

# 수중 상아질접합 수복재의 전단응력 및 파절형태에 관한 연구

서울대학교 치과대학 보존학교실

신 동 훈 권 혁 춘

## 一 목 차 一

- I. 서 론
- II. 실험 재료 및 실험방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

수복물질이 상아질에 직접·영구적으로 접합될수 있다면 유지를 위한 치질삭제를 감소시켜 보다 치질보존을 가능케할 뿐더러 치료시간, 비용, 술자의 피로도등을 경감시킬 수도 있다. 이와 함께 두 물질간의 결합력과 상아세관의 폐쇄 및 변연부 폐쇄도도 좋아지게 되어<sup>1-6)</sup> 세균과 변색물질의 유입을 막게 되며<sup>7)</sup> 상아질 지각과민증, 치경부 부식증, 치근부 충치, 파절된 전치<sup>8)</sup> 등에 사용이 가능하게 된다.

한편 치아상실의 감소 및 환자들의 치질보존·심미적 욕구등의 증진으로 인해 치질삭제의 최소화를 가능케하는 상아질접합 수복재에 대한 연구가 가속화되었으며 이와 더불어 상아질면의 화학적 성질, 접합역학, 중합체의 화학적 특성, 접촉각도, 체액이동등의 다양한 기초연구도 수반되었다.<sup>11-13)</sup>

법랑질의 경우 Buonocore<sup>14)</sup>에 의해 치면소와 및 열구의 충치를 예방할 목적으로 산부식시켜 접합력을 증진시킨 이래 이러한 방법은 현재 다방면에 유익하게 이용되고 있다.

이에따라 Buonocore<sup>14)</sup>, Omura<sup>15)</sup>, Fusayama<sup>17)</sup>등은 상아질을 산부식시켜 수복물의 접합력을 증가시켰으나 상아질에 대한 산처리는 상아세관 주위의 파괴와 넓게 개공된 깔때기모양으로 상아세관이 변하며<sup>16)</sup> 상아질내로 접합물질의 침투가 일어나 조상아세포의 전위, 염증, 피사등의 염증성 반응을 야기시키며<sup>18-21)</sup> Cotton<sup>22)</sup> 등은 이런 반응은 잔존상아질 두께가 1mm이하일 때 더욱 커진다 하였고 Vojinovic<sup>23)</sup>, Michelich<sup>24)</sup> 등은 세균의 방대한 침투도 일어난다 하였다.

이에따라 산부식법 이외의 상아질접합에 대해 많은 연구가 되어 왔으며 Phillips<sup>25)</sup>는 상아질접합의 장애로 상아질의 구성성분이 약 65%의 무기질과 나머지는 주로 교원섬유인 유기질 및 물로 이루어졌다는 것과 치면에서 체액교환이 끊임없이 일어나 완벽하게 건조시키지 못한다는 점, 치면의 조도에 의한 응력의 집중가능성등을 들었다.

이에 Bowen은 연결물질(coupling agent)인 NPG-GMA (N-phenylglycine-glycidyl methacrylate)를 개발하였으며<sup>26)</sup> 1980년에 isotonic acid cleaner와 isotonic ferric Chloride mordant, 그리고 polyfunctional Surface Active Comonomers를<sup>27)</sup> 최근에는 ferric oxalate→NPG 또는 NPG-GMA 또는 NTG-GMA→PMDM을 사용하여 높은 접합력을 보고하였다.<sup>28-30)</sup> Wilson과 Kent<sup>31)</sup>는 상아질과 법랑질에 물리화학적 결합을 하는 수복재인 Glass ionomer

cement을 개발하였다.

또한 유기질에 대한 접합으로 Masuhara<sup>36)</sup>는 TB-B (Tri-n-butyl borane)를, Antonucci<sup>37)</sup>는 isocyanato urethane methacrylates를, Asmussen과 Munksgaard는 carboxylic acid chloride나 isocyanate group을 함유하는 중간단량체 (intermediary monomer)를 실험하였으며<sup>38)</sup> 이외에도 HEMA (hydroxyethylmethacrylate)와 35% formaldehyde를<sup>39)</sup>, 그리고 35% HEMA와 5% glutaraldehyde의 상아질접합력을 측정한 바 있으며<sup>40, 41)</sup> Eliades<sup>42)</sup> 등은 GLUMA (Glutaraldehyde 5% in H<sub>2</sub>O+2-HEMA 35% in H<sub>2</sub>O)를 사용하여 높은 접합력을 얻었다.

이에 비해 무기질에 대한 접합으로 Lee와 Swartz<sup>43)</sup>는 Zirconium salt를 Farley<sup>44)</sup>는 Vinyl benzene phosphonate (VBPA)를 Jedrychowski<sup>45)</sup>는 carboxy polymer를 사용하여 접합력실험을 하였다.

한편 Stanford<sup>46)</sup>는 상아질의 산부식여부, 치면의 smear layer잔존, 수복재의 수축정도, 치면의 깊이, 탈치후의 경과시간, 실험치아의 기왕력등을 상아질 접합 실험시 접합력에 관여하는 요인으로 고려했다.

이에 저자는 현재 국내에서 시판되고 있는 상아질접합 수복재중 Glass ionomer cement인 Fuji Ionomer Type II와 multifunctional methacrylic ester인 Dentin-Adhesive, BIS-GMA의 halophosphorus ester계통인 Scotchbond와 urethane dimethacrylate 계통인 Dentin-Adhesit의 전단응력 및 파절형태를 연구·비교하여 통계적 유의성을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 실험재료 및 실험방법

치주질환 및 교정을 목적으로 발거된 43개의 소구치로 충치와 충전물이 없는 것을 선택하여 pumice로 연마후 생리식염수에 1주일간 보관하였다.

직경 13mm, 높이 13mm의 원통형틀에 자가중합레진을 넣고 치근이 2mm노출되도록 식립한 후 실험군에서는 유사위치의 상아질면을 노출키 위해 협설측을 diamond bur로 1.5mm정도 삭제하고 carborundum disk 및 sandpaper disk로 연마하여 surveyor로 그 평행도를 확인하였다. 대조군에서는 법랑질을 0.5mm 삭제후 같은 방법으로 시편을 제작하였다.

5군으로 분류하고 다음과 같이 표면처리를 한후

직경 3mm, 높이 3mm의 polyethylene tube내에 각 실험재료를 넣어 치아면에 접합시켰다.

가) 대조군: Heliosit (Vivadent社), color No. 20

3% H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>를 면봉에 적서 10초간 처리하고 물로 세척한 후 건조시켰다. 1분간 산부식시킨 후 20초간 물로 세척하고 건조시킨 다음 Heliobond를 도포하여 20초간 광중합시켰다. 이후 tube내에 1.5mm두께의 Heliosit를 충전 후 치아면에 부착시킨 상태에서 30초동안 광중합시켰으며 2차로 나머지 부위를 채워 광중합시켰다. 가시광선조사기로는 Heliomat H2를 사용하였다.

나) 실험군A: Fuji Ionomer Type II (GC Dental Industrial Corp.) color No. 21

통법에 의해 치아면을 처리한 후 액체·분말비를 1:3으로 혼합하여 tube에 완전히 충전후 지압으로 5분간 압접시킨 다음 모든 면에 varnish를 도포하였다.

다) 실험군B: Durafill/Dentin-Adhesive (Kulzer社), color No. UO

통법에 의해 치아면을 처리한 후 Dentin-Adhesive를 도포하여 20초동안 광중합시켰다. 이후 다시 Durafill bond를 도포후 20초동안 광중합시킨 다음 1.5mm씩 2단계로 각기 30초동안 Durafill을 접합시켰다. 가시광선조사기로는 Translux를 사용했다.

라) 실험군C: Silux/light curing Scotchbond (3M社), color No. U

물로 세척하고 건조시킨 후 Scotchbond의 레진성분과 액체성분을 각 1방울씩 섞어 10초동안 혼합하여 치아면에 도포하였다. 5초간 공기분무를 한 다음 20초간 Heliomat H2로 광중합시켰다. 이후 1.5mm씩 2단계로 각 30초동안 Silux를 접합시켰다.

마) 실험군D: Heliosit/Dentin-Adhesit (Vivadent社), color No. 20

통법에 의해 치아면을 처리한 후 AHYDRON으로 3회 치아면을 깨끗이 한 다음 5초간 건조시켰다. Dentin-Adhesit를 도포한 다음 1분동안 건조시키고 1.5mm씩 2단계로 각 30초동안 Heliosit를 접합시켰으며 가시광선조사기로는 Heliomat H2를 사용했다.

위와 같이 만든 표본들을 24시간동안 생리식염수에 보관한 뒤 응력실험전에 tube를 제거하였다. 특별제작한 기구를 Instron Model 1125 (England의 In-

Table 1. 실험에 사용된 상아질접합 수복재

실험 재료	부호	색채	제 조 회 사
실험군A : Fuji Ionomer Type II	FU	2I	GC Dental Industrial Corp.
실험군B : Durafill+Dentin-Adhesive	DU	UO	Kultzer
실험군C : Silux+Scotchbond	SC	U	3 M Dental Products
실험군D : Heliostit+Dentin-Adhesit	DA	20	Vivadent

strom社)에 고정시킨 다음 치아면과 수복재 사이에 근접시켰다. Cross-head speed는 0.5cm/min로 하였으며 full scale은 20kg으로 개개의 전단응력을 측정하였으며 통계적 유의성은 student t-test를 사용하였다. 또한 파절형태는 입체현미경(☒ SMZ - 10 Nikon)을 이용하여 관찰하였다.

### III. 실험 성적

43개의 소구치에 대한 전단응력을 각 실험군별 (Table 2), 상하악 치아별 (Table 3), 치아면별 (Table 4)로 나누어 유의성을 조사하였다.

Table 2에 보이는 것처럼 상아질에서는 SC군이 가장 큰 전단응력을 보였고 FU군과 DA군이 그 다음으로 컸으며 DU군은 매우 극미한 전단응력을 나타냈다. DU군에 대해서는 FU군과 SC군, DA군이 모두 1% 유의수준에서 유의성이 있었으며 SC군에 대해서는 FU군이 5% 유의수준에서 또한 DA군은 1% 유의수준에서 유의성을 보였으나 FU군

과 DA군 사이에는 유의성이 없었다. 한편 상하악 치아사이의 전단응력은 Table 3에서 보는 바와 같이 모든 수복재에서 통계적 유의성이 없었다.

치아면별 전단응력은 Table 4에서 보는 바와 같이 대조군과 FU군 DU군에서는 유의성이 없었으나 SC군에서는 5%유의수준, DA군에서는 1% 유의수준의 설측면에서 보다 높은 전단응력을 보였다.

Table 2. 각 실험군의 전단응력 (kg/cm<sup>2</sup>)

	mean	SD	Sample No.
대 조 군	91.0	28.2	10
실험군A (FU)	** 23.4 *	6.7	8
실험군B (DU)	3.1	1.4	8
실험군C (SC)	** 34.5 **	14.7	8
실험군D (DA)	17.6 **	9.5	9

SD : Standard deviation

\*\* : 1% 유의수준

\* : 5% 유의수준

Table 3. 상·하악 치아별 전단응력 (kg/cm<sup>2</sup>)

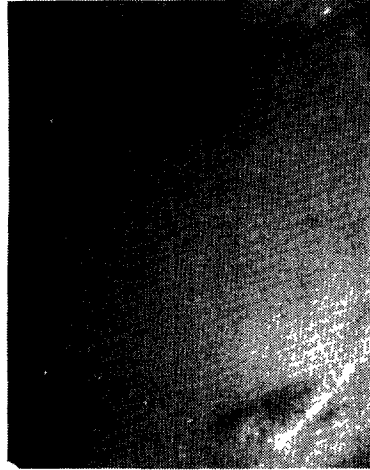
		Mean	SD	Sample No.	t value
대 조 군	협 면	97.4	31.6	5	-1.008
	설 면	81.2	17.1	5	
실험군A (FU)	협 면	21.4	5.5	4	-0.640
	설 면	24.3	7.2	4	
실험군B (DU)	협 면	3.0	0.7	4	-0.383
	설 면	3.3	1.4	4	
실험군C (SC)	협 면	36.8	14.4	5	0.561
	설 면	30.9	14.4	3	
실험군D (DA)	협 면	20.5	11.7	3	0.654
	설 면	16.3	7.8	6	

SD : Standard deviation

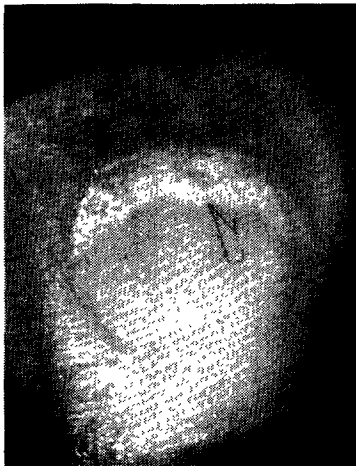
Table 4. 치면별 전단응력 (kg/cm<sup>2</sup>)

		mean	SD	Sample No.	t value
대 조 군	협 면	85.4	16.5	8	-0.839
	설 면	97.3	36.3	7	
실험군A (FU)	협 면	24.5	7.6	8	0.996
	설 면	21.2	4.9	8	
실험군B (DU)	협 면	3.0	1.6	8	-0.265
	설 면	3.2	1.2	8	
실험군C (SC)	협 면	27.4	10.2	8	-2.062*
	설 면	41.6	15.1	8	
실험군D (DA)	협 면	12.0	5.0	8	-2.760**
	설 면	23.2	9.5	8	

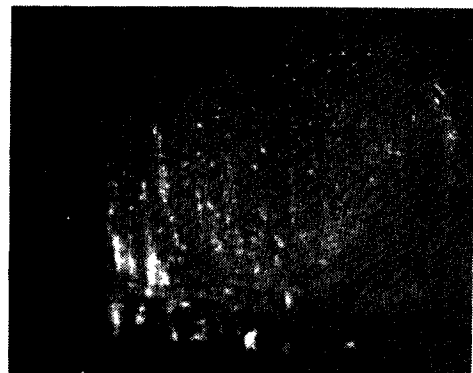
SD : Standard deviation    \*\* : 1% 유의수준    \* : 5% 유의수준



(대조군 : Heliosit/Heliobond)    (실험군A: Fuji Ionomb Type II)    (실험군B: Durafill/Dewtin-Adhesive)



(실험군C: Silux/Scotchbond)



(실험군D: Heliosit/Dentin-Adhesit)

치면파절 양상은 각 군마다 특징을 보였으며 법랑질에서는 레진의 파절과 함께 접합물질이 치아면에 피막을 이룬 응집성 파절(cohesive fracture)을 보였으며 FU군에서는 일부 접합물질이 상아질면에 부착되어 있었다. DU군에서는 접합물질이 상아질면에서 모두 분리된 부착성 파절(Adhesive fracture)을 나타내었고 SC군에서는 일부에서만 접합물질이 분리되고 대부분 부착되어 있었다. 한편 DA군에서는 Varnish가 건조된 양상으로 반짝거리는 접합물질의 피막형성을 보였다(그림부도 참조).

#### IV. 총괄 및 고안

법랑질의 경우 치아면을 산부식시켜 접합력의 증가를 얻을 수 있다. 그러나 상아질은 약 35%가 산성중합체와 교원섬유인 유기질 및 수분으로 구성되어 있으며 산부식처리시 조상아세포와 치수조직에 손상을 줄 수 있고 상아질을 완벽하게 건조시킬 수 없는 난점등으로 복합레진과 상아질면과의 접합이 매우 어려운 것으로 간주되어왔다.<sup>29)</sup>

한편 두 표면 사이의 접합은 분자간 인력에 의해 좌우되며 이는 1~2 Å의 밀접도가 유지되어야만 접합체가 없이 접합이 가능하지만 실질적으로는 분자단위의 평활한 치아면을 얻을 수 없으므로 요철면으로 유입되는 액성접합제가 필요한 것이다.<sup>19)</sup>

Gwinnett<sup>27)</sup>과 Bowen<sup>28)</sup> 등은 smear layer가 치면의 에너지를 낮춰 접합력에 영향을 미치고 세균이 잔존하여 치아수복후 치수손상의 원인이 될 수도 있다 하였다. 이와는 달리 Vojinovic<sup>23)</sup>과 Michelich<sup>24)</sup> 등은 smear layer가 자연적인 와동이장재로 상아세포관으로의 세균침투를 막을 수 있고 Pasney<sup>25)</sup> 등은 체액유동의 86%를 감소시킬 수 있다고 하였다. 그러나 Brannstrom<sup>26)</sup>은 세균독소는 침투가 가능하다고 하였다.

이처럼 현재까지 smear layer의 제거여부에 대해서 정설은 없으나 Brannstrom<sup>26)</sup>은 표면의 smear layer는 완전히 제거되어야 하며 잔존 smear plug는 antiseptic하게 처리되어야 한다고 하였다. 한편 provenza는<sup>40)</sup> smear layer제거에 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>가 가장 효과적이라고 하였으며 이에 본 실험에서도 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>를 사용하였고 단지 이러한 smear layer내에 있는 hydr-

oxyapatite를 접합에 이용하는 Scotchbond 에서는 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>를 사용하지 않았다.

본 실험에 사용된 Fuji Ionomer Type II는 Glass ionomer cement으로 액성접합제내의 COOH group이 교원섬유의 수소이온들과 수소결합을 이뤄 치아면에서 wetting을 좋게 해주며 접합제가 경화되면서 이러한 수소결합이 금속이온결합으로 바뀌게 된다.

한편 Wilson과 Ferner<sup>51)</sup> 등은 glass ionomer cement 사용전에 citric acid로 치아면을 처리하여 접합력의 증가를 보고하였으나 Proddger<sup>52)</sup> 등은 접합력의 차이가 없었다고 하였으며 오히려 심한 치수손상을 일으킨다고 하였다. 이외에도 Powis<sup>53)</sup>는 복합레진과는 달리 glass ionomer cement의 경우 산부식된 표면보다는 청결하고 건조한 치아면이 바람직하다고 하였다. 이에 본 실험에서도 산처리를 하지 않고 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>만을 사용하여 청결한 치아면을 이용하였다.

Dentin-Adhesit<sup>49)</sup>는 methylene chloride 수용액속의 TDI와 TMP의 18% prepolymer로 교원섬유에 있는 활성수소이온들(-OH, -NH<sub>2</sub>, -COOH)과 반응을 하며 활성도가 다소 떨어지는 primary amide groups(-NH<sub>2</sub>-)와도 반응한다. 이외에도 isocyanate group의 일부가 물과 반응하여 urea를 형성하고 interpenetrating polymer network를 이뤄 접합을 하게 된다. 그러나 반응과정에서 생성된 CO<sub>2</sub>가 복합레진과 접합제 사이에 남게되면 공간을 형성하여 접합력을 약화시킬 수도 있으며 또한 구강내 상태에서는 isocyanate가 물과 반응을 일으켜 접합력이 약화되기도 한다. 고로 상아질의 완전한 건조가 필수적이다. 본 실험은 생체외에서 행하여졌으며 완전한 치아면 건조가 가능했으므로 실제로 임상에서는 접합력의 감소가 예상된다.

Scotchbond<sup>54)</sup>는 BIS-GMA의 chlorophosphorus ester계통으로 접합기전은 "Collagen entanglement theory"에 따르면 Scotchbond는 산이기 때문에 smear layer의 표면을 침투하여 특히 calcium hydroxyapatite crystalites에 작용하게 되어 상아질로부터 calcium과 phosphorus를 Scotchbond로 방출시킨다. 즉 표면의 결정이 손상되지 않은 collagen network로부터 제거되면 scotchbond가 그곳으로 들어가며 Scotchbond내로 이동된 calcium은 격리되어 gel을

형성하게 된다. 한편 chlorophosphate ester의 chloride가 상아질의 유기성분과도 반응이 가능하다. 또한 hydroxyapatite의 농도가 높을수록 접합력이 좋아지므로 smear layer를 제거해서는 안된다. 이에 본 실험에서도 치면처리시 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>를 사용하지 않았다.

Dentin-Adhesive는 multifunctional methacrylic ester계통으로 상아질과 레진 양자에 반응하는 물질로 생각된다.

Silux/Scotchbond와 Heliosit/Dentin-Adhesit의 전단응력에 대해 Creoz와 Shumaker<sup>54</sup>는 각기 75kg/cm<sup>2</sup>, 21kg/cm<sup>2</sup>으로 Broome<sup>55</sup> 등은 52kg/cm<sup>2</sup>, 13kg/cm<sup>2</sup>이라 하였고 Bassiouny<sup>56</sup> 등은 Silux/scotchbond의 인장응력이 36kg/cm<sup>2</sup>이라 하였다. Chan<sup>57</sup> 등은 Silux/Scotchbond의 전단응력이 36kg/cm<sup>2</sup>이라 했다. 또한 Eliades<sup>43</sup> 등은 Scotchbond의 전단응력이 30~60kg/cm<sup>2</sup>, Dentin-Adhesit는 28~45kg/cm<sup>2</sup>이라고 하였다. 이에 비해 Wang<sup>58</sup> 등은 Scotchbond의 전단응력은 75.5kg/cm<sup>2</sup>, Dentin-Adhesit의 전단응력은 80.6kg/cm<sup>2</sup>으로 Dentin-Adhesit의 응력이 높았다고 하였다. 한편 Solomon과 Beech<sup>59</sup>는 Fuji Ionomer cement의 경우 22.4±8.5kg/cm<sup>2</sup>의 인장응력을 보고한 바 있다.

본 실험에서도 Heliosit/Dentin-Adhesit (17.6±9.5kg/cm<sup>2</sup>)보다는 Silux/Scotchbond의 전단응력이 (34.5±14.7kg/cm<sup>2</sup>) 높게 나왔으며 Fuji Ionomer cement의 경우도 23.4±6.7kg/cm<sup>2</sup>의 응력을 보였다. 그러나 타실험과의 수치상 차이는 실험방법의 차이등에 기인하므로 본 실험의 수치는 그 재료의 절대적인 전단응력 수치로 평가하기 보다는 다른 실험재료와의 상대평가에 더욱 의의가 있는 것으로 보인다. 또한 상아질 실험에 있어 Stanford<sup>60</sup>가 주장한 6가지 고려사항이외에도 치아표면의 조도(roughness) 조절도 생각되어야만 하겠다.

한편 Williams와 Svare<sup>61</sup>의 법랑질 실험에서 보편 설측면의 접합력이 제일 높았고 협측면과 근원심면의 순서로 나타났으며 설측면과 근원심면 비교시 통계적 유의성을 보였는데 이는 아마 표면에 나타난 산부식형태의 차이에 의한 것이 아닐까로 설명하고 있다. 본 실험에서도 치아면별 접합력을 비교할 때 Silux/Scotchbond와 Heliosit/Dentin-Adhesit에서만 설측면에서 보다 높은 접합력을 보였는데 이러한 이유에 대해서는 더욱 연구해 볼만한 가

치가 있는 것으로 보인다.

한편 본 실험에 사용된 상아질접합 수복재는 법랑질에의 접합력보다 매우 적었으며 통법에 의한 법랑질접합 수복재에 비해 상아질을 이용하므로 어느 정도의 치수손상을 초래할 가능성이 있다는 것은 확실하다. 고로 이러한 가능성을 감수하면서 상아질접합 수복재를 사용한다는 것은 아직은 문제가 있어 보인다. 그러나 최근에 개발된 상아질접합제에 관한 Bowen<sup>26-34</sup>의 새로운 술식이나 Asmussen<sup>40-41</sup>과 Eliades<sup>43</sup> 등에 의한 HEMA와 glutaraldehyde의 사용등으로 상아질의 접합력이 향상되어 법랑질에의 접합력에 가깝거나 또는 보다 우수한 접합력을 보이는등 개발의 가능성을 보여주고 있다.

결국 이러한 재료들을 임상에 적용키 위해서는 술식의 간편화와 치수반응에 대한 더욱 많은 연구와 치질에의 접합력이 우수하며 치수자극이 적고 치질과의 물리적 성질등이 유사한 새로운 상아질접합 수복재에 대한 연구노력이 계속 필요하다고 본다.

## V. 결 론

저자는 임상치료를 시 재료선택에 대한 기초자료로서 사용키 위해 현재 국내에서 시판되고 있는 수증 상아질접합 수복재의 전단응력 및 파절형태를 관찰하기 위하여 43개의 발거된 치아에서 실험한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상아질접합 수복재중에서는 Silux/Scotchbond가 34.5±14.7kg/cm<sup>2</sup>로 가장 높은 수치를 보였으며 그 다음으로 Fuji Ionomer Type II와 Heliosit/Dentin-Adhesit이 거의 비슷한 접합력을 보였다.

Durafill/Dentin-Adhesive는 3.1±1.4kg/cm<sup>2</sup>로 매우 극미한 접합력을 보였다.

2. 상하악 치아별 분류에서는 각 수복재마다 접합력의 차이가 없었으며 치면별 분류에서도 Fuji Ionomer Type II와 Durafill/Dentin-Adhesive는 차이가 없었다. 그러나 Silux/Scotchbond와 Heliosit/Dentin-Adhesit에서는 설면측에서 협면측보다 높은 접합력을 보였다.

3. 법랑질에서만 레진의 파절과 함께 응집성 파절(Cohesive fracture)이 일어났으며 상아질에서는 부착·응집성 파절(Adhesive-Cohesive fracture) 및

부착성 파절(Adhesive fracture)을 보였다.

4. 접합력이 클수록 응집성 파절이 일어났으며 상아질에서는 Dentin-Adhesit 이 Varnish가 건조된 양상처럼 반짝거리는 특이성을 보였다.

### 참 고 문 헌

1. C.S. EBRIGHT, E.S. Duke, and B.K. NORLING (1985): Microleakage of Composites Following the Use of Dentin Bonding Agents. *J Dent Res* 64 (IADR) Abstr No. 626
2. T. DUMSHA and G. BIRON (1984): Inhibition of Marginal Leakage with a Dentin Bonding Agent. *J Dent Res* 63 (IADR) Abstr No. 1343
3. R. Liberman, A. Ben-Amar, I. Eli, H. Judes, M. Peer (1985): A comparison of the influence of two bonding agents on the marginal seal of composite resin restorations in radicular dentin-an in vitro study. *Quint. Int.* 8: 539-543
4. ARTEMIS KARANIKA-KOUMA, LEONIDAS PISSIOTIS (1985): Marginal Seal of a Composite Resin, Clearfil: A Laboratory Study. *Oper Dent* 10: 42-45
5. E.C. Munksgaard, E.K. Hansen and E. Asmussen (1984): Effect of five adhesives on adaptation of resin in dentin cavities. *Scand J Dent Res* 92: 544-548
6. E.K. Hansen and E. Asmussen (1985) Comparative study of dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 93: 280-287
7. A.B. Fuks, Z. Hirschfeld, and R. Grajower (1985). Marginal leakage of cervical resin restorations with a bonding agent. *J Prost Dent* 54: 654-657
8. J.H. Hembree (1986) In vitro microleakage of a new dental adhesive system *J Prosth Dent* 55: 442-445
9. E. Asmussen, and E.C. Munksgaard (1985) Bonding of restorative resins to dentine promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers. *Int Dent J* 35: 160-165
10. J.B. Lundlow, S.A.L. La Turno (1985): Traumatic fracture-one-visit endodontic treatment and dentinal bonding reattachment of coronal fragment: report of case *JADA* 110: 341-343
11. H.L. Lee, A.L. Cupples, R.J. Schubert and M.L. Swartz (1971): An Adhesive Dental Restorative Material. *J Dent Res* 50: 125-132
12. M.G. Buonocore (1963): Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *JADA* 67: 382-392
13. J.O. Hollinger, E.M. Moore Jr (1979): Adhesion and Dentin' *Oper Dent* 4: 9-14
14. M.G. Buonocore (1955): Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-853
15. M. Buonocore, W. Wileman and F. Brudevold (1956). A REPORT ON A RESIN COMPOSITION CAPABLE OF BONDING TO HUMAN DENTIN SURFACES. *J Dent Res* 35: 846-851
16. I. Omura, J. Yamauchi and T. Wada (1985): A New Dentin-Bonding Agent and Its Adhesive Properties. *J Dent Res* 64 (IADR) Abstr No. 623
17. T. Fusayama, M. Nakamura, N. Kurosaki and M. Iwaku (1979). Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *J Dent Res* 58(4): 1364-1370
18. M. Brannstrom, and K.J. Nordenvall (1977): The Effect of Acid Etching on Enamel, Dentin, and the Inner Surface of the Resin

- Restoration: A Scanning Electron. Microscopic Investigation. *J Dent Res* 56(8): 917-923
19. H.L. Lee, Jr, J.A. Orłowski, G.C. Scheidt, and J.R. Lee (1973) Effects of Acid Etchants on Dentin. *J Dent Res* 52: 1228-1233
  20. H.R. Stanley, R.E. Going and H.H. Chauncey (1975): Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *JADA* 91: 817-825
  21. A.J. Gwinnett (1977) The Morphologic Relationship Between Dental Resins and Etched Dentin. *J Dent Res* 56(10) 1155-1160
  22. W.R. Cotton, and R.L. Siegel (1978) Human pulpal response to citric acid cavity cleanser. *JADA* 96: 639-644
  23. Vojinovic, H. Nyborg, and M. Brannstorm (1973): Acid treatment of cavities under resin fillings: bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. *J Dent Res* 52: 1189-1193
  24. V.J. Michelich, G.S. Schuster, and D.H. Pashley (1980). Bacterial Penetration of Human Dentin in vitro. *J Dent Res* 59(8): 1398-1403
  25. R.W. Phillips (1966): Advancements in Adhesive Restorative Dental Materials. *J Dent Res Supplement No. 6* 45: 1662-1667
  26. R.L. Bowen (1965). Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues: II. Bonding to Dentin Promoted by a Surface Active Comonomer. *J Dent Res* 44: 895-902
  27. R.L. Bowen (1980): Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. XXII. The Effects of a Cleanser, Mordant, and Poly SAC on Adhesion Between a Composite Resin and Dentin. *J Dent Res* 59(5): 809-814
  28. R.L. Bowen, E.N. Cobb (1983) A method for bonding to dentin and enamel. *JADA* 107: 734-736
  29. R.L. Bowen (1985): Bonding of restorative materials to dentine: the present status in the United States. *Int Dent Jour* 35: 155-159
  30. R.L. Bowen, E.N. Cobb, and J.E. Rapson (1982): Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues: Improvement in Bond Strength to Dentin. *J Dent Res* 61(9): 1070-1076
  31. R.L. Bowen, E.N. Cobb, and L.E. Setz (1984): Recently Developed Concepts in Adhesive Bonding of Composites to Dentin and Enamel. *Buffalo Dental Review* 1:10-12
  32. R.L. Bowen (1980) Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues XXIV: Recent Developments in Adhesive Resin Formulations for Dentin. *International Congress of Implantology and Biomaterials in Stomatology, Kyoto*
  33. R.L. Bowen, E.N. Cobb, and L.E. Setz (1982): Adhesive bonding to dentin and enamel. *Dentistry* 82: 11-13
  34. R.L. Bowen, E.N. Cobb, and D.N. Misra (1984): Adhesive Bonding by Surface Initiation of Polymerization. *Ind. Eng. Chem. Prod. Res. Dev.*, 23: 78-81
  35. A.D. Wilson, and B.E. Kent (1972): A NEW TRANSLUCENT CEMENT FOR DENTISTRY. *The Glass Ionomer Cement. Brit dent J* 15: 133-135
  36. N. Nakabayashi (1985). Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. *Int Dent J.* 35: 145-154
  37. J.M. Antonucci, G.M. Brauer, and D.J. Termini (1980): Isocyanato Urethane



- Methacrylates Derived from Hydroxyethyl Methacrylate. *J Dent Res* 59(1) 35-43
38. E. Asmussen, and E.C. Munksgaard (1983): Bonding of restorative resins to dentin by means of methacryloylchloride and methacryloyl-R-isocyanate. *Scand J Dent Res* 91: 153-155
  39. E. Asmussen, and E.C. Munksgaard (1984). Formaldehyde as bonding agent between dentin and restorative resins. *Scand J Dent Res* 92: 480-483
  40. E.C. Munksgaard and E. Asmussen (1984): Bond Strength Between Dentin and Restorative Resins Mediated by Mixtures of HEMA and Glutaraldehyde. *J Dent Res* 63(8): 1087-1089
  41. E. Asmussen, and E.C. Munksgaard (1985): Bonding of restorative resins to dentine promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers. *Int Dent J* 35: 160-165
  42. G.C. Eliades, A.A. Caputo, G.J. Vougiouklakis (1985): Composition, wetting properties, and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1: 170-176
  43. D.C. Smith (1982): A Milestone in Dentistry. *Oper Dent* 7: 14-25
  44. E.P. Farley, R.L. Jones and M. Anbar (1977). Improved Adhesion of Acrylic Restorative Materials to Dental Enamel by Precoating with Monomers Containing Phosphonate groups. *J Dent Res* 56(8): 943-952
  45. J.R. Jedrychowski, A.A. Caputo and R. Foliart (1979): Effects of adhesion promoters on resin-enamel retention. *J Dent Res* 58: 1371-1376
  46. J.W. Stanford (1985) Bonding of restorative materials to dentine. *Int Dent J* 35: 133-138
  47. A.J. Gwinnett (1984). Smear Layer: Morphological Considerations. *Oper Dent Supplement* 3: 3-12
  48. R.L. Bowen, J.D. Eick, D.A. Henderson, and D.W. Anderson (1984) Smear Layer: Removal and Bonding Considerations. *Oper Dent Supplement* 3: 30-34
  49. D.H. Pashley, V. Michelich, T.Kehl (1981): Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosth Dent* 46: 531-537
  50. M. Brannstrom, H. Nyborg (1973): Cavity treatment with a microbial fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp. *J Prosth Dent* 30: 303-310
  51. A.D. Wilson, S. Crisp, and A.J. Ferner (1976): Reactions in glass-ionomer Cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res* 55: 489-495
  52. T.E. Prodger, M. Symons (1977). ASPA ADHESION STUDY. *Brit dent J* 143: 266-270
  53. D.R. Powis, T. Folleras, S.A. Merson, and A.D. Wilson (1982): Improved Adhesion of a Glass Ionomer Cement to Dentin and Enamel. *J Dent Res* 61(12): 1416-1422
  54. A.L. Creo, D.E. Shumaker, L.M. Stoffels (1984) SCOTCHBOND™ LIGHT CURE DENTAL ADHESIVE PRODUCT PROFILE.
  55. J.C. Broome, E.S. Duke, and B.K. Norling (1985): Shear Bond Strengths of Composite Resins with Three Dentin Adhesives. *J Dent Res* 64 (IADR) Abstr No. 622
  56. M. Bassiouny and L. Ying (1984). Adhesive Compatibility of Restorative Resins with Dentin Bonding Agents. *J Dent Res* 63 (IADR) Abstr No 554
  57. D.C.N. Chan, J.W. Reinhardt and M.E. Jensen (1984): Shear Bond Strength of

- a New Dental Adhesive. *J Dent Res* 63
58. S. Wang, M. Goldman, D. Nathanson (1984).  
Bond Strength of Four Dentin Bonding  
Systems. *J Dent Res* 63 (IADR) Abstr No.  
262
59. Solomon A, Beech DR(1985) Bonding of  
composites to dentin using primers. *Dental  
Materials* 1: 79-82
60. D. Williams, and C.W. Svare (1985): The  
Effect of Five-year Storage Prior to Bonding  
on Enamel/Composite Bond Strength. *J  
Dent Res* 64(2): 151-154.

# A STUDY OF SHEAR STRESS AND FRACTURE PATTERN OF VARIOUS DENTIN BONDING RESTORATIVE MATERIALS

Shin Dong Hoon, D.D.S., Hyuk Choon Kwon, D.D.S., Ph.D.

*Dept. of Operative Dentistry,  
College of Dentistry, Seoul National University*

..... » **Abstract** « .....

For the purpose of obtaining a basic data in selecting a suitable material with clinical care, this study was designed to measure the shear stress and to examine the fracture pattern of various dentin bonding restorative materials using 43 extracted bicuspid.

The following results were obtained.

1. In dentin, Silux/Scotchbond group showed the highest value ( $34.5 \pm 14.7 \text{kg/cm}^2$ ) and Fuji Ionomer Type II group and Heliosit/Dentin-Adhesit group showed almost same bond strength in the next place. Durafill/Dentin-Adhesive group showed an infinitesimal value. ( $3.1 \pm 1.4 \text{kg/cm}^2$ )
2. Every group showed no difference in bond strength between upper and lower teeth. Between buccal and lingual surfaces. Fuji Ionomer Type II and Durafill/Dentin-Adhesive groups showed too. But, in Silux/Scotchbond and Heliosit/Dentin-Adhesit groups, it was shown that the bond strength in lingual was stronger than in buccal.
3. There was resin fracture with cohesive fracture of bonding agent in Enamel group. In dentin, adhesive-cohesive fracture and adhesive fracture were shown.
4. The stronger bond strength was, the more frequently cohesive fracture occurred. Dentin-Adhesit group showed specific shining appearance as if varnish became hard.

.....