



[UCI]I804:24011-200000341811



2020년 8월 박사학위논문

국산 복합레진의 전단결합강도 및 중합수축응력 비교

조선대학교 대학원 치의학과 이 지 미



국산 복합레진의 전단결합강도 및 중합수축응력 비교

Comparison of shear bond strength and polymerization shrinkage stress of various domestic composite resin

2020년 8월 28일

조선대학교 대학원 치의학과 이 지 미



국산 복합레진의 전단결합강도 및 중합수축응력 비교

지도교수 이 난 영

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2020년 5월

조선대학교 대학원

치의학과

이지미



이지미의 박사학위논문을 인준함



2020년 7월

조선대학교 대학원



영문초록	 iv
I. 서 론	 1
Ⅱ. 연구 재료 및 방법	 3
Ⅲ. 연구 결과	 9
Ⅳ. 총괄 및 고찰	 14
V. 결 론 ······	 18
참고문헌	 19



표 목 차

Table 1. Compositions of composite resins ------4

Table 2. Mean shear bond strength of various composite resins10

Table 3. Shrinkage stress (mean ± SD) of each group over time12



도 목 차

- Fig. 4. Comparison of the shear bond strength.11
- Fig. 5. Shrinkage stress (MPa) of each group according to time.13



Abstract

Comparison of shear bond strength and polymerization shrinkage stress of various domestic composite resin

Lee, Ji-Mi, D.D.S

Advisor : Prof. Lee, Nan-Young, D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

The aim of this study was to evaluate the shear bond strength and shrinkage stress of various domestic composite resins. In this study, nine domestic composite resins from various manufacturers, Any-comTM (Mediclus, Chungju, Korea), Charmfil[®]Plus (Dentkist, Gunpo, Korea), DenfilTM (Vericom, Anyang, Korea), ESCom 100[®] (Spident, Incheon, Korea), Hanfil[®] (Han Dae Chemical, Seoul, Korea), Nexcomp[®] (Meta[®] Biomed, Cheongju, Korea), Transcen[®] (Nexobio, Cheongju, Korea), Xsfil[®] (B&E Korea, Gwangmyeong, Korea), Zircos-Com[®] (Bioden, Seoul, Korea) was set as experimental groups and Filtek Z-250TM (3M ESPE, USA) was set as control. As a result, ESCom 100[®], Charmfil[®] Plus and Hanfil[®] showed shear bond strength similar to Filtek Z-250TM. Other domestic composite resins showed lower shear bond strength than Filtek Z-250TM (p < 0.05). In shrinkage stress, Filtek Z-250TM showed the lowest value compared to other domestic composite resins (p < 0.05).



I. 서 론

변화하는 사회경제적인 환경은 치과계의 환자 분포나 진료 양상 등에 영향을 미 친다. 출산율 저하에 따른 소아청소년 인구 수의 감소와 우식유병률의 감소, 치과 재료의 변화 그리고 국민건강보험급여 체계의 변화 등은 소아치과의 진료 양상에 많은 영향을 주었다¹⁾. 여러 대학을 중심으로 한 소아치과 분야의 치료 경향에 대한 연구에서 복합레진 수복은 전체 수복치료의 27 - 62%를 차지하는 등 복합레진은 중요한 수복재로 자리잡고 있다²⁻⁴⁾. 2019년 1월 1일부터 시행된 12세 이하 아동의 광중합형 복합레진 급여화는 앞으로 복합레진에 대한 더 많은 수요를 가져올 것으 로 예상된다.

복합레진은 심미적이고 우수한 치질과의 결합성을 보이며 와동형성 시 치질 삭 제량이 적은 등 여러 가지 장점을 가진 수복재료이지만 중합시 수축하는 특성으로 인해 여러 임상적 문제점을 야기한다⁵⁻⁸⁾. 복합레진의 중합시 발생하는 수축은 미세 누출과 이차우식을 유발하고 수복물 주위의 치질에 응력을 발생시켜 교두 변형, 술 후 과민증, 치질의 미세 균열 등의 문제를 발생시킨다^{9,10)}. 또한 중합 수축 응력의 크기가 복합레진과 상아질 사이의 결합력보다 클 경우에는 결합의 실패가 유발될 수 있다¹¹⁻¹³⁾. 따라서 복합레진의 수축시 발생하는 응력과 치질과의 결합력은 복합 레진의 임상적 실패를 줄이기 위해 평가해야 할 중요한 물성이라고 할 수 있다.

임상에서 주로 사용되는 복합레진은 물성이 우수한 다국적 기업 및 외국계 복합 레진들이 대부분이지만 국내에서도 다양한 복합레진들이 개발되어 시판되고 있다. 국내에서는 90년대 후반부터 복합레진에 대한 연구가 처음 시작되었으며, 현재도 활발한 연구가 진행되고 있다¹⁴⁾. 국산 복합레진은 1999년 Vericom사에 의해 Denfil[®]이 처음 국산화되었으며 이후 Dentkist사의 Charmfil[®]이 상용화되었고 현재 는 여러 제조사의 복합레진이 시판되고 있다. 그러나 국산 복합레진의 낮은 인지도 및 임상 증례의 부족 등은 국내나 선진 시장에서 국산 복합레진의 입지를 약하게 하는 요소이며 국산 복합레진들에 대한 자료의 부족 역시 국산 복합레진의 임상적 사용을 주저하게 되는 원인이다.

따라서 본 연구에서는 다양한 국산 복합레진들과 Filtek Z-250[™] (3M ESPE, USA)을 대상으로 복합레진의 중요한 물성으로 여겨지는 전단결합강도와 수축응력 을 비교, 평가하고자 한다.



Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

2019년 1월 국내에서 시판중인 다양한 제조사의 9종의 국산 복합레진 Any-com[™] (AC, Mediclus, Chungju, Korea), Charmfil[®]Plus (CP, Dentkist, Gunpo, Korea), Denfil[™] (DF, Vericom, Anyang, Korea), ESCom 100[®] (EC, Spident, Incheon, Korea), Hanfil[®] (HF, Han Dae Chemical, Seoul, Korea), Nexcomp[®] (NC, Meta[®] Biomed, Cheongju, Korea), Transcen[®] (TS, Nexobio, Cheongju, Korea), Xsfil[®] (XF, B&E Korea, Gwangmyeong, Korea), Zircos-Com[®] (ZC, Bioden, Seoul, Korea)을 실험군으로, Filtek Z-250[™] (FZ, 3M ESPE, USA) 을 대조군으로 설정하였다. 연구 재료의 성분은 Table 1에 기술하였다.



Group		Туре	Composition	Filler load	iller load Manufacturer	
	Any-com TM (AC)	Micro hybrid	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Barium glass 0.01-2.5µm	70wt%	Mediclus	
	Charmfil [®] Plus (CP)	Nano hybrid	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Barium glass 0.5µm	> 70wt%	Dentkist	
Experimental (Domestic)	Denfil TM (DF)	Micro hybrid	Bis-GMA, TEGDMA Barium aluminosilicate, Fumed silica 0.04-1µm	80wt%	Vericom	
	ESCom 100 [®] (EC)	Nano hybrid	Bis-GMA, UDMA Barium glass, Silicone dioxide 16-750nm	70vol%	Spident	
	Hanfil [®] (HF)	Nano hybrid	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Barium glass, Silicone dioxide 0.03-1µm	50-80wt%	Han Dae Chemical	
	Nexcomp [®] (NC)	Nano hybrid	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA Barium aluminium boro silicate, silica 40-700nm	65-75wt%	Meta [®] Biomed	
	Transcen [®] (TS)	Nano hybrid	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA Barium glass, Silica 40-700nm	78wt%	Nexobio	
	Xsfil [®] (XF)	Nano hybrid	UDMA, BPE 80N Barium glass 15nm, 1µm	70 wt%	B&E Korea	
	Zircos-Com [®] (ZC)	Micro hybrid	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Barium glass 0.01-2.5µm	70wt%	Bioden	
Control (Overseas)	Filtek Z-250 TM (FZ)	Micro hybrid	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA Zirconia Silica 0.01-3.5µm	60vol%	3M ESPE	

Table 1. Compositions of composite resins

BIS-GMA = Bisphenol A glycidyl methacrylate, TEGDMA = Triethylene glycol dimethacrylate, UDMA = Urethane dimethacrylate, BIS-EMA = Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate, BPE 80N = 2,2 bis [4-(methacryloxy ethoxy] phenyl] propane 산 부식제는 35% 인산인 Ultra-Etch[®] (Ultradent, South Jordan, USA)를 사용하 였고 접착제는 Adper[™] Single Bond 2 (3M ESPE, USA)를 사용하였다. 광중합기 는 LED 광중합기인 Valo Cordless (Ultradent, South Jordan, USA)를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 전단결합강도

(1) 시편 제작

시진과 탐침을 통하여 치아 우식이 없고 파절 등 표면 결함이 없는 소의 하악 절치를 발거한 후 스케일러로 잔여 조직을 제거하고 수세한 후 생리식염수에 보관 하였다. 실험 전 모든 치아들은 주수 하에 pumice를 사용하여 세마하였다. 우치의 임상적 치관을 저속의 diamond disc로 6 X 6 mm의 크기로 주수 하에 분할하였다. 분할한 우치의 순면이 보이도록 직육면체의 기틀에 놓고 교정용 레진 (Orthodontic Resin, Dentsply Caulk, Milford, Del)을 이용하여 매몰하였다. 400 grit silicon carbide paper를 이용하여 우치 순면의 상아질이 노출될 때까지 grinding한 후 600, 800, 1200 grit silicon carbide paper로 표면 연마를 시행하였다. 제작된 시편은 무 작위로 10개의 군(n = 15)으로 분류하였다.

각 시편의 상아질 표면은 Ultra-Etch[®]로 15초간 산부식하고 20초간 세척한 후 상아질이 완전히 건조되지 않도록 가볍게 건조하였다. 상아질 접착제인 AdperTM Single Bond 2를 제조회사의 지시에 따라 상아질 면에 도포한 다음 압축공기를 불 어 골고루 퍼지게 하여 LED 광중합기로 20초간 광중합을 시행하였다. 이 후 내경 3mm, 높이 2mm의 plastic mold를 표면 처리한 상아질 상부에 위치시키고 국산 복 합례진 9종과 대조군으로 설정한 FZ를 각각 충전하였다. 이 후 plastic mold는 제 거하였다.

- 5 -

(2) 전단결합강도 측정

만능시험기(Shimadzu universal testing machine EZ-S, Japan)를 이용하여 각 시편에 cross head speed 1.0 mm/min의 속도로 전단력을 가했다(Fig. 1). 상아질의 표면에서 수복재가 탈락될 때의 최대 하중을 컴퓨터에 연결된 Trapezium 프로그램 을 이용하여 kgf 단위로 측정하였으며 이를 치아-복합레진의 접촉 면적으로 나누 어 MPa 단위로 환산하였다.



Fig. 1. Schematic drawing of the shear bond strength test.



2) 수축응력

(1) 시편제작

외경 10mm, 내경 7 mm, 높이 2 mm 크기의 아크릴 주형을 준비하고 주형의 내 면은 Microetcher[®] (Denville engineering Inc., USA)와 50µm aluminum oxide powder를 사용하여 30초 동안 sand blasting을 시행하였다. 아크릴 주형의 내면에 접착제인 AdperTM Single Bond 2를 적용하고 10초간 광중합을 시행하였다. 아크릴 주형의 외면에 Cyanoacrylate adhesiveTM (Tokyo Sokki, Japan)를 적용하고 TML foil strain gauge[®] (FLK-1-11-1LJC, Tokyo Sokki, Japan)를 부착하였다(Fig. 2). 제작된 시편은 무작위로 10개의 군(n = 15)으로 분류하였으며, 주형의 내면은 국산 복합레진 9종과 대조군으로 설정한 FZ로 각각 충전하였다.



Fig. 2. Schematic illustration of strain gauge attached to acrylic mold for measuring shrinkage stress.

(2) strain 측정

중합수축에 의한 응력을 측정하기 위해 TML foil strain gauge[®]의 leads를 TML DataloggerTM (TDS-102, Tokyo Sokki, Japan)에 연결하여 광중합에 따른



strain 값을 측정하였다(Fig. 3). 광중합 시점부터 2초 간격으로 800초간 strain 값 을 측정하였고 TDS-102 software (Tokyo Sokki, Japan)를 이용하여 데이터를 전 송하였다. 측정된 strain은 Visual Log[®] 프로그램을 이용해 그래프로 표시하고 strain 값은 Hooke's law를 이용하여 수축응력으로 환산하였다.

Stress (MPa) = Strain(ε) X Elasticity of modulus

* Elasticity of modulus (Acryl) = 3.0×10^3 MPa



Fig. 8. (A) Strain gauge attached to the acrylic mold and (B) TML DataloggerTM (TDS-102, Tokyo Sokki, Tokyo, Japan).

3) 통계학적 분석

각 군 간의 전단결합강도 및 수축응력의 비교, 평가를 위해 One-way ANOVA test를 시행하였고 Tukey test를 통해 사후 검정하였다. 수집된 실험 결과 데이터 는 SPSS version 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 프로그램으로 통계 처리하였 다.



III. 연구 결과

1. 전단결합강도

각 군의 평균 전단결합강도는 Table 2와 같다. FZ가 11.47 ± 2.31 Mpa로 가장 높은 값을 보였고 XF가 3.84 ± 2.03 Mpa로 가장 낮은 값을 보였다. 국산 복합레진 중 HF, CP, EC는 각각 11.33 ± 1.40 Mpa, 10.60 ± 2.86 Mpa, 10.54 ± 1.92 Mpa의 전단결합강도로 FZ와 유사한 값을 보였다. 이 외의 AC, DF, NC, TS, XF, ZC는 3.84 - 6.40 MPa의 전단결합강도를 나타내 FZ보다 유의하게 낮은 전단결합강도를 보였다(Fig. 4, *p* < 0.05).



				(unit : MPa)
Group		Mean ± SD	Max.	Min.
Experimental	AC	5.47 ± 1.50^{a}	8.20	3.21
	СР	10.60 ± 2.86^{b}	14.72	7.82
	DF	6.24 ± 2.38^{a}	9.53	3.04
	EC	$10.54 \pm 1.92^{\rm b}$	12.82	7.72
	HF	$11.33 \pm 1.40^{\rm b}$	13.55	9.02
	NC	5.36 ± 2.33^{a}	9.65	3.19
	TS	$6.40 \pm 2.74^{\rm a}$	10.11	3.59
	XF	3.84 ± 2.03^{a}	7.94	1.57
	ZC	4.56 ± 1.49^{a}	6.35	2.84
Control	FZ	$11.47 \pm 2.31^{\rm b}$	14.54	7.99

Table 2. Mean shear bond strength of various composite resins

One-way ANOVA test

The same alphabet means no statistical difference (p < 0.05).

AC; Any-comTM, CP; Charmfil[®]Plus, DF; DenfilTM, EC; ESCom 100[®], HF; Hanfil[®], NC; Nexcomp[®], TS; Transcen[®], XF; Xsfil[®], ZC; Zircos-Com[®], FZ; Filtek Z-250TM



Fig. 4. Comparison of the shear bond strength.

One-way ANOVA & Tukey test (* : p < 0.05)

AC; Any-comTM, CP; Charmfil[®]Plus, DF; DenfilTM, EC; ESCom 100[®], HF; Hanfil[®], NC; Nexcomp[®], TS; Transcen[®], XF; Xsfil[®], ZC; Zircos-Com[®], FZ; Filtek Z-250TM

2. 수축응력

각 군의 평균 수축응력은 Table 3과 같다. ZC가 가장 높은 수축응력을 보였고 국 산 복합레진 중에서는 EC가 가장 낮은 수축응력을 보였다. 각 군 간의 비교에서, FZ의 수축응력이 가장 작게 나타났다(*p* < 0.05).

시간에 따른 수축응력 변화를 보았을 때 모든 군에서 광중합 직후 수복물의 일시 적인 팽창이 나타났다가 초기에는 급격히 수축하였으며 시간이 지날수록 수축응력 이 계속 증가하였고 400초 이후부터는 수축이 완만하게 진행되어 수축응력이 거의



한 값으로 수렴하는 양상을 보였다(Fig. 5).

Table 3. Shrinkage stress (mean ± SD) of each group over time

(unit : MPa)

Group Time	AC	СР	DF	EC	HF	NC	TS	XF	ZC	FZ
200 sec	3.31	3.41	4.00	2.78	3.92	2.99	4.13	3.89	4.61	1.81
	±0.87	±1.15	±0.44	±0.44	±0.51	±0.45	±0.21	±0.42	±0.32	±0.43
400 sec	3.77	3.86	4.60	3.19	4.42	3.57	4.75	4.47	5.34	2.31
	±1.07	±1.27	±0.38	±0.43	±0.44	±0.40	±0.09	±0.55	±0.23	±0.51
600 sec	3.82	3.93	4.66	3.22	4.46	3.66	4.83	4.56	5.44	2.35
	±1.11	±1.30	±0.36	±0.45	±0.41	±0.38	±0.19	±0.59	±0.28	±0.50
800 sec	3.82	3.94	4.64	3.21	4.45	3.67	4.82	4.57	5.44	2.33
	±1.10	±1.29	±0.35	±0.48	±0.40	±0.40	±0.21	±0.60	±0.29	±0.51

AC; Any-comTM, CP; Charmfil[®]Plus, DF; DenfilTM, EC; ESCom 100[®], HF; Hanfil[®], NC; Nexcomp[®], TS; Transcen[®], XF; Xsfil[®], ZC; Zircos-Com[®], FZ; Filtek Z-250TM





Fig. 5. Shrinkage stress (MPa) of each group according to time.

One-way ANOVA test (* : p < 0.05).

AC; Any-comTM, CP; Charmfil[®]Plus, DF; DenfilTM, EC; ESCom 100[®], HF; Hanfil[®], NC; Nexcomp[®], TS; Transcen[®], XF; Xsfil[®], ZC; Zircos-Com[®], FZ; Filtek Z-250TM



IV. 총괄 및 고찰

복합레진 수복 후 실패가 나타나는 가장 큰 원인 중의 하나는 수복물과 치질 계 면부 틈의 형성이다. 이는 복합레진의 중합 시 발생하는 수축과 이로 인해 유발된 수복물 주위의 응력으로 인해 만들어진다. 이러한 응력의 크기가 복합레진과 상아 질 사이의 결합력보다 클 경우에는 결합의 실패 역시 발생할 수 있다^{7,15-17)}. 본 연 구에서는 복합레진의 중합 시 수축 응력의 측정을 위해 스트레인 게이지법을 이용 하였고 복합레진과 상아질간의 결합력을 측정하기 위해 Universal testing machine 을 이용하여 전단결합강도를 측정하였다.

수축 응력을 측정하는 방법으로는 유한요소분석법, 광탄성법, 스트레인 게이지법 등이 존재한다¹⁸⁻²²⁾. 이 중 본 연구에서는 스트레인 게이지법을 사용하였는데 이 방 법은 하나의 게이지로 수축과 팽창의 동시 측정이 가능하고 자체적인 온도 보정 능력을 가져 다양한 환경에서 안정적인 측정이 가능하다는 장점이 있다. 또한 재료 의 탄성에 의해 수축이 보상되는 pre-gel phase의 변화는 측정되지 않고 실제 응력 이 발생되는 gel-point부터 측정을 시작해 임상적으로 중요한 post-gel shrinkage의 수축만 측정할 수 있다는 장점이 있다. 재료의 중합과정에 따라 실시간으로 응력의 측정이 가능하다는 점도 스트레인 게이지법의 장점으로 볼 수 있다^{8,23)}.

본 연구에서는 복합레진의 수축 응력을 측정하기 위한 시편으로 표준화가 편리 한 acryl 주형을 사용하였고 주형은 2 mm의 깊이로 하였으며 광원은 1470 mW/cm²의 강도를 사용하였다. 복합레진 제조사 및 이전의 여러 연구들은 복합레 진이 충분히 일정하게 중합되기 위해서는 충전되는 최대 두께가 2 mm 이하가 되 어야 하고 조사하는 빛의 강도가 최소한 400 mW/cm² 이상이 되어야 한다고 하였 다²⁴⁻²⁶⁾. 이에 본 연구는 2 mm 이하의 두께로 복합레진을 충전하였고 400 mW/cm² 이상의 광원을 사용하여 불충분한 중합으로 실험적 오차가 발생할 가능성을 최소 화하였다.

본 연구의 전단결합강도에 대한 평가에서 FZ는 복합레진 중 가장 높은 결합강도 를 보였고 국산 복합레진 중 HF, CP, EC는 10 - 11 MPa로 FZ와 유사한 결합강 도를 보였으며 다른 국산 복합레진들의 경우는 3 - 7 Mpa의 결합강도로 FZ와 차 이가 있었다(p < 0.05). 복합레진의 구성성분 중 하나인 필러는 종류, 함량, 크기, 형태 및 단량체 내 필러의 분포 등 여러 요인으로 복합레진의 물리적 특성에 영향 을 미친다²⁷⁾. 각 군들의 필러에 따른 차이를 살펴보았을 때 필러 입자의 크기에 따 라 분류해보면 FZ는 Micro hybrid type이었고 국산 복합레진 중 AC, DF, ZC가 같 은 유형이었다. 이 외의 다른 국산 복합레진은 Nano hybrid type이었다. 국산 복합 레진의 필러 함량은 거의 70% 이상으로 유사했고 필러의 유형이나 함량에 따른 전단결합강도나 수축응력의 차이는 나타나지 않았다. 오히려 필러 함량이 가장 작 은 FZ가 가장 높은 전단결합강도를 나타냈다. 이는 FZ와 국산 복합레진들의 필러 종류의 차이에서 생각해볼 수 있다. 국산 복합레진들이 보통 Barium glss를 filler 로 사용한데 반해 Filtek Z-250TM은 Zirconia Silica filler를 사용하는 차이에서 생 각함 수 있다²⁸⁾. Zirconia silica filler는 구형의 모양으로 이는 sol - gel technology 를 통해 합성되어 균일한 크기 분포를 가져 높은 농도로 분산될 수 있어 기질과의 결합력이 더 커지게 된다. 또한 구형의 모양이 윤활작용을 해 자유롭게 흐를 수 있 도록 하고 점도는 낮아져 내부 응력이 작아진다. 반면에 Barium glass는 결정화를 통해 합성된 무정형의 filler로 다양한 크기를 보이며 무정형의 형태로 인해 흐름이 막히게 되고 기질 내로 자유롭게 분산되기 어렵다. 또한 점도가 커져 내부 응력이 커지게 된다²⁹⁾.

단량체가 중합체로 바뀜에 따라 복합레진의 중합수축이 발생한다. 레진 단량체 분자들 사이에 작용하는 0.3 - 0.4 nm의 반데르발스 힘은 중합 후 단량체 분자들 사이의 공유결합으로 바뀌고 이로 인해 분자들 사이 거리가 0.15 nm 정도로 감소 하면서 중합수축이 발생한다^{30,31)}. Bis-GMA[2,2'-bis-[4-(3-methacryloxy-2-



hydroxypropoxy)-phenyl]propane]는 가장 널리 사용되는 레진기질로 중합 수축률 이 작고, 경화 시간이 짧으며 경화 후에도 단단한 물성을 가진다^{32,33)}. 그러나 Bis-GMA는 다른 아크릴 단량체들에 비해 분자량이 크고 점도가 매우 높기 때문 에 미세부위로의 침투가 어렵고 복합레진 제조 시 충진재의 분산효율이 저하된다 는 단점이 있다. 따라서 이러한 단점을 개선하기 위해 Bis-GMA보다 분자량이 작 고 점도가 낮은 dimethacrylate계 단량체를 희석제로 사용해야한다³⁴⁾. 대표적인 희 석제로 triethyleneglycol dimethacrylate(TEGDMA)가 있으나, 희석제의 첨가는 전 체 분자의 평균분자량을 감소시키고 이중결합의 수를 늘려, 물리적 성질을 저하시 키고 중합 수축률을 증가시키는 역효과를 나타내게 된다³⁵⁾. 본 연구에 사용된 국산 복합레진의 대부분은 Bis-GMA와 TEGDMA를 단량체로 사용하였다. Bis-GMA의 hydroxyl기를 polyoxyethylene으로 치확한 Bis-EMA는 점도가 낮고, 희석제의 사 용으로 인한 높은 중합수축률을 개선할 수 있다는 장점을 가진 단량체이다. 또한 UDMA도 마찬가지로 Bis-GMA의 hydroxyl기보다 수소결합이 낮은 이미노기(NH) 를 가져 낮은 점도를 갖는 단량체이다³⁶⁾. 본 연구에서 수축응력은 FZ가 가장 낮은 값을 보였다(p < 0.05). 국산복합레진 중에는 EC가 가장 낮은 수축응력을 보였는 데 이들 모두 레진기질 구성성분으로 TEGDMA를 포함하지 않고 Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA 등의 조합으로 기질을 구성하였다는 점에서 공통점을 갖는다. 이러한 단량체의 조합으로 중합수축률의 감소를 이룰 수 있었고 이것이 곧 수축응 력의 감소로 이어진 것으로 생각된다.

복합레진의 물성에 영향을 미치는 요소로 고려해볼 수 있는 다른 요소로 실란계 결합제(coupling agent)가 있다. 필러는 소수성 레진과의 결합력을 증진시키기 위하 여 보통 실란계 결합제를 사용하여 충진제의 표면을 소수성으로 개질하여 사용한 다. 실란계 결합제 비율의 증가는 레진 기질과 필러의 결합을 증진시켜 전단결합강 도의 증가를 야기한다¹⁴⁾. 그러나 각 제조사에서는 필러 내 실란계 결합제의 비율 등 자세한 함량은 공개하지 않아 이의 영향에 대한 평가는 어려우며 따라서 이에



대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

본 연구에서 접착제는 대조군인 FZ와 동일 제조사인 3M ESPE의 AdperTM Single Bond 2가 사용되었다. 이는 실험을 진행한 9개의 국산 레진 제조업체 중 상 아질 접착제까지 함께 제조하는 경우는 4곳으로 동일 제조사의 접착제와 레진을 사용할 수 있는 실험은 어려웠고, 이에 다른 변수에 대해 통제하기 위해 공통된 접 착제를 사용하였다. 정 등³⁷⁾은 상아질 접착제와 복합 레진의 호환성에 관한 연구에 서 상아질 접착제와 복합레진의 사용에 있어 동일한 제조사의 제품을 사용하는 것 이 전단 결합강도에 영향을 미치는 결정적인 요소는 아니라고 하였다. 이와 같은 연구에 기반하여 동일한 상아질 접착제를 이용하여 본 연구가 진행되었으나 상아 질 접착제 자체가 전단결합 강도 및 수축응력에도 영향을 미칠 수 있으므로 단일 상아질 접착제를 사용한 것은 본 연구의 한계로 존재한다. 앞으로 각 제조업체의 상아질접착제와 복합레진을 이용한 추가 연구가 시행되면 좋을 것으로 생각된다. 또한 전단결합강도 및 수축응력의 평가 이외에 국산 복합레진의 생체적합성 및 세 포 독성 등에 대한 연구도 추가로 필요할 것으로 생각된다.



Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 최근 다양하게 시판되는 국산 복합레진에 대한 평가를 위하여 복 합레진의 주요 물성으로 고려되는 전단결합강도와 수축응력을 수 종의 국산 복합 레진들과 대조군인 FZ와의 비교를 통해 평가하고자 하였다. 전단결합강도 평가에 서 FZ는 가장 높은 결합강도를 보였고 국산 복합레진 중 HF, CP, EC 등의 순으로 높은 결합강도를 보였다. 국산 복합레진 중 전단결합강도가 높은 상위 세 개의 복 합레진은 FZ와 유사한 결합강도를 보였으나 이 외의 국산 복합레진들은 FZ와 유 의한 차이를 보였다(*p* < 0.05). 수축응력 평가에서 대조군인 FZ가 가장 낮은 수축 응력을 보였고 국산 레진 중 EC, NC, AC, CP 등의 순으로 낮은 수축응력을 보였 다. 국산 복합레진들의 수축응력 값은 FZ와 유의한 차이를 보였다(*p* < 0.05). 따 라서, 현재 시판되고 있는 국산 복합레진의 일부 물성은 다국적기업에 근접해있으 나 일부는 물성이 더 개선되어야 할 것으로 생각된다.



References

- 1. Lee SH. Present situation and prospect of pediatric dentistry in Korea–Focused on management of dental caries. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 39:206 225, 2012.
- Kim HW, Kim JB. A trend of treatment in department of pediatric dentistry for 10 years. J Korean Acad Pediatr Dent, 46:328–336, 2019.
- Seo MK, Song JS, Shin TJ, Hyun HK, Kim JW, Jang KT, Lee SH, Kim YJ. Chronological trends in practice pattern of department of pediatric dentistry : 2006 - 2015. J Korean Acad Pediatr Dent, 45:215–224, 2018.
- Kang CM, Lee HS, Choi HJ, Choi BJ, Son HK, Lee JH. The distribution of patients and treatment trends in the department of pediatric dentistry, Yonsei university dental hospital for last 5 years. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 41:134 -144, 2014.
- Aw TC, Nichollas JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent, 26:498–504, 2001.
- Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent Res, 25:435–440, 1997.
- 7. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66:1636–1639, 1987.
- 8. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*, 20:178–182, 1992.
- Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light curing bis GMA-based methacrylate resion. *Biomaterials*, 14:871–875, 1993.
- 10. Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage- Induced stresses in light-cured composites. *Compendium*, 20:34-41, 1999.
- Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dent Mater*, 20:388–396, 2004.
- 12. Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ Jr. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent*, 31:670–676, 2006.
- 13. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*, 17:103–111,



1986.

- 14. Yoon Ky. Survey of domestic industry of dental instruments and materials focusing on development of polymeric dental restorative materials [Thesis]. *Gwangju: Chonnam National University*; 2011.
- Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dent Mater*, 20:388–396, 2004.
- 16. Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ Jr : Microleakage evaluation of a new lowshrinkage composite restorative material. *Oper Dent*, 31:670–676, 2006.
- 17. Eick JD, Welch FH : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*, 17:103–111, 1986.
- 18. Katona TR, Winkler MM. Stress analysis of a bulk filled Calss V light-cured composite restoration. J Dent Res, 73:1470-1477, 1994.
- 19. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*, 12:309–319, 2000.
- Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater*, 20:313–321, 2004.
- 21. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 20:183–188, 1992.
- Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19:312–316, 1991.
- 23. Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25:98–103, 2000.
- 24. Yap Au. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: Impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent*, 25:113-120, 2000.
- 25. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19:26–32, 1994.
- 26. Tate WH, Porter KH, Dosch RO. Successful photocuring: Don't restore without it, *Oper Dent*, 24:109–114, 1999.



- 27. Roulet JF, Walti C. Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. J Prosthet Dent, 52:182–189, 1984.
- 28. 3M Filtek Z-250TM Technical Product Profile Available from URL: http://multimedia.3m.com/mws/media/78343O/3m-filtek-z250-universal-restorati ve-technical-product-profile.pdf
- 29. Hosseinalipour M, Javadpour J, Rezaie H, Dadras T, Hayati AN. Investigation of mechanical properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA dental composite resins containing various mass fractions of silica nanoparticles. *J Prosthodont*. 19:112–117, 2010.
- Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9:11–14, 1993.
- 31. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micromechanical properties of bulk fill vs conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*, 18:1991–2000, 2014.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14:51–56, 1998.
- 33. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater*, 22:1143-1149, 2006.
- Chae MS, Choi KH, Choi JY, Bae TS. Effect of resin and filler type on the strength of UTMA-Based Light-Cured Composites. J Korean Soc Dent Mater, 27:161–169, 2000.
- 35. de Melo Monteiro GQ, Montes MA, Rolim TV, de Oliveira Mota CC, de Barros Correia Kyotoku B, Gomes AS, de Freitas AZ. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dent Mater*, 27:176–185, 2011.
- Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res*, 21:16–21, 2007.
- Jeong JH. In vitro micro-shear bond strength of five composite resins to dentin with five different dentin adhesives [Thesis]. *Seoul: Yonsei University*, 2002.is]. *Seoul: Yonsei University*, 2002.