 와동벽으로 법랑질과 상아질을 모두 포함하는 와동의 수복에 있어서 단일 재료를 사용할 경우 예상되는 임상적인 문제점들이 이 연구를 통해 간접적으로 파악될 수 있을 것으로 생각되었다. 따라서, 본 연구는 현재 유치수복용으로 흔히 사용되는 일부 치질접착성 수복재들을 대상으로 유치 법랑질과 상아질에 대한 상대적인 결합

강도를 비교, 분석할 목적으로 시행되었다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구의 실험재료로는 resin-modified glass ionomer cement(이하 RMGIC)인 Fuji II LC와 Vitremer, compomer인 Dyract AP, F 2000 및 Compoglass를 대상으로, 지금까지 임상에서 흔히 사용되어온 화학 중합형 glass ionomer cement인 Chem-Flex와 복합 레진인 Z 100과 비교하였다(Table 1).

2. 연구방법

1) 시편제작

증류수에 보관된 발거된 유치중 표면손상이 없는 건전한 상악 유중절치 140개를 선택하여 pumice와 rubber cup으로 세척하였다. 주수 하에서 각 치아의 근협면을 600번까지의 Silicone carbide 연마지 상에서 hand pressure로 일정한 표면조도를 가진 평활한 상아질과 법랑질 표면을 얻었다. 이후 치아의 평활면이 하방으로 놓이게 위치시켜 자가중합형 레진에 매몰한 후 증류수에 48시간동안 보관하였다. 각 법랑질과 상아질 시편을 무작위로 7군으로 나누었다.

Table 1. Materials examined in this study

Material	Composition	Pretreatment	Composition of pretreatment	Manufacturer
Z 100	Bis GMA, TEGDMA	Scotchbond Multi-purpose system	Maleic acid HEMA light cured polymer water Bis-GMA Photoinitiator	3M Co. USA
Chem-Flex	Powder : Strontium aluminosilicate glass, polyacrylic acid, tartaric acid, Pigments Liquid : Polyacrylic acid	Polyacrylic acid	polyacrylic acid	Dentsply USA
Fuji II LC-I	Fluoroaluminum silicate, acrylic acid, maleic acid	GC Dentin Conditioner	polyacrylic acid	GC Co. Japan
Vitremer	Fluoroaluminum silicate, HEMA polymethacrylic acid	Vitremer primer	maleic acid HEMA ethyl alcohol	3M Co. USA
Dyract AP	Polymerizable resin, TCB resin Strontium-fluoro-silicate glass Strontium fluoride Photoinitiator Stabilizers	Prime & Bond 2.1	PENTA TEGDMA acetone	Dentsply USA
Compoglass	Ba-Al-Fluoro silicate Bis-GMA UDMA TEGDMA	Syntac Single component	HEMA Maleic acid polyacrylic acid Water HEMA	Vivadent, Liechtenstein
F 2000	FAS glass HEMA, maleic acid	Compomer Prime/Adhesive	polycarboxylic acid water ethanol photoinitiator maleic acid	3M Co. USA

2) 실험재료부착

각 시편에 실험재료를 부착하기 위해 지름 2.86mm, 높이 3mm의 plastic tube를 이용, tube내로 실험재료를 충전한 후, 각 제조사의 지시대로 치면에 부착시키고 중합완료후 plastic tube를 제거하였다. Ring 주위의 과다재료를 제거한 후, ring의 양측에서 각각 지시된 중합시간의 절반만큼 나누어 광중합하였다. 광중합 15분 후 실온의 증류수에서 24시간동안 저장한 다음, 만능시험기(Instron Co., Model 4201)상에서 전단결합강도를 측정하였다(cross head speed 0.5mm/min).

결합강도의 측정후 각 시편을 stereomicroscope로 관찰하여 결합실패의 유형을 검토하였다.

- Z 100 : Scotchbond Multipurpose system를 이용하여 15초간 법랑질과 상아질면을 부식, 15초간 세척후 5초간 건조시켰다. 상아질의 경우 primer를 적용, 5초간 건조시키고, bonding agent를 도포한 후 10초간 광중합하였다. 법랑질의 경우에는 동일과정을 적용하되, 제조사의 언급대로 primer의 적용은 생략하였다. 이 후 복합레진 Z 100을 적용하고 40초간 광중합하였다.
- Chem-Flex : 법랑질과 상아질 표면을 water spray로 세척한 다음 약한 air로 과도한 수분을 제거했다. 완전 건조되지 않을 정도로 약간의 수분을 남겼다. 재료의 liquid component를 표면에 적용하고 15초간 유지시킨 뒤 물로 세척하고 표면이 축축할 정도로 남겨두고 나머지는 건조시켰다. 재료를 1:1의 분말/액 비로 20초 이내의 시간동안 혼합하였다. 경화시간은 5~7분이 소요되었다.
- Fuji II LC-I (improved) : 형성된 와동을 세척한 후 탈수에 유의하면서 건조시켰다. GC Dentin Conditioner를 disposable mini-sponge에 묻혀 법랑질과 상아질을 20초간 scrubbing action으로 치면을 전처리하고, 증류수로 20초간 세척한 후 건조시켰다. 1:2 의 분말:액 비로 20초간 재료를 혼합하였다.
- Vitremer : Vitremer primer를 적용하고 30초간 기다린 후 15초간 건조, 20초간 광중합하였다. 1 spoon의 powder와 1 drop 의 liquid를 혼합하여 적용한 후 40초간 광중합하였다.
- Dyract AP : 대부분의 경우 산부식이 불필요하며, 필요한 경우에는 DeTrey conditiner 36% gel을 15초간 적용하였다. 15초간 세척한 후 과도한 수분을 제거하되 탈수를

피하였다. Prime/Bond 2.1을 적용한 후 30초간 기다리고 과도한 용매는 3~5초간 부드러운 air로 제거하였다. 10초간 Prime/Bond 2.1을 광중합한 후 두 번째 Prime/Bond 2.1층을 도포하였다. 용매를 즉시 제거한 후 10초간 다시 광중합하였다. 이 후 compule에 든 재료를 gun을 사용하여 적용하고 40초간 광중합하였다.

· Compoglass : Syntac Single-Component를 적용하고, 20초간 기다린 후 건조, 20초간 광중합하였다. Syntac Single-component를 적용하고, 즉시 건조, 20초간 광중합하였다. 이 후 Compoglass를 적용, 40초간 광중합하였다.

· F 2000 : 증류수로 와동을 15초간 세척한 후, 3초간 air-syringe를 적용하여 표면을 습윤상태로 유지하였다. Kliker Dispensing System을 사용하여 primer/adhesive를 와동에 적용하고 30초간 대기하였다. 이 후 10초간 air를 적용하여 표면에 얇은 막이 형성되도록 하고 10초간 광중합하였다. 광중합완료 후 F 2000을 충전하고 30초간 광중합하였다.

3) 통계분석

측정된 각 실험재료의 결합강도는 oneway ANOVA와 Scheffe's test를 이용하여 재료별 차이의 유의성을 검증하였고, 동일 실험재료에서의 법랑질과 상아질의 결합강도의 차이는 t-test로 검증하였다.

Ⅲ. 연구성적

유치 법랑질과 상아질에 대한 각 재료의 결합강도는 Table 2와 Fig. 1에 나타난 바와 같다.

Z 100과 Fuji II LC-I의 유치 법랑질에 대한 결합강도는 여타 재료에 비해 높게 나타났으나(p<0.05), compomer간에는 유의한 차이가 없었다(p>0.05). Chem Flex와 Vitremer는 타 재료에 비해 유의하게 낮은 결합력을 나타내었다(p<0.05)

Table 2. Shear bond strengths of each material to primary enamel & dentin surfaces

Material	Enamel	Dentin	Ratio
Z 100	8.17(1.45)	7.12(1.06)	1.15
Chem-Flex	2.61(1.95)	2.07(0.60)	1.26
Fuji II LC-I	7.53(1.70)	6.04(2.06)	1.25
Vitremer	2.18(1.14)	2.30(0.60)	0.95
Dyract AP	3.08(1.56)	* 6.16(1.20)	0.50
Compoglass	3.23(1.74)	3.08(1.47)	1.05
F2000	4.09(1.38)	3.47(1.20)	1.17

MPa, Mean(SD), n=10, *p<0.05

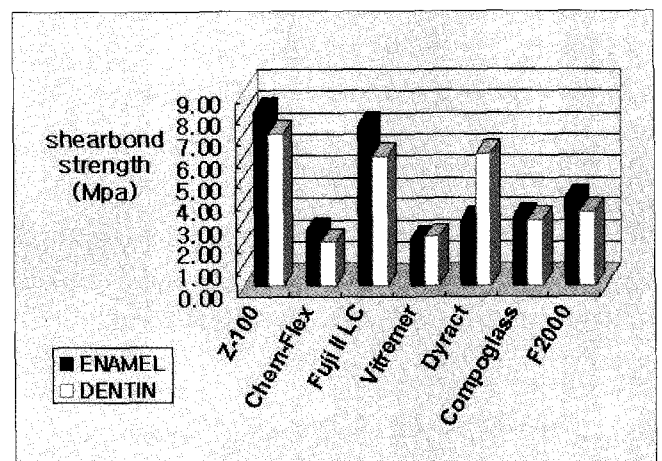


Fig. 1. Shear bond strengths of each material to primary enamel & dentin surfaces

Table 3. Statistical analysis of shear bonding strengths to primary enamel surface

Material	Z 100	Chem-Flex	Fuji II LC	Vitremer	Dyract AP	Compoglass	F2000
Z 100		*		*			
ChemFlex			*				
Fuji II LC				*			
Vitremer							
Dyract AP							
Compoglass							
F2000							

* p<0.05

Table 4. Statistical analysis of shear bonding strengths to primary dentin surface

Material	Z 100	Chem-Flex	Fuji II LC	Vitremer	Dyract AP	Compoglass	F2000
Z 100		*		*			
ChemFlex			*		*		
Fuji II LC				*			
Vitremer					*		
Dyract AP							
Compoglass							
F2000							

* p<0.05

(Table 3).

유치 상아질에 대한 결합력은 법랑질에서와 거의 동일하였으나, 복합레진과 Dyract AP에서 유의하게 높은 결합력이 나타났다(p<0.05). 상아질에서도 Chem Flex가 유의하게 낮은 결합력을 보였다(Table 4).

동일 실험재료 내에서 법랑질과 상아질에 대한 결합강도의 차이를 비교한 결과, 대부분의 재료가 유치 법랑질에 대해 상아질의 경우보다 높은 결합력을 보였으나, Dyract AP는 상아질에 대해 더 높은 결합력을 보였고, 다른 재료에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다(P>0.05). 또한 결합과절시편에 대한 조직학적 관찰결과 각 재료의 파절양상이 일부 화학중합형 glass ionomer cement와 Vitremer를 제외한 대부분의 재료에서 cohesive failure를 보였다.

IV. 총괄 및 고안

Glass ionomer cement는 산-염기 반응을 기본으로 하는 cement이다. 산은 acrylic acid, maleic acid와 itaconic acid 등의 alkenoic acid의 단중합체나 공중합체이며 염기성분은 불소를 포함하는 calcium aluminosilicate glass로 구성된다¹¹⁾. 불소를 유리하고 치면에 접착하는 성질 때문에 glass ionomer cement는 유치의 수복용이나 이장재로 널리 이용되어 왔다. 또한 경화시 최소한의 중합수축과 치질과 비슷한 열팽창계수를 가지므로, 수복물 변연에서의 미세누출이 경미하다¹⁾. 그러나 수복용으로는 상대적으로 불량한 물성 때문에 I, II, IV급 와동 등 교합력이 가해지는 부위에는 사용이 제한되어 왔다^{9,12)}. 이런

glass ionomer cement의 강도를 보강하기 위한 다양한 시도가 있었다¹³⁾. Alumina나 carbon fiber나 amalgam alloy의 보강이 그 예이며¹⁴⁻¹⁷⁾, 이런 경우의 cermet cement는 통상 hybrid glass-metal powder로 명명되었다^{10,16,17)}. 이런 변형으로 약간의 강도 증가는 있었으나 적응증을 확장할 수 있을 정도로 충분하지는 않았다.

이런 가운데, RMGIC의 개발은 기존의 glass ionomer cement의 단점을 극복하기 위한 새로운 시도였다. 변형은 glass ionomer cement의 polyacid내로 methacrylate side group을 포함시키는 것에서 시작되었다. 혼합된 glass ionomer cement의 중합에 더하여, 수용액내에 포함되어 있는 HEMA 등 친수성 monomer를 가진 modified polyacid가 공중합한다. 그러므로 자가중합 산염기 반응은 광활성에 의한 레진의 free radical 반응으로 보강되어, 그 결과 물성의 상당한 향상과 초기 수분오염이나 건조 등에 대한 감수성이 낮아지게 되었다¹⁸⁻²¹⁾.

전통적인 glass ionomer cement의 특성중의 하나는 전처리되지 않은 법랑질과 상아질에 부착된다는 것이다. 대개 glass ionomer cement는 영구치의 법랑질과는 약 5Mpa, 상아질과는 약 3MPa의 결합력을 보이는 것으로 보고된 바 있다¹⁴⁾. 치면의 전처리는 결합력의 증가를 위한 방법으로 연구되어, 몇 가지 과정과 처리제들이 상아질과 법랑질의 전처리제로서 보고되어 왔다²¹⁻²⁶⁾. 또한 전통적인 glass ionomer cement의 실패유형이 주로 시멘트 내부에서의 cohesive failure였으므로¹²⁾, 시멘트의 cohesive strength를 증가시키는 것은 향상된 결합력을 불러올 것으로 예상되었다. 이는 RMGIC의 경우에 더 강한 결합을 보이는 것으로 증명되었다^{3,20,26-28)}. 이전의 연구에서 전통적인

glass ionomer cement보다 compomer에서 더 높은 인장강도를 나타낸 연구결과가 제시되었으므로²⁰⁾, 이 실험에서도 compomer와 RMGIC가 전통적인 glass ionomer cement보다 높은 결합력을 보일 것으로 예상되었다.

이전의 수복재의 상아질과 법랑질에 대한 결합력의 비교연구^{16,24,28)}에서와 마찬가지로, 본 연구에서도 Dyract AP와 Vitremer를 제외한 모든 실험재료에서 법랑질에 대해 더 높은 결합력이 나타났다. Dyract AP의 전처리 과정에서 산부식을 하면 법랑질과의 결합력이 상당히 증가된 이미 많은 문헌에서 보고되어 온 사실이다^{3,7,21-24)}.

상아질에 대한 결합은 법랑질에 대한 결합보다 몇 가지 어려운 점이 잔존해 있다. 상아질은 치아의 종류나 부위, 상아법랑경계로부터의 거리, 발거되기 전의 치아외상이나 임상적 치료 경험, 발거된 후의 경과시간 등에 따라 다양한 성질을 나타내는 물질이다^{33,34)}. 부가적으로 수복재를 적용하는 방법(bulk versus incremental), 적용압력, 적용율, 물에 저장하는 기간, thermocycling 등 다양한 실험과정 의해 결합력이 영향을 받을 수 있다⁵⁵⁾. 이렇게 상아질의 화학적, 생물학적 복잡성이 법랑질에 비해 상대적으로 낮은 상아질에서의 결합력을 설명해 준다.

상아질에서도 마찬가지로 레진성분을 포함하고 있는 RMGIC는 전통적인 glass ionomer cement와 다른 결합양상을 보인다고 보고되었다³⁶⁾. 일반적으로 RMGIC에서 resin layer가 명확히 관찰되거나 resin-infiltrated layer가 형성되며, 일부는 상아세관으로 resintag가 침투되는 양상이 관찰되어 왔다^{21,22)}. Abdalla와 Franklin²²⁾은 RMGIC와 compomer의 영구치 상아질에 대한 결합력은 8-15MPa의 범위로 보고하였다. 유치를 대상으로 한 본 연구에서는 3-5Mpa로 나타났다. 이런 수치는 glass ionomer cement를 대상으로 하였던 이전의 연구결과보다 충분히 높은 결합력을 보임을 의미한다^{21,29,30)}. 이렇게 hybrid ionomer에 resin monomer를 첨가하는 것은 결합력의 향상 뿐 아니라 물성의 향상에도 기여함을 알 수 있었다.

유치와 영구치에 대한 결합력의 차이를 검증한 대부분의 연구가 본 연구의 결과와 같이 영구치에서의 결합력이 유치에서 보다 높게 나타난다는 것에 일치하는 의견을 보인다^{33,37)}. 유치와 영구치의 상아질에 있어 결합력을 비교하는 경우, 상아질 두께의 차이를 반드시 고려해야 한다. 상아법랑경계에서 치수강으로 근접할수록 상아세관의 수와 폭경이 감소되므로 수복물의 침투가 그만큼 감소하게 된다³⁹⁾. 또한 어떤 상아질 결합제는 교합면측 상아질이 치수에 근접함에 따라 결합력이 감소되며⁴⁰⁻⁴²⁾, 이런 현상은 치수에 근접함에 따라 고품의 이용가능한 상아질 면적의 감소에 의한 칼슘수치의 감소에 의한 것으로 해석된다³⁷⁾. 실험과정에서 유치로부터 평활한 표면을 얻기 위해 상당한 치질을 희생시킬 수 있다. 유치는 상대적으로 큰 치수를 가지므로, 평활한 상아질면은 영구치를 삭제한 경우보다 더 치수에 근접할 것이다. 이것이 유치에서의 낮은 결합력의 원인요소로 작용할 수 있을 것이다. 그러나 Hirayama³⁹⁾ 등은 유치와 영구치에서 관주 상아질이나 관간 상아질이 칼슘이나 인의 함량에는 차이가 없으며, 다만 더 많이 광화되고 결정구조가 더 적은 관

주 상아질이 영구치보다 2~5배 두껍게 나타난다고 보고하였다. 이렇게 두꺼운 관주상아질의 두께는 상대적으로 혼화층(hybrid layer)을 형성하여 주된 결합이 일어나는 관간 상아질의 양을 감소시키게 된다^{33,43)}.

본 연구에서는 유증절치의 순면을 이용했으며, 이런 치아의 얇은 치질이 상대적으로 가까운 치수까지의 거리와 연결되어 낮은 결합력을 나타낸 것으로 보인다. 불행히도 이런 재료는 현재 유전치의 심미수복에 널리 이용되고 있으므로 유치에 있어 결합력 향상을 위한 치면의 전처리나 재료의 신중한 선택을 위한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다. 특히 유치 법랑질에 대한 결합력은 이 재료들의 수복시 이용되는 치면의 전처리가 제조사의 지시대로만 따랐을 때는 보고된 바와는 상당한 차이를 보여주고 있어 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

본 연구에 사용된 각 재료는 그 성분에 따라 다양한 치면의 전처리과정을 포함한다.

Vitremer의 primer는 HEMA, polyalkenoic acid와 maleic acid를 가지며, smear layer는 제거하나 smear plug는 제거하지 못 한다⁴⁴⁾. 이 실험에서 Vitremer의 결합력은 다른 재료들보다 상당히 낮게 나타났다. Davidson 등³⁸⁾은 낮은 결합력의 원인을 레진 부분이 상아세관으로 침투하지 못함으로 인한 미세기계적 결합에 의한 것으로 보았다.

기계적 결합력증강의 목적으로 치면의 전처리를 위해 Fuji II LC-I는 smear layer와 smear plug제거를 위해 polyacrylic acid를 사용한다. Polyacrylic acid에 의해 노출된 교원섬유질로 HEMA나 다른 monomer가 침투된다. HEMA의 좋은 젖음성이 이 재료의 높은 결합력의 기초가 된다²⁹⁾. 또한 상아세관으로의 레진침투에 의해 생기는 기계적 유치가 결합기전을 설명해 줄 수 있다.

Dyract AP의 primer내 친수성 인산기는 치질의 hydroxyapatite의 calcium과 이온결합을 하는 것으로 생각된다⁴⁵⁾. 또한 hydrophilic carboxyl group 때문에 self-adhesive성질을 지닐 것이다³¹⁾. 제조회사는 Prime & Bond 2.1 적용 전에 산부식과정이 선택적 사항이라 제시하였으나, 그 결과는 상아질과 법랑질에서 현저히 차이가 나타났다⁴⁶⁾. 이런 결과는 Cortes 등³⁾의 비슷한 실험에서의 결과와도 일치하였다. 즉, 산부식에 의해 법랑질에 대한 접착력의 증가가 compomer에서도 마찬가지로 유리함을 알 수 있다.

Compoglass의 primer는 polyacrylic acid, HEMA, maleic acid와 수분 등으로 구성되어 있다. 이 primer는 smear layer를 변형시키고 상아질표면의 에너지를 증가시켜 젖음성을 향상시킨다. 또한 smear layer를 관통해서 상아세관과 세관간 상아질로 침투하며 미세기계적 결합(micromechanical bonding)을 형성한다. Compoglass에 filler를 혼합하는 것은 또한 cohesive strength의 증가에 기여한 것으로 보인다. Compoglass의 결합양상에 관한 이전의 연구에서, resin tag의 형성이 보고되었음에도 Dyract AP나 Fuji II LC보다 결합강도가 높지 못 한 것은 RMGIC의 결합강도에서 화학적 결합이 차지하는 비중으로 설명될 수 있다.

Maleic acid를 포함하는 Syntac Single-Component, Vitremer primer 및 F 2000 Prime/Adhesive는 적용과정에서 수세를 하지 않으며, smear layer를 많이 잔존시킨다. Smear layer는 초기에 개발된 bonding agent에서는 결합력을 증가시키는데 있어서 제한적인 요소로 간주되었을 지라도, 최근에는 이 층 내부의 풍부한 칼슘이온과 인산이온함유 때문에 bonding substrate로 인정받고 있다.²³⁻²⁶⁾ Nakabayashi⁷⁾는 상아질에 대한 수복재의 결합력에 대한 연구에서 결합강도의 2/3는 intertubular dentin과 bonding system의 상호작용에서 기인하고, 1/3은 상아세관으로의 침투성에 기인한다고 주장한 바 있다.

이런 Self-etching primer adhesive system에서 primer의 산성 부분은 탈회과정동안 유리되는 calcium이나 phosphate 이온에 의해 어느 정도 중화된다⁴⁷⁾. 탈회과정은 그러므로 자기 제한적이면서, 고농도의 이온들이 더 이상의 apatite 용해를 제한하게 된다⁴⁸⁾. Watanabe 등³²⁾과 Nakabayashi⁷⁾들은 phenyl phosphoric acid를 함유하고 있는 이들 self-etching primer는 water-filled channel을 넓히고, 하부 상아질로 침투하여 hybrid layer와 연결되며, 탈회와 resin의 침투가 동시에 나타나기 때문에 탈회심도(depth of demineralization)와 레진침투심도(depth of resin infiltration)가 일치되어 상아질 결합에 있어서 질적인 향상을 가져온다고 하였다.

본 연구의 유치 범랑질과 상아질의 차이에 따른 결합강도를 비교한 결과, Dyract AP에서만 상아질의 결합강도가 범랑질보다 증가되었으며, 이는 범랑질에서 산용액을 이용한 치면의 전처리를 거치지 않음에 기인한 미세기계적 유지의 결합에 의한 것으로 보인다. 이것은 이전의 영구치를 이용한 실험³⁶⁾의 결과와도 일치되는 소견을 보였다. 실제로 이 실험에 이용된 Vitremer, Compoglass, F 2000은 그 성분중 maleic acid가 전처리제에 포함되어 있으며, 이런 약산이 포함된 이들 재료는 모두 상아질과 범랑질에서 유사한 결합력을 나타내었다. 이는 이들 재료를 임상적으로 적용할 경우, 제조사의 지시대로 total etching technique으로 사용되는 데에 있어 의문점을 제기하며, 유치범랑질과의 향상된 결합력을 얻기 위해 치면 전처리시 산용액의 농도나 종류, 적용시간 등에 대한 재고찰이 요구됨을 알 수 있었다.

본 연구를 통해 RMGIC와 compomer가 이들 전통적인 glass ionomer cement보다 전처리된 치면에 비슷하거나 더 높은 결합강도로 부착됨을 알 수 있었다. Uno 등²⁰⁾은 이를 증가된 재료의 강도에 의한 것으로 보았다. 따라서 본 연구에서도 glass ionomer cement의 레진변형이나 compomer로의 변형이 결합력의 증가에 기여함을 알 수 있었다. 이들 두 재료가 경화수축을 견딜 수 있을 만큼 충분한 결합력을 보인다면 전통적인 glass ionomer cement의 적응증은 기계적 성질의 측면에서 최소한으로 되어야 할 것이다. 그 동안 glass ionomer cement는 유치열에서 교합압을 받는 부위인 I, II급 와동에 사용되어 왔다. RMGIC와 compomer의 전통적인 glass ionomer cement에 비해 상당히 높은 결합강도를 고려한다면 metal-re-

inforced이건 아니건 간에 전자의 재료를 사용하는 것이 현명할 것이다.

한편 시편의 결합 실패유형의 관찰결과에서 흥미로운 것은 파절 양상이 모든 재료에서 cohesive failure로 나타났다는 것이다. Hallett³⁸⁾은 유치 범랑질에서 대부분의 실패는 adhesive-resin interface에서 일어나거나 resin cohesive failure라고 기술하였다. 이 연구에서도 RMGIC의 결합실패가 주로 재료 내부에서 생기는 cohesive failure를 보이므로 일치된 결과가 나타났다. 비록 실험된 compomer중 Dyract AP가 가장 높은 상아질과의 결합력을 보였다 하나, 모든 결합의 실패는 cohesive failure로 나타났고 상아질 표면과 매우 가까웠다. 대조적으로, Vitremer는 낮은 결합력을 보이고, 재료 내부의 cohesive failure와 adhesive resin interface failure가 생겼다. 그러므로 Vitremer의 진정한 상아질과의 결합은 실제적으로 불가능함이 증명되었다.

새로운 재료인 불소유리 레진 재료는 더 많은 레진성분을 포함하며, 따라서 치면과의 결합기전은 아마 다를 것이다. 현재까지는 이런 불소유리 재료들의 미세기계적 유지력은 복합레진의 경우와 마찬가지로 상아질을 약간 부식하는 priming agent에 의한 것으로 밝혀졌다. 와동의 적합성이나 미세누출 실험을 서로 다른 하중부하실험과 병합하는 것과 같은 더 많은 연구가 치질과 새로운 세대인 glass ionomer cement와 불소유리 레진의 결합기전에 대한 분석을 위해 계속되어야 할 것이다.

V. 결 론

어린이의 수복재로 임상에서 널리 사용되는 수중 수복재의 유치 범랑질과 상아질에 대한 상대적 결합강도를 비교 분석할 목적으로, 복합레진과 화학중합형 glass ionomer cement, 2종의 RMGIC와 3종의 compomer를 대상으로 유치 범랑질과 상아질에 대한 전단결합강도를 측정하고 실패유형을 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 유치 범랑질과 상아질에 대한 전단결합강도를 측정한 결과, 범랑질에 대해서는 Z100과 Fuji II LC-I에서, 상아질에 대해서는 Z100과 Dyract AP에서 가장 높은 결합력이 나타났다. 다른 재료간에는 유의한 차이를 관찰할 수 없었다 ($P>0.05$).
2. 각 재료내의 범랑질과 상아질에 대한 상대적 결합력을 비교 평가한 결과, Dyract AP와 Vitremer를 제외한 모든 재료에서 범랑질에서 보다 높은 결합력이 관찰되었으며, Dyract AP에서는 상아질에 대한 결합력이 범랑질에 대해서 보다 높게 관찰되었다 ($P<0.05$).
3. 각 재료들의 결합실패가 일어난 파절단면을 조직학적으로 관찰한 결과, 대부분 cohesive failure를 보였고, 파절면은 치면과 매우 근접해 있었다. 일부 화학중합형 glass ionomer cement와 Vitremer에서 adhesive failure가 관찰되었다.

참 고 문 헌

1. Wilson AD, Kent BE : The glass ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol* 21: 313-316, 1971.
2. Mathis F, Ferracane EJ : Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 11:359-362, 1995.
3. Cortes O, Garcia-Godoy F, Boj JR : Bond strength of resin-reinforced glass ionomer cements after enamel etching. *Am J Dent* 6:299-301, 1993.
4. Mount GJ : Glass ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 19:82-90, 1994.
5. Shen C, Grimaudo N : Effect of hydration on the biaxial flexural strength of a glass ionomer cement. *Dent Mater* 10:190-195, 1994.
6. Davidson CL, deGee AJ : Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 63(2):146-148, 1984.
7. Gwinnett AJ : Histological change in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 16:731-738, 1971.
8. Sidhu SK, Watson TF : Resin-modified glass ionomer materials. A status reports for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 8:59-67, 1995.
9. Goldman BL: Fracture properties of composites and glass ionomer dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 19:771-783, 1985.
10. McLean JW, Gasser O : Glass-cermet cement. *Quint Int* 16:333-342, 1985.
11. Anne Peutzfeldt : Compomers and glass ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties *Am J Dent* 19:82-90, 1994.
12. Mount GJ : Some physical and biological properties of glass ionomer cement. *Int Dent J* 45:135-140, 1995.
13. Mount GJ, Makinson O : Glass-ionomer restorative cements: Clinical implications of the setting reaction. *Oper Dent* 7: 134-141, 1982.
14. Simmons JJ : The miracle mixture. Glass ionomer and alloy powder. *Tex Dent J* 100:6-12, 1983.
15. Beyls HM, Verbeeck RM, Martens LC., et al. : Comparative strength of some polyalkenoates with or without dental amalgam alloy incorporation. *Dent Mater* 7:151-154, 1991.
16. Kerby RE, Knobloch L : Strength characteristics of glass-ionomer cements. *Oper Dent* 17:170-174, 1992.
17. Williams JA, Billington RW, Pearson G : The comparative strength of commercial glass-ionomer cements with and without metal additions. *Br Dent J* 172:279-282, 1992.
18. Mathis RS, Ferracane JL : Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 5:355-358, 1989.
19. Momoi Y : Flexural properties of resin-modified hybrid glass-ionomers in comparison with conventional acid base glass ionomers. *Dent Mater* 14:109-119 1995.
20. Uno S, Finger WJ, Fritz U : Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 12:64-69. 1996.
21. Wilson AD : Resin-modified glass ionomer cements. *Int J Prosthodont* 3:425-429, 1990.
22. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD : Proposed nomenclature for glass- monomers dental cements. *Quint Int* 25:587-589, 1994.
23. Leaving AS, Beech DR, Barton B : Improving the bond strength of the polyacoustic cements to denton. A rapid technique. *Am Dent J* 143:275-277, 1977.
24. Podger BE, Symonds M : ASPA adhesion study. *Am Dent J* 143:266-270, 1977.
25. Shabbas AS, Asumussen E, Jorgensen KD : Increased bonding of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 61:1416-1422, 1982.
26. Powis DR.: Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 61:1416-1422, 1982.
27. Peutzfeldt A, Asumussen E : Effect of polyacrylic acid treatment of dentin on adhesion of glass ionomer cement. *Acta Odontol Scand* 48:337-342, 1990.
28. Triana R, Prado C, Garro J, et al. : Dentin bond strength of fluoride releasing materials. *Am J Dent* 7:252-254, 1994.
29. Friedl KH, Powers JM, Hiller KA : Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. *Oper Dent* 20:74-80, 1995.
30. Aboush YEY, Jenkins CBC : An evaluation of the bonding of glass ionomer restorative to dentin and enamel. *Br Dent J* 161:179-184, 1986.
31. Pashley DH : The smear layer: Physiological considerations. *Oper Dent* 3:1-29, 1984.

32. Tao L, Pashley DH : Shear bond strength to dentin: effects of surface treatment, depth and position. *Dent Mater* 4:371-373, 1988
33. Salama FS, Tao L. : Comparison of Gluma bond strength to primary vs permanent teeth. *Pediatr Dent* 13:163-166, 1991.
34. Aboush YEY, Jenkins CBG : Factors affecting the tensile bond strength of a glass ionomer restorative to dentin. *J Dent Res* 63:511(Abstr 194), 1984.
35. Mefness PM : Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater* 6: 204-207, 1990.
36. 김재곤, 백병주 : Resin-modified glass ionomer cements의 파절 및 전단결합강도에 관한 실험적 연구. 대한 소아치과학회지. 25(1):234-248, 1998.
37. Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH : In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dent Mater* 8:74-78, 1992.
38. Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR : Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic acid or phosphoric acid. *Aust Dent J* 35:292-97, 1994.
39. Hirayama A, Yamada M, Miake K : An electron microscopic study of dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa-Gakuho* 86: 1021-31, 1986.
40. Causton BE : Improved bonding of composite restorative to dentin: A study in vitro in the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br Dent J* 156:93-95, 1984.
41. Mitchem JC, Gronas PG : Effects of time after extraction and depth of dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 113:285-87, 1986.
42. Suzuki T, Finger WJ : Dentin adhesives: site of dentin vs bonding of composite resins. *Dent Mater* 4:379-83, 1988.
43. Klipatrik NM : Durability of restorations in primary molars. *J Dent* 21:67-73, 1993.
44. Ulrike B : Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Am J Dent* 12:161-166, 1996.
45. Abate PF : Adhesion of a compomer to dental structures. *Quint Int* 28: 509-512, 1997
46. Valeria V : Evaluation of adhesive systems using acidic primers. *Am J Dent* 10:219-223, 1997.
47. Wang JD, Hume WR : Diffusion of hydrogen ion and hydroxy ion from various sources through dentin. *Int Endod J* 21:17-21, 1988.

Abstract

A STUDY ON THE RELATIVE SHEAR BOND STRENGTHS OF SOME
ADHESIVE RESTORATIVE MATERIALS TO PRIMARY ENAMEL AND DENTIN

Seung-Mee Kim, Shin Kim, Tae-Sung Jeong

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Pusan National University

For the purpose of comparing the bond strengths of some tooth adhesive restoration materials on primary enamel and dentin, 4 kinds (7 brands) of restorative materials including a composite resin (Z 100), a conventional glass ionomer cement (Chem-Flex), 2 brands of resin-modified glass ionomer cements (Fuji II LC-I, Vitremer), and 3 brands of compomers (Dyract AP, F2000, Compoglass) were investigated using UTM for measuring the shear bond strengths. Additionally the failure modes were examined by histologically observing the fractured surfaces of each specimen. The following results were obtained.

1. The shear bond strengths of Z 100 to the primary enamel were higher than those of other experimental materials except Fuji II LC-I, which showed significantly higher bond strength than Chem-Flex or Vitremer ($P<0.05$).
2. The shear bond strengths of Z 100 to the primary dentin were higher than those of other experimental materials except Dyract AP and Fuji II LC-I, both of which showed significantly higher shear strength than Chem-Flex or Vitremer ($P<0.05$).
3. The shear bond strengths of all restorative materials except Dyract AP showed relatively higher values to enamel surface than to dentin surface. In Dyract AP, the reverse was true significantly.
4. All materials examined showed cohesive failures except some Chem-Flex and Vitremer, which showed adhesive failures.

Key Words : Adhesive restoration, Shear bond strength, Primary teeth, Enamel, Dentin