

치아 경조직을 통해 중합된
컴포ジット 레진의 누프경도와
중합심도

Knoop Hardness and Curing Depth of
Composite Resins Cured through Dental Hard
Tissue

2005년 2월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 일 응



치아 경조직을 통해 중합된
컴포지트 레진의 누프경도와
중합심도

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 석사학위 논문으로 제출함.

2004년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 일 응

김일웅의 석사학위 논문을 인준함.

위원장 조선대학교 교수 조 영 곤



위 원 조선대학교 교수 최 한 철



위 원 조선대학교 교수 고 영 무



2004년 11월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	iv
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	3
III. 연구성적	5
IV. 총괄 및 고안	9
V. 결 론	14
참고문헌	16

표 목 차

Table I. Materials used in this study	3
Table 2. Mean and standard deviation of curing depth values	5
Table 3. Statistical analysis among groups	6
Table 4. Statistical analysis using Elipar TM Freelight 2 among groups ...	6
Table 5. Statistical analysis using Visilux 2 among groups	6
Table 6. Mean and standard deviation of Knoop hardness	7
Table 7. Statistical analysis of Knoop hardness among groups	8
Table 8. Statistical analysis using Elipar TM Freelight 2 among groups ...	8
Table 9. Statistical analysis using Visilux 2 among groups	8

Knoop Hardness and Curing Depth of Composite Resins Cured through Dental Hard Tissue

Kim, Il-woong, D.D.S.,

Director : Prof. Ko, Yeong-Mu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

Light curing units(LCUs) are used for the polymerization of dental composites. Recent trends in light curing technology include replacing the halogen LCUs with LCUs using light emitting diodes(LEDs) to reduce curing times and to vary the LCUs light output within a curing cycle. This study was to investigate the time dependence of the Knoop hardness and depth of cure dental composites with LED (EliparTMFreelight 2, 3M ESPE Co., USA) and QTH LCUs(Visilux 2, 3M ESPE Co., USA). Two dental composites(Filtek Z250, Filtek Supreme) and a compomer(Compoglass F) were selected. The curing depth was measured using a digital micrometer(Mitutoyo, Japan) for irradiance periods of 20 and 40s. Knoop hardness values were performed on composite discs by direct irradiation and indirect irradiation through dental hard tissue(2 mm enamel-dentin in thickness) using microhardness(Shimadzu Type-M microhardness tester, Shimadzu Ltd, Kyoto, Japan).

The results obtained were as follows:

1. It was concluded that the Curing depth of composites decreased when the light was directed through a dental hard tissue. Significant differences among the groups were observed as follows: Control > Group 3(2 mm)> Group 1(Primary)> Group 2(Permanent) $p < 0.05$).
2. The curing depth was the lowest in the group 2 using Visilux 2($p < 0.05$).
3. The values of Knoop hardness were higher in order of control group, group 3, group 1, and group 2($p < 0.05$).
4. The values of Knoop hardness on the surface were higher significantly than those of at below 2 mm regardless of types of light curing unit($p < 0.05$).

In conclusion, there was a proportional relationship between curing depth and values of Knoop hardness and permanent teeth decreased the curing depth(transmission of light) more than primary teeth.

I. 서 론

광중합형 콤포지트는 광개시제인 α -1,2, 디케톤(벤질, 또는 캄포로퀴논)과 환원제인 디메틸아미노에틸 메타크릴레이트를 함유하고 있다(Watts; 1996). α -디케톤을 활성화시켜 자유라디칼을 생성하기 위해서는 400-500 nm 파장의 광원이 필요하다(Cook; 1982). 광원이 콤포지트 레진을 통과하면 흡수되거나 산란되어 표면에서 떨어진 기저부에는 상당량의 잔존불포화물이 존재한다(Heatly 등; 1995). 콤포지트 레진 수복물 하방에 불완전한 중합이 존재하면 기계적 성질이 떨어지며 체적 안정성에 문제가 생긴다. 미반응 잔존 모노머는 가소제로 작용하여 폴리머의 특성을 약화시킨다(Watts; 1996). 이는 타액에 의해 유리됨에 따라 기포가 발생하고 이차 우식증이 발생한다(Inoue; 1982). 또한 물흡수와 용해도가 증가하고(Pearson; 1989), 색 안정성이 떨어지고 표면에 착색이 생긴다. 불완전한 중합으로 인해 치수에 자극이 가해진다는 보고도 있다(Stanley; 1972). 광중합형 콤포지트 레진의 중합심도에 영향을 주는 요소로는 레진의 화학적 성질, 필러 상태, 입자 크기, 광학적 특성(색조, 투명도, refractory index), 광원의 강도와 조사시간이 있다. 중합심도는 레진의 조성이나 색조, 수복방법에 따라 다르며(Rueggerberg; 1996), 서로 다른 광원의 세기와 중합 형태가 콤포지트의 중합에 영향을 미친다(Mills; 1999). Jandt 등(2000)은 할로젠 광원이 발광반도체 광원보다 중합심도가 더 깊다고 하였으나, Fujibayashi 등(1998)은 동일한 광원의 강도로 조사한 결과, 발광반도체가 할로젠보다 누프경도와 중합심도가 더 크다고 하였다. 광도가 낮은 발광반도체 광중합기일지라도 할로젠 광중합기보다 중합심도가 더 크며(Mills 등; 1999), 비슷한 압축강도(Jandt 등; 2000)와 굴곡강도(Stahl 등; 2000)를 보인다고 하였다. Pilo 등(1999)은 광원의 세기는 중합심도와 밀접한 관계가 있으며 광도가 200 mW/cm² 이하인 경우에는 불완전한 광중합이 일어난다고 보고하였다. DeWald와 Ferracane(1987)은 재료의 표면을 굽어보거나 현미경으로 관찰하면 중합심도를 알 수 있으나 문제점이 있으므로 Fourier transform infrared spectroscopy

(FTIR)를 사용하여 탄소의 이중결합이 단일 결합으로 전환되는 정도를 측정하거나 누프경도를 측정하는 방법이 더 정확하다고 하였다. 일반적으로 경도가 높으면 중합이 잘 일어난 것으로 간주되며(Asmussen; 1982, Ferracane; 1985) 충분한 광중합이 일어나면 표면의 경도와 기저부 경도의 차이는 10-20% 이내여야 한다고 보고되었다(Yearn; 1985). Fowler 등(1994)은 표면의 경도와 기저부 경도차가 20-30 Barcol units 이상인 경우에만 치과의사가 레진 표면을 탐침하여 구별이 가능하다고 했다. Uhl 등(2003)은 누프경도와 중합심도에 영향을 미치는 요인에는 약간 차이가 있다고 하였는데, 중합심도에 영향을 미치는 요인에는 광원의 세기보다 광조사 시간이라고 하였으며 중합속도에는 영향을 받지 않으며 누프경도는 콤포짓트 자체의 성질(즉 필러 함량이 많으면 경도가 증가하고 필러 함량이 적은 유동형 콤포짓트는 경도가 낮음)이 중요하며 광조사 시간과 광중합기 종류 순으로 영향을 미친다고 보고하였다. 그러나 광조사 시간이 길면 콤포짓트에서 흡수한 에너지가 증가하여 치수에 열 손상을 일으키므로 광조사 시간이 짧은 발광 반도체 광중합기가 더 유리하다고 보고하였다. Reinhardt(1991)는 매트릭스 밴드를 장착하고 콤포짓트 레진을 중합시키면 매트릭스 밴드의 광원 차단 효과로 인해서 미반응 탄소 이중결합이 두 배 이상 증가된다고 하였다. 제 2급 와동의 구치부 콤포짓트를 수복할 때 와동 벽을 통해서 광중합을 시켜야 하는 경우가 있으므로 광원은 치아의 법랑질에 의해서 반사가 일어나 광조사기의 광도가 감소될 것으로 예상된다. 다시 말해서, 치아의 설측면, 협측면에서 광원을 직접적으로 조사할 때 콤포짓트 레진의 종류와 광원을 차단하는 치아의 경조직(유치, 영구치)에 따라서 중합심도가 달라질 것으로 예상된다. 본 연구에서는 3종의 콤포짓트 레진을 2 mm 두께의 유구치와 영구치 절편으로 차단한 상태에서 광원을 조사(transcusp al irradiation)하여 누프경도 및 중합심도를 측정하여 치아 절편이 광중합기의 광원의 중합 능력에 미치는 영향과 할로젠 광중합기와 발광반도체 광중합기의 중합능력 차이를 규명하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

A. 연구재료

본 실험에서는 3 종의 수복재를 선택하여 할로젠 광중합기(Visilux 2, 3M ESPE Co., USA)와 발광반도체 광중합기(Elipar™ Freelight 2, 3M ESPE Co., USA)를 사용하여 광중합시켰다(Table 1).

Table 1. Materials used in this study

Materials	Manufacturer	Shade	Category
Compoglass F	Vivadent, Lichtenstein	A3	Compomer
Filtek Z250	3M ESPE, USA	A3	Hybrid
Filtek Supreme	3M ESPE, USA	A3	Fine Hybrid

B. 연구방법

1. 중합심도

유구치와 영구치의 협측면을 2 mm 두께로 다이아몬드 절단기로 절단하고 법랑질은 삭제하지 않고 보존하였다. 중합심도는 ISO 4049(ISO 4049, 2000) 규격에 따라 측정하였다. 실린더형 콤포짓트 시편을 제작하기 위해 스테인리스 강 몰드를 제작하였다(길이 8 mm, 직경 4 mm). 각각의 콤포짓트 레진을 주형에 넣고 발광반도체 광중합기(Elipar™ Freelight 2, 3M ESPE Co., USA)로 20초, 할로젠 광중합기(Visilux 2, 3M ESPE Co., USA)로 40초 동안 광조사하여 각 시편을 10 개씩 제작하였다. 유구치로 차단하고 광원을 조사한 군을 제 1군, 영구치로 차단하고 광원을 조사한 군을 제 2군, 치아 경조직으로 차단하지 않고 광원을 2 mm 떨어진 곳에서 광조사한 시편을 제 3군, 시편에 polyester strip

(두께 50 μm , 3M ESPE Co., USA)을 덮고 직접 광조사한 균을 대조군으로 분류하였다. 각 시편을 주형에서 제거한 후에 주형의 바닥에서부터 중합되지 않은 레진을 scrap test로 플라스틱 스파툴라를 이용하여 제거하였다. 중합된 콤포지트의 길이를 중앙부위에서 디지털 마이크로미터(Mitutoyo, Japan)를 사용하여 ± 0.1 mm까지 측정하였다.

2. 경도

직경 4 mm, 높이 2 mm인 스테인리스 강 주형에 3종의 레진을 충전였다. 시편의 상부에서는 두께 2 mm인 유구치와 영구치 절편으로, 하부에서는 Mylar strip 으로 덮고 발광반도체 광중합기(EliparTM Freelight 2, 3M ESPE Co., USA)로 20초, 할로젠 광중합기(Visilux 2, 3M ESPE Co., USA)로 40초 동안 광조사하여 각 시편을 10개씩 제작하였다. 중합심도의 측정법과 마찬가지로, 유구치로 차단하고 광원을 조사한 균을 제 1군, 영구치로 차단하고 광원을 조사한 균을 제 2군, 치아 경조직으로 차단하지 않고 광원을 2 mm 떨어진 곳에서 광조사한 시편을 제 3군, 직접 조사한 시편을 대조군으로 분류하였다. 각 시편을 주형에서 제거한 후에 입자 크기 12.0, 3.0, 1.0 및 0.3 μm 산화알루미늄 샌드페이퍼(Agar Scientific Ltd, Stansted, UK) 순으로 연마하였다. 미세경도기(Shimadzu Type-M microhardness tester, Shimadzu Ltd, Kyoto, Japan)를 사용하여 시편의 상, 하부 세 지점에서 경도를 측정하였다. 누프 압흔기에 100 g의 하중을 30초 동안 가했으며 30초가 경과한 후에 다시 측정하였다.

3. 통계처리

중합심도는 One-way ANOVA와 Student t-test, 누프경도는 Two-way ANOVA를 사용하였다.

Ⅲ. 연구 성적

4 종의 시편에 대한 중합심도 값은 Table 2~5, 누프경도 값은 Table 6~9와 같다.

Table 2. Mean and Standard Deviation of Depth of cure values

Group	Materials	Light curing units	Curing depth(mm)
1	Compoglass		5.49±0.69
	Filtek Z250	Elipar™ Freelight 2	5.14±1.01
	Filtek Supreme		5.37±0.94
	Compoglass		4.02±1.01
	Filtek Z250	Visilux 2	4.37±0.95
	Filtek Supreme		4.27±0.89
2	Compoglass		4.56±0.87
	Filtek Z250	Elipar™ Freelight 2	4.53±0.73
	Filtek Supreme		4.32±0.81
	Compoglass		4.00±0.72
	Filtek Z250	Visilux 2	3.78±0.57
	Filtek Supreme		3.16±0.61
3	Compoglass		6.97±0.81
	Filtek Z250	Elipar™ Freelight 2	7.36±0.67
	Filtek Supreme		7.23±1.03
	Compoglass		5.96±1.45
	Filtek Z250	Visilux 2	5.41±0.94
	Filtek Supreme		5.53±0.84
Control	Compoglass		7.83±0.39
	Filtek Z250	Elipar™ Freelight 2	7.49±0.76
	Filtek Supreme		7.60±0.51
	Compoglass		6.50±1.31
	Filtek Z250	Visilux 2	6.75±1.06
	Filtek Supreme		6.45±1.32

Table 3. Statistical analysis of curing depth among groups

	Group 1	Group 2	Group 3	Control group
Mean±S.D.	4.77±1.06	4.06±0.85	6.43±1.26	7.09±1.07

* : $p < 0.01$, ANOVA one-way factorial design

Table 4. Statistical analysis using Elipar™ Freelight 2 among groups

Group	Compoglass F	Filtek Z250	Filtek Supreme	P-value
1	5.50±0.69	5.13±1.01	5.37±0.94	.667
2	4.55±0.87	4.53±0.73	4.32±0.81	.781
3	6.98±0.81	7.36±0.67	7.33±1.03	.531
Control	7.76±0.39	7.50±0.76	7.58±0.51	.570

$p > 0.01$, ANOVA one-way factorial design

Table 5. Statistical analysis using Visilux 2 among groups

Group	Compoglass F	Filtek Z250	Filtek Supreme	P-value
1	4.01±1.01	4.37±0.95	4.27±0.89	.704
2	4.00±0.72	3.78±0.57	3.16±0.61	.017*
3	5.96±1.45	5.41±0.94	5.53±0.84	.522
Control	6.49±1.31	6.71±1.06	6.48±1.32	.895

* : $p < 0.05$, ANOVA one-way factorial design

Table 6. Mean and standard deviation of Knoop hardness

Group	Materials	Light curing units	Knoop hardness		
1	Compoglass	Elipar™ Freelight 2	Top	69.8±11.2	
			Bottom	38.0±9.2	
	Filtek Z250		Top	79.8±7.3	
			Bottom	57.0±9.5	
	Filtek Supreme		Top	75.3±9.0	
			Bottom	41.9±9.2	
	Compoglass		Visilux 2	Top	52.0±6.5
				Bottom	29.2±5.7
	Filtek Z250			Top	72.0±8.7
				Bottom	40.9±7.5
	Filtek Supreme			Top	71.9±8.7
				Bottom	40.7±7.5
2	Compoglass	Elipar™ Freelight 2		Top	53.6±7.2
				Bottom	37.5±7.6
	Filtek Z250			Top	68.0±7.8
				Bottom	41.1±7.8
	Filtek Supreme			Top	56.1±8.0
				Bottom	38.3±6.6
	Compoglass		Visilux 2	Top	47.7±7.4
				Bottom	21.9±5.7
	Filtek Z250			Top	56.3±7.2
				Bottom	25.9±6.4
	Filtek Supreme			Top	47.4±7.8
				Bottom	20.2±4.5
3	Compoglass	Elipar™ Freelight 2		Top	86.4±13.1
				Bottom	73.5±14.0
	Filtek Z250			Top	107.2±17.9
				Bottom	87.6±10.3
	Filtek Supreme			Top	93.5±7.3
				Bottom	82.6±8.8
	Compoglass		Visilux 2	Top	70.3±7.4
				Bottom	58.3±9.9
	Filtek Z250			Top	91.3±7.5
				Bottom	78.1±8.5
	Filtek Supreme			Top	83.0±7.5
				Bottom	72.5±10.7
Control	Compoglass	Elipar™ Freelight 2		Top	94.4±10.0
				Bottom	83.7±7.2
	Filtek Z250			Top	106.6±14.6
				Bottom	91.3±7.7
	Filtek Supreme			Top	93.6±9.3
				Bottom	86.9±6.5
	Compoglass		Visilux 2	Top	87.3±6.4
				Bottom	73.0±4.7
	Filtek Z250			Top	90.8±4.8
				Bottom	80.1±5.4
	Filtek Supreme			Top	84.9±6.1
				Bottom	75.4±3.9

Table 7. Statistical analysis of Knoop hardness among groups

Mean±S.D.	Group 1	Group 2	Group 3	Control group
Top	70.1±9.0	54.8±7.5	89.5±10.1	92.9±8.6
Bottom	41.3±7.9	30.9±6.5	75.4±10.4	81.7±5.9

* $p < 0.01$, ANOVA, one-way factorial design

Table 8. Statistical analysis using Elipar™ Freelight 2 among groups

Group	Compoglass F		Filtek Z250		Filtek Supreme		P-value
	Top	Bottom	Top	Bottom	Top	Bottom	
1	69.8±11.2	38.0±9.2	79.8±9.5	57.0±8.8	75.3±8.9	41.9±9.2	.000*
2	53.6±7.2	37.6±7.6	68.0±7.6	41.25±7.8	56.1±8.0	38.3±6.6	
3	86.5±13.2	73.5±14.0	107.3±17.9	87.6±10.3	98.5±7.3	82.6±8.9	
Control	94.4±10.0	83.7±7.2	106.6±14.7	91.3±7.7	93.6±9.3	86.9±6.5	

* : $p < 0.01$, ANOVA, two-way factorial design

Table 9. Statistical analysis using Visilux 2 among groups

Group	Compoglass F		Filtek Z250		Filtek Supreme		P-value
	Top	Bottom	Top	Bottom	Top	Bottom	
1	52.0±6.5	29.2±5.7	72.0±8.7	41.0±7.5	71.9±9.4	40.7±7.1	.000*
2	47.7±7.4	21.9±5.7	56.3±7.2	25.9±6.4	47.4±7.8	20.2±5.0	
3	70.3±7.4	58.3±9.9	91.3±7.5	78.1±8.5	83.1±7.5	72.5±10.7	
Control	87.3±6.4	73.0±4.7	90.8±4.8	80.1±5.4	85.0±6.1	75.4±3.9	

* : $p < 0.01$, ANOVA, two-way factorial design

IV. 총괄 및 고안

컴포지트 레진에서 임상적으로 우수한 물성과 기계적 성질을 얻기 위해서는 충분한 광중합이 일어나야 한다. 불충분한 광중합은 물성 저하, 유지력 감소, 높은 용해도 및 미중합 모노머에 의한 치수손상이 일어난다(Blankenau; 1991). 적절한 광중합을 얻기 위해서는 충분한 광원의 강도, 정확한 파장, 중합 시간(Murchison 등; 1992)이 필요하며 컴포지트의 유형, 조성, 색조와 투명도, 컴포지트의 온도(Bennett 등; 1994), 두께, 개시제, 와동의 형태, 광원의 팁과 컴포지트 레진과의 거리(Rueggeberg과 Jordan; 1993), 부가적인 중합 시간(post-irradiation time)에 관계가 있으며 이 요소들은 중합심도와 적절한 중합 정도에 영향을 미친다(Martin; 1998). 광중합기에 의한 컴포지트 레진의 중합심도를 측정하기 위해서는 국제표준규격(ISO 4049:2000)(20)의 표준화 시험 방법에 의해서 평가해야 한다. 국제표준규격에 의해 평가된 할로젠 광중합기(Hansen과 Asmussen; 1993, Hasewaga 등; 2001, Kawaguchi 등; 1994)와 발광반도체 광중합기(Mills 등; 1999, Jandt 등; 2000)의 중합심도 평가가 일반적으로 많이 사용되고 있다. 경도는 주로 기계적 강도, 견고성, 및 구강내의 연화에 대한 저항성과 밀접한 관계가 있다(Lee와 Orłowski; 1974). 특히, 누프경도는 모노머가 폴리머로 전환되는 정도(Dewald와 Ferracane; 1987, Ferracane; 1985, Rueggeberg와 Craig; 1988)와 관계가 있으며 임상 수복물의 성공을 결정하는 중요한 역할을 한다. Magna 등(1995)은 누프경도를 측정하면 간접적으로 중합심도를 알 수 있다고 하였다. 본 연구에서도 중합심도는 대조군, 제 3군, 제 1군, 제 2군 순으로 크게 나타났으며 누프경도는 마찬가지로 대조군, 제 3군, 제 1군, 제 2군 순으로 동일하게 컸으며 비례관계를 보였다. 컴포지트 레진의 하방 2 mm에서 측정한 누프경도 값이 표면 값의 80% 이상이 되면 적절한 중합이 되었다고 간주한다(Breeding 등; 1991, Rueggeberg; 1993, Watts 등; 1984). 그러나 하부의 경도 값과 상부의 경도 값의 비율이 80% 이상일지라도 불충분한 중합으로 인하여 상부의 경도 값이 낮으면 상부의

경도 값과 하부 경도 값의 비율이 80% 이상 나오는 오류가 발생할 수 있다. 이러한 이유 때문에 본 연구에서는 누프경도 값과 중합심도를 동시에 측정하였으며 중합심도는 모든 군에서 4 mm 이상을 보여 임상적으로 문제가 되지 않았으나 하부의 경도 값과 상부의 경도 값 비율은 대조군에서 88%, 제 3군에서는 84%를 나타냈다. 그러나 제 1 군과 제 2군은 57%, 55%를 보여 80%에 미달되었다. 또한, 필러 크기가 중합심도에 영향을 미친다. 미세입자형 콤포지트를 중합하기 위해서는 더 강한 광원이 요구되며(Atmadja와 Bryant; 1990, Rueggeberg 등; 1994) Leonard 등(2001)은 미세입자형이 혼합형보다 2 배 강한 광원이 요구된다고 하였다. 미세입자형 콤포지트 레진은 혼합형 및 거대입자형 콤포지트보다 중합심도가 낮다고 보고되었다(Atmadja와 Bryant; 1990, Ferracane 등; 1986, Leonard 등; 2001, Ruyter와 Oysaed; 1982). 이는 미세입자형 콤포지트의 입자 크기가 작으므로 광원을 산란시켜 광원의 효과를 감소시키기 때문이다(Leonard 등; 2001). 본 연구에 사용된 수복재인 Compoglass F는 compomer이며 aluminum fluorosilicate filler가 33% 들어있으며 불소를 유리한다. Filtek supreme은 광중합형, 나노필러 콤포지트 레진으로 20 nm 입자와 575 nm 입자가 합쳐져 있으며 필러량이 59% 체적비를 차지한다. Filtek Z250은 미세혼합형 콤포지트 레진으로 필러는 0.01-3.5 μ m 입자 크기의 지르코니아와 실리카를 함유하고 있으며 필러 함량은 60% 체적비이다. 본 연구에서는 수복재의 종류에 따른 중합심도는 유의성 있는 차이를 보이지 않았으나($p>0.01$), 발광반도체 광중합기가 할로겐 광중합기보다 더 큰 중합심도를 보였다($p<0.01$). Mills 등(1994)은 콤포지트 레진의 색조도 중합심도에 영향을 미친다고 하였다. 색조가 진할수록 광에너지 흡수율이 더 높으므로 더 강한 광원의 조사가 필요하다고 주장하였다. 본 연구에서는 색조가 중합심도에 미치는 영향을 배제하기 위하여 동일한 A3를 선택하였다.

Dunn과 Bush(2002)는 발광반도체 광중합기와 할로겐 광중합기의 중합능을 비교하기 위하여 콤포지트의 누프경도를 측정한 결과, 발광반도체와 할로겐 광중합기에서 혼합형 콤포지트 레진인 Filtek Z250이 미세입자형인 Renamel보다

더 크며 동일한 수복재에서는 할로젠 광원이 발광반도체보다 누프경도가 더 크다고 보고하였다. 본 연구에서는 발광반도체 광중합기로 조사한 3종의 수복재의 누프경도 값은 할로젠 광중합기보다 더 컸으나 유의성있는 차이는 없었다($p>0.01$).

Johnsen(1988)은 치관부 상아질의 경도를 비교한 결과 영구치가 더 컸는데 이는 영구치가 유치보다 광물질화가 많이 되었으며 광물질화 정도는 경도와 밀접한 관계가 있다고 하였다. Hirayama(1990)는 Energy dispersive x-ray spectrometry(EDS)를 사용하여 관주 상아질과 관간 상아질에서 칼슘과 인의 농도를 조사한 결과 유치가 영구치보다 더 낮다고 하였다. Koutsi 등(1994)은 상아질의 형태를 미세적으로 분석한 결과 영구치와 유치사이에는 많은 차이가 있었는데 유치는 치수면에서 0.4-0.5 mm 떨어진 부위의 상아세관의 직경은 더 작고 농도도 낮았다고 하였다. 본 연구에서는 영구치로 광원을 차단한 제 2군이 유구치로 광원을 차단한 경우(제 1군)보다 광원의 종류에 관계없이 중합심도와 누프경도 값이 유의성 있게 낮았는데 이는 영구치가 유구치가 석회화가 더 많이 진행되어 광원을 차단하는 효과가 더 컸기 때문이다. Dietschi(2003)는 1000 mW/cm² 인 플라즈마 아크와 650 mW/cm² 인 할로젠 광중합기로 다양한 조건에서 콤포지트 레진을 중합하여 비커스 경도를 측정된 결과, 할로젠 광중합기의 경도값이 더 높았으며 두께 2 mm, 4 mm인 콤포지트 시편과 두께 1 mm, 2 mm인 치아 경조직으로 광원을 차단하여 비커스 경도를 측정된 결과, 할로젠의 경도값이 더 높았으며 광원을 치아에 근접시키고 직접 충전한 콤포지트 레진보다 경도 값이 유의성 있게 낮다고 보고하였다. 또한 두께 1 mm인 법랑질로 차단하고 할로젠 광중합기로 중합한 시편의 경도는 두께 2 mm 콤포지트 레진으로 차단하고 충전한 시편의 경도 값과 유사하였으나, 플라즈마 아크 광중합기에서는 10% 정도 낮은 경도값을 보였다. 얇은 법랑질일지라도 반투명성을 갖기 때문에 플라즈마 아크의 광원의 광도가 감소된다고 하였다(Dietschi 등; 2000). 또한 두께 2 mm인 콤포지트 레진으로 차단하고 플라즈마 아크 광원으로 광조사한 시편의 경도값은 직접 충전한 시편보다 경도값이 50% 감소하였으나 할로젠 광중합기에서는 거의 비슷한 경도값을 나타낸 것으로 볼 때, 스펙트럼의 분포가 좁은 플라즈마 아크 광중합기가

차단된 재료의 영향을 받아 light density가 더 많이 감소한다고 보고하였다 (Blackman 등; 1990). 두께 2 mm 법랑질-상아질 절편으로 차단하고 플라즈마 아크 광중합기로 두께 2 mm인 콤포짓트 레진을 중합시키면 하부의 비커스경도 값은 매우 낮았는데 이는 상아질이 가시광선을 차단하는 효과가 있기 때문이다 (Hasegawa 등; 1991). 본 연구에서도 마찬가지로 중합심도와 누프경도 값 모두에서 직접 치아에 근접시켜 중합한 대조군, 치아에서 2 mm 격리시켜 중합시킨 제 2군, 두께 2 mm인 유구치로 광원을 차단한 제 1군, 두께 2 mm인 영구치로 광원을 차단한 제 2군 순으로 높게 나타났다. 연구에 의하면 광원의 강도가 300 mW/cm² 이상인 경우에 두께 2 mm인 콤포짓트 레진의 중합이 가능(Rueggeberg 등; 1994, Sturdevant; 1995)하다고 하였으나, Rueggeberg 등(1994)은 광원의 세기 400 mW/cm² 이상으로 60초 동안 조사할 경우에만 두께 1 mm인 콤포짓트 레진의 중합이 가능하다고 보고하였다. Uhl 등(2003)은 3종의 콤포짓트 레진으로 중합깊이를 측정된 결과, 발광반도체 광중합기가 할로젠 광중합기보다 중합심도가 더 깊다고 하였다. 그러나, 발광반도체 광중합기는 할로젠 광중합기보다 스펙트럼 분포가 더 좁으므로 캄포로퀴논(camphoroquinone)외에 co-initiator가 함유된 콤포짓트에서는 중합심도가 더 얇다. 왜냐하면 캄포로퀴논의 중합 파장은 467 nm인 반면 co-initiator의 중합파장은 대부분 410 nm 이하기 때문에 발광반도체의 피크 파장은 460 nm이므로 410 nm 이하인 co-initiator는 중합이 되지 않는다. 그러나 콤포짓트의 중합깊이가 2 mm 이상인 경우, 짧은 파장은 흡수가 되므로 즉, co-initiator를 중합시키는 파장이 흡수되어 기저부에서는 중합심도에 거의 영향을 미치지 않으므로 발광반도체 광중합기와 할로젠 광중합기 간에는 차이가 거의 없다고 하였다. Hoffmann 등(2002)은 800 mW/cm² 할로젠 중합기와 320 mW/cm² 발광반도체 광중합기를 사용하여 콤포짓트의 누프경도를 하방 1.5 mm에서 측정된 결과, 누프경도 값이 유사하였으나 할로젠 광중합기에서 중합수축과 온도 상승이 더 크다고 보고하였다.

본 연구에서는 발광반도체 광중합기의 광도가 838 mW/cm², 할로젠 광중합기는 308 mW/cm²으로 광원의 세기가 3배 정도 차이가 났으며 중합심도와 경도는 발광

반도체 광증합기인 Elipar™ Freelight 2가 할로겐 광증합기인 Visilux 2보다 더 컸으나 앞에서 선현들이 보고한 양만큼 많은 차이는 없었다. 이상의 결과로 볼 때 광증합 수복재의 중합심도와 경도에 영향을 미치는 요인은 다양하므로 수복재를 사용할 때 술자의 각별한 주의와 많은 지식이 요구됨을 알 수 있었다.

V. 결 론

3종의 수복재를 선택하여 할로겐 광중합기(Visilux 2, 3M ESPE Co., USA)와 발광반도체 광중합기(EliparTM FreeLight 2, 3M ESPE Co., USA)를 사용하여 광중합시킨 후에 중합심도와 누프경도를 측정하였다. 중합심도는 ISO 4049(ISO 4049, 2000) 규격에 따라 측정하였다. 실린더형 콤포짓트 시편을 제작하기 위해 스테인리스 강 몰드를 제작하였다(길이 8 mm, 직경 4 mm). 각각의 콤포짓트 레진을 주형에 넣고 발광반도체 광중합기(EliparTM Freelight 2, 3M ESPE Co.)로 20초, 할로겐 광중합기(3M ESPE Co.)로 40초 동안 광조사 하여 각 시편을 10 개씩 제작하였다. 누프경도는 직경 4 mm, 높이 2 mm인 스테인리스 강 주형에 3종의 레진을 충전였다. 시편의 상부에서는 두께 2 mm인 유구치와 영구치 절편으로, 하부에서는 Mylar strip 으로 덮고 발광반도체 광중합기로 20초, 할로겐 광중합기로 40초 동안 광조사하여 각 시편을 10개씩 제작하였다. 유구치로 차단하고 광원을 조사한 군을 제 1군, 영구치로 차단하고 광원을 조사한 군을 제 2군, 치아 경조직으로 차단하지 않고 광원을 2 mm 떨어진 곳에서 광조사한 시편을 제 3군, 직접 조사한 시편을 대조군으로 분류하였다. 미세경도기(Shimadzu Type-M microhardness tester, Shimadzu Ltd, Kyoto, Japan)를 사용하여 시편의 상, 하부 세 지점에서 경도를 측정하였다. 누프 압흔기에 100 g의 하중을 30초 동안 가했으며 30초가 경과한 후에 다시 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 중합심도는 대조군, 제 3군, 제 1군, 제 2군 순으로 유의성 있게 높았다 ($p < 0.05$)
2. 중합심도는 Visilux 2 할로겐 광중합기로 광중합시킨 제 2 군에서 가장 낮았다 ($p < 0.05$).

3. 누프경도 값은 대조군, 제 3군, 제 1군, 제 2군 순으로 유의성 있게 높았다 ($p < 0.05$)
4. 광원의 종류에 관계없이 모든 군에서 상부의 경도 값은 하부의 경도 값보다 유의성 있게 컸다($p < 0.05$).

결론적으로, 중합심도와 누프경도 값은 상호간에 정비례하는 관계를 보였으며 영구치가 유구치보다 중합심도와 누프경도에 더 많은 영향을 미쳤다.

참고문헌

1. Asmussen E(1982). Restorative resins: hardness and strength vs quality of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 90:484-489.
2. Atmadja G, Bryant RW(1990). Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J* 35:213-8.
3. Bennett B, Puckett A, Pettey D, Roberts B(1994). Light source distance and temperature effects on composite polymerization. *J Dent Res* 73 227(Abstract 1002).
4. Blackman R, Barghi N, Duke E(1990). Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J prosthet Dent* 63:295-300.
5. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT(1991). Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 4(1):40-2.
6. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF(1991). The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 65:512-8.
7. Cook WD(1982). Spectral distribution of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 61:1436-1438.
8. Dewald JP, Ferracane JL(1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 66:727-30.
9. Dietschi D, Krejci I, Ardu S(2000). Exploring the layering

- concepts for anterior teeth. In:roulet JF, Degranges M, editors. Adhesion—the silent revolution in dentistry. Berlin: Quintessence p231-48.
10. Dietschi D, Marret N, Krejci I(2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials* 19:493-500.
 11. Dunn WJ, Bush AC(2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *JADA* 133:335-341.
 12. Ferracane JL(1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. *Dental Materials* 1:11-14.
 13. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA(1986). Relationship between shade depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater* 2(2):80-4.
 14. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK(1994). Efficacy testing of visible light-curing units. *Oper Dent* 19:47-52.
 15. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A(1998). Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn* 34:490-53.
 16. Hansen EK, Asmussen E(1993). Correlation between depth of cure and surface hardness of a light activated resin. *Scand J Dent Res* 101:62-4.
 17. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN(1991). Hardneing of dual-cured cements under composite resin inlays. *J prosthet Dent* 66:187-92.
 18. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu

- H(2001). Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent* **26**:389-95.
19. Heatley F, Prasitsilp Y, McHugh N, Watts DC, Delvin H(1995). Determination of extent of reaction in dimethacrylate-based dental composites using solid state C. *Polymer* **36**:1859-1867.
20. Hirayama A(1990). Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentration in biological thin specimens and its application to dental science. *Shikwa Gahuko* **90**:1019-1036.
21. Hoffmann N, Hugo B, Klaiber B(2002). Effect of irradiation type(LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* **110**:471-479.
22. Inoue K, hayashi I(1982). Residual monomer(Bis-GMA) of composite resins. *J oral Rehab* **9**:493-497.
23. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH(2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes(LEDs). *Dental Materials* **16**:41-47.
24. Johnsen DC(1988). Comparison of primary and permanent teeth. In:oral development and histology. Avery JA editor. Philadelphia: BC Decker pp. 180-190.
25. Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K(1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res* **73**:516-21.
26. Koutsi V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH(1994). The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent* **16**:29-35.

27. Lee H, Orłowski H(1974). 『Handbook of dental composite restoratives』 . Vol 13, 3rd ed., Los Angeles: Lee Pharmaceuticals Co, p74-5.
28. Leonard DN, Charlton DG, Roberts HW, Hilton TJ, Zionie A(2001). Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper Dent* 26:176-80.
29. Magna RK, Charlton DG, Wakefield CW(1995). In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent* 43:241-6.
30. Martin FE(1998). A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 26:239.
31. Mills RW, Jandt KD(2001). LED and halogen polymerisation-composite cure depths and power outputs. *J Dent Res* 80:05-16.
32. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH(1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode(LED) technology. *Br Dent J* 186:388-391.
33. Murchison DF, Moore BK(1992). Influence of curing time and distance on microhardness of eight-cured liners. *Oper Dent* 17:135.
34. Pearson GJ, Longman CM(1989). Water sorption and solubility of resin based materials following inadequate polymerization by a visible light curing system. *J Oral Rehab* 16:57-61.
35. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS(1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 27:235-41.
36. Reinhardt KJ(1991). Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien(Uncovered double bonds and interface

- phenomena in composite materials). *Dtsch Zahnarztl Z* **46**:204-208.
37. Rueggeberg FA(1993). Precision of hand-held dental radiometers. *Oper Dent* **24**:391-6.
38. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr(1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* **19**(1):26-32.
39. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC(1994). A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int J Prosthodont* **7**(2)159-66.
40. Rueggeberg FA, Craig RG(1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* **67**:932-7.
41. Rueggeberg FA, Jordan DM(1993). Effects of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* **6**:364.
42. Rueggerberg FA, Twigg SW, Caughman WF, Khajotia S(1996). Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res* **75**:380 Abstr No 2897.
43. Ruyter IE, Oysaed H(1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* **40**(3):179-92.
44. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW(2000). Light-emitting diode(LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterial* **21**:1379-1385.
45. Stanley HR, Myers CL, Heyde JB, Chamberlain J(1972). Primate pulp responses to an ultraviolet light cured restorative materials.

J Oral Pathol 1:108-114.

46. Sturdevant CM(1995). 『The art and science of operative dentistry』 3rd ed St Louis: Mosby 260.
47. Uhl A, Mills RW, Jandt KD(2003). Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 24:1787-1795.
48. Yearn JA(1985). Factors Affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 35:218-225.
49. Watts DC(1996). The structural scope of biomaterials as amalgam alternatives. *Transactions of the Academy of Dental Materials* 51-67.
50. Watts DC, Amer O, Combe EX(1984). Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 156:209-15.

감사의 글

치과재료학 학문 분야에서도 하루가 다르게 신기술 및 신 재료의 소개 및 많은 연구 자료들이 소개되고 있습니다. 여러 선배님들과 동료 및 후배 선생님들께 내놓기는 다소 부족한 부분이 있는 연구 결과이기는 하지만 실험을 마치기까지 최선을 다해 격려와 조언을 주신 조선대학교 치과 재료학 교실의 고영무, 최한철 교수님과 의국 선생님 및 조교선생님들께 진심으로 감사드리며, 다소 미흡한 부분이 있더라도 이해해주시고 격려와 용기를 주시기 바라며 앞으로도 최선을 다해 연구 노력하도록 하겠습니다.

김 일 응