https://doi.org/10.5933/JKAPD.2019.46.4.392
J Korean Acad Pediatr Dent 46(4) 2019
ISSN (print) 1226-8496 ISSN (online) 2288-3819

Evaluation of the Changes in Polymerization of TheraCal LC with Various Light-curing Time and Distance

Sangyong Bae[1], Jewoo Lee[2], Jiyoung Ra[2]

[1]*Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University*
[2]*Department of Pediatric Dentistry and Research Institute of Dental Education, College of Dentistry, Wonkwang University*

Abstract

The purpose of this study was to evaluate polymerization of TheraCal LC, one of the tricalcium silicate cements. To measure the Vickers hardness number (VHN), the specimens were cured at different light curing time and distance.

As a result, the VHN of the upper surface was significantly higher than the lower surface's in all groups ($p < 0.05$). The VHN of the lower surface was increased significantly with the increase of the light curing time in all distance ($p < 0.05$). When the distance was more than 4.0 mm at all light curing time, the VHN of lower surface was significantly decreased ($p < 0.05$). When the specimen was light cured for 20 seconds, the VHN of the lower surface did not exceed 2, which corresponds to 10% of the upper surface's.

These results suggested that the 20 second light curing time was not sufficient to polymerize the lower surface under specific conditions and that light-curing time should be increased.

Key words : Polymerization, Vickers hardness, Tricalcium silicate cement

Ⅰ. 서 론

직접 치수복조술은 노출된 치수의 생활력을 유지하고, 치유를 증진시키며 유해 자극으로부터 치수를 보호하기 위해 시행되는 치료이다[1]. 전통적으로 직접 치수복조와 간접 치수복조에 사용된 재료는 수산화칼슘이었으나 재료 자체의 높은 용해성과 치아 파절의 유발과 같은 단점으로 그 사용이 줄어들고 있다[2-5].

이 후 ProRoot MTA (Dentsply, Tulsa, OK, USA)가 개발되었으며, 높은 생체 친화성, 우수한 기계적 특성, 석회화 조직 유도와 같은 많은 장점으로 임상적으로 폭넓게 사용되어 왔다. 하지만 조작의 어려움, 긴 경화시간 그리고 치아의 변색 유발과 같은 단점이 있어 이를 극복하기 위해서 새로운 tricalcium silicate cement가 개발되고 있다[6-8].

TheraCal LC (Bisco Inc, Schamburg, IL, USA)는 경화 시간을 단축하기 위해서 포틀랜드 시멘트 Ⅲ형(Portland cement)에 레진 단량체인 Bis-GMA와 방사선 불투과성을 위해 Barium Zirconate를 첨가한 광중합형 tricalcium silicate cement이다. TheraCal LC는 단일 페이스트 형태로 혼합이 필요 없고 광중합을 통해 즉시 중합할 수 있어 사용이 간편하다. 또한, 중합 후 높은 농도의 칼슘 이온을 방출하며, 복합 레진과 접착할 수 있어 미세누출을 감소시킬 수 있는 장점 때문에 임상적 사용이 점점 증가하고 있다[9].

우수한 생체적합성은 성공적인 치수복조술을 위한 필수적인

Corresponding author : Jiyoung Ra
Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University, 895 Muwang-ro, Iksan, Jeollabuk-do, 54538, Korea
Tel: +82-63-850-6633 / Fax: +82-63-858-2957 / E-mail: pedojy@wku.ac.kr
Received July 1, 2019 / Revised September 11, 2019 / Accepted August 22, 2019

재료의 특성이라고 할 수 있다[2]. TheraCal LC 또한 개발된 이후로 치수복조제로서의 적합성을 평가하기 위해서 생체친화성에 대한 연구가 진행되어왔다. 성견의 치아를 대상으로 시행한 연구에서 TheraCal LC는 레진 단량체가 포함되지 않은 tricalcium silicate cement에 비해 염증 수준이 유의성 있게 높았다[10]. 교정적으로 발거가 예정된 정상 치아에서 시행된 직접 치수복조술의 반응 비교 연구에서 TheraCal LC는 Biodentine (Septodont, Saint Maur-des-Fosses, France)보다 높은 염증 수준을 보였다[11-13].

TheraCal LC가 다른 tricalcium silicate cement보다 상대적으로 높은 세포독성을 보이는 이유는 레진 단량체를 포함하기 때문이다. 중합되지 않은 Methacrylate 레진들은 세포막의 투과성을 증가시키며, TheraCal LC에 포함된 Bis-GMA는 인지질 이중층에 이상을 일으키고 세포대사를 방해하여 세포독성을 나타낸다고 알려져 있다[14]. 단량체들은 상아질을 투과하여 치수에 도달할 수 있기 때문에 중합이 부족한 경우 간접 치수복조술에서도 염증을 유발할 수 있다[15].

미반응 단량체를 줄이기 위한 충분한 중합은 필수적이라고 할 수 있으며, 제조사는 TheraCal LC를 1.0 mm 도포 후 LED 광중합기를 이용해 20초간 광조사할 것을 권장하고 있다. 하지만 깊은 와동에 TheraCal LC를 적용한 경우에 대한 광중합의 프로토콜을 제공하지 않고 있고, 중합 거리의 증가가 TheraCal LC의 중합도에 미치는 영향에 대한 연구가 부족한 실정이다.

이에 이 연구는 다양한 깊이의 와동에서 TheraCal LC가 제조사가 권장한 20초간의 광중합을 통해 충분히 중합될 수 있는지를 평가하고, 중합시간의 증가에 따른 중합도의 변화를 평가하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

이 연구에 사용한 광중합형 치수복조제인 TheraCal LC의 성분에 대해서 Table 1에 나타내었다.

광중합을 위해서 2세대 LED 광중합기 Elipar™ DeepCure-S (3M ESPE, St Paul, MN, USA)를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 시편 제작

광중합 시간(20초, 40초, 60초)과 광중합기의 팁과 재료 표면사이의 거리(0 mm, 2.0 mm, 4.0 mm, 6.0 mm)에 따라서 총 12군으로 나누었으며, 각 군마다 10개의 시편을 제작하였다(Table 2).

직경 4.0 mm, 두께 1.0 mm의 시편을 만들기 위한 정사각형의 금속 주형을 제작하였다(Fig. 1A). 광중합기의 팁과 재료 표면사이의 거리를 조절하기 위해 직경이 10.0 mm, 높이가 각각 2.0 mm, 4.0 mm, 6.0 mm인 금속 원기둥을 사용하였다(Fig. 1B).

정사각형의 금속 주형을 흰색 배경 및 0.15 mm 두께의 투명한 커버글라스 상방에 놓고 TheraCal LC를 주입한 후, 그 위에 0.15 mm의 커버글라스를 덮었다. 중합거리가 0 mm인 군은 광중합기의 팁을 커버글라스에 밀착하여 광조사를 하였고(Fig. 2A), 나머지 군은 커버글라스 위에 준비된 금속 원기둥을 올린 후 그 위에서 설정한 중합시간에 따라 광조사를 시행하였다(Fig. 2B).

Table 1. Composition of the light-cured pulp-capping agent

Product (Company)	Component	Proportion (%)	pH
TheraCal LC (Bisco Inc., Schamburg, IL, USA)	Calcium silicate paticles(type Ⅲ Portland cement)	30 - 50	10 - 11
	Bis-GMA	5 - 10	
	Barium Zirconate	1 - 5	

Bis-GMA - bisphenol A glycidyl methacrylate

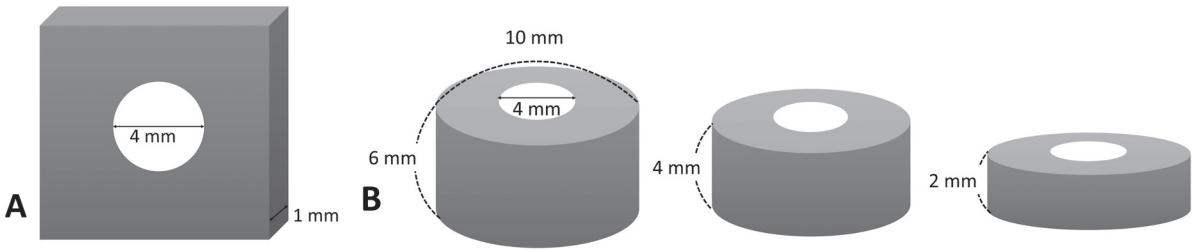

Fig. 1. (A) Metal mold and (B) metal cylinder that used in this study.

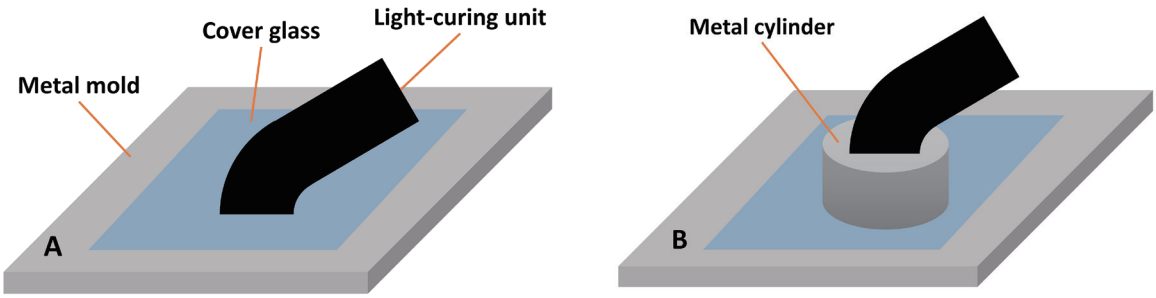

Fig. 2. Light-curing method of specimen. (A) Method of light-curing specimens with distance of 0 mm. (B) Method of light-curing specimens with a distance of 2.0 mm or more.

Table 2. Mean value of the Vickers hardness number of the upper and lower surface of each groups

Group (n = 10)	Curing time (sec)	Distance (mm)	Upper		Lower		
			Mean (Hv)	SD	Mean (Hv)	SD	*p* value
Group I	20	0	21.27	0.54	1.32	0.25	0.001
Group II	20	2	21.25	0.84	1.83	0.38	0.001
Group III	20	4	19.95	0.41	0.94	0.18	0.001
Group IV	20	6	20.08	0.92	0.52	0.03	0.001
Group V	40	0	21.25	0.74	11.58	0.64	0.001
Group VI	40	2	21.46	0.31	11.55	1.17	0.001
Group VII	40	4	21.06	0.49	7.52	0.46	0.001
Group VIII	40	6	21.19	0.48	2.87	0.14	0.001
Group IX	60	0	21.12	0.39	17.88	0.70	0.001
Group X	60	2	21.77	0.24	16.13	0.49	0.001
Group XI	60	4	21.31	0.48	14.25	0.88	0.001
Group XII	60	6	21.53	0.29	7.46	0.40	0.001

p value from Mann-Whitney test
SD = standard deviation

2) 표면 미세경도 측정

중합된 시편들을 어둡고 건조한 밀폐용기에 넣고, 상온에서 24시간 보관하였다. 시편의 표면을 연마하지 않았으며, Vickers diamond indenter가 부착된 미세경도측정기(MXT 70-UL, Matsuzawa, Japan)를 이용하여 상면과 하면 순서로 비커스 경도 값을 측정하였다. 100.0 g의 하중 및 10초 동안 적용하여 다이아몬드 모양의 압흔을 만들고 400배율로 대각선 길이를 계측하여 Vickers hardness number (VHN)를 산출하였다. 시편의 가장자리로부터 적어도 1.0 mm 이상 떨어진 곳에 3회 측정한 후 평균값을 구하였다.

3) 통계분석

각 군의 상면과 하면 사이에 VHN의 차이의 유의성을 확인하기 위해서 Mann-Whitney test를 시행하였다. 중합시간과 중합거리가 시편의 VHN에 미치는 영향을 각각 평가하기 위해서 Kruskal-Wallis test를 사용하였고, 사후 검정을 위하여 Mann-Whitney test를 시행하였다. 시간 변화에 따른 비교 시 Bonferroni 방법에 의해 보정된 유의수준 0.017로, 거리 변화에 따른 비교 시 유의수준 0.012에서 분석하였다. 통계 분석을 위해서 윈도우용 SPSS 18.0(IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하였다.

Ⅲ. 연구 성적

중합된 시편의 평균 VHN과 표준편차, 분산분석 결과를 Table 2에 나타내었다.

연구 결과 모든 군에서 상면의 VHN이 하면의 VHN보다 유의성 있게 크게 나타났다(Table 2, $p < 0.05$). 특히, 20초간 광중합을 시행하였을 때 상면의 VHN은 19 - 21인 반면 VHN은 2를 넘지 못하였다.

중합시간의 변화에 따른 상면과 하면의 VHN의 변화를 Table 3에 나타내었다. 중합거리가 4.0 mm 이상인 군에서 상면의 VHN은 중합시간의 증가에 따라서 유의하게 증가하였다(Table 3, $p < 0.05$). 하면의 경우 모든 중합거리에서 중합시간이 증가함에 따라 VHN이 유의하게 증가했다(Table 3, $p < 0.05$).

중합거리의 변화에 따른 상면과 하면의 VHN의 변화를 Table 4에 나타내었다. 중합거리를 증가시켰을 때, 상면은 중합시간이 20초이고 중합거리가 4.0 mm 이상인 군에서 VHN이 유의성 있게 감소하였다(Table 4, $p < 0.05$). 하면의 경우 모든 중합시간에서 중합거리가 4.0 mm 이상이 되었을 때 VHN이 유의성 있게 감소하였다(Table 4, $p < 0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

이 연구는 광중합 시간과 거리의 변화가 TheraCal LC의 중합도에 미치는 영향을 간접적으로 평가하기 위해서 중합거리와 광조사 시간을 달리해 제작한 시편의 비커스 경도 값을 상하면에서 측정해 비교 분석하였다.

이 연구는 제1대구치의 형태에 대한 Allen[16]과 Khojastepour 등[17]의 연구를 바탕으로 교두정에서 치수까지의 거리의 평균값인 6.0 mm를 최대 중합 거리로 산정하였다. 이를 기반으로 하여 재료 표면과 광중합기의 팁 사이의 거리를 0 mm, 2.0 mm, 4.0 mm 그리고 6.0 mm로 정하여 깊은 와동에서 TheraCal LC의

Table 3. Mean value of Vickers hardness number with increasing light-curing time

Distance		Curing time			
		20	40	60	*p* value
0 mm	upper	21.27 ± 0.54[a]	21.25 ± 0.74[a]	21.12 ± 0.39[a]	0.433
	lower	1.32 ± 0.25[a]	11.58 ± 0.64[b]	17.88 ± 0.70[c]	0.001
2 mm	upper	21.25 ± 0.84[a]	21.46 ± 0.31[a]	21.77 ± 0.24[a]	0.110
	lower	1.83 ± 0.38[a]	11.55 ± 1.17[b]	16.13 ± 0.49[c]	0.001
4 mm	upper	19.95 ± 0.41[a]	21.06 ± 0.49[b]	21.31 ± 0.48[b]	0.001
	lower	0.94 ± 0.18[a]	7.52 ± 0.46[b]	14.25 ± 0.88[c]	0.001
6 mm	upper	20.08 ± 0.92[a]	21.19 ± 0.48[b]	21.53 ± 0.29[b]	0.002
	lower	0.52 ± 0.03[a]	2.87 ± 0.14[b]	7.46 ± 0.40[c]	0.001

p value from Kruskal-Wallis test
Mean ± SD
SD = standard deviation
a, b, c : When comparing within rows, different letters indicate significant differences by Mann-Whitney test as post-hoc test.

Table 4. Mean value of Vickers hardness number with increasing distance from upper surface to tip of light-curing unit

Curing time		Distance				
		0 mm	2 mm	4 mm	6 mm	*p* value
20 sec	upper	21.27 ± 0.54[A]	21.25 ± 0.84[A]	19.95 ± 0.41[B]	20.08 ± 0.92[B]	0.001
	lower	1.32 ± 0.25[A]	1.83 ± 0.38[B]	0.94 ± 0.18[C]	0.52 ± 0.03[D]	0.001
40 sec	upper	21.25 ± 0.74[A]	21.46 ± 0.31[A]	21.06 ± 0.49[A]	21.19 ± 0.48[A]	0.305
	lower	11.58 ± 0.64[A]	11.55 ± 1.17[A]	7.52 ± 0.46[B]	2.87 ± 0.14[C]	0.001
60 sec	upper	21.12 ± 0.39[A]	21.77 ± 0.24[B]	21.31 ± 0.48[A]	21.53 ± 0.29[A]	0.005
	lower	17.88 ± 0.70[A]	16.13 ± 0.49[B]	14.25 ± 0.88[C]	7.46 ± 0.40[D]	0.001

p value from Kruskal-Wallis test
Mean ± SD
SD = standard deviation
A, B, C, D : When comparing within rows, different letters indicate significant differences by Mann-Whitney test as post-hoc test.

적용을 재현하였다.

시편 상면과 하면의 VHN을 측정한 결과 모든 군에서 상면이 하면보다 높았다. Table 3과 4를 통해 알 수 있듯이 상면의 비커스 경도 값은 중합거리와 중합시간의 변화에 따라서 일부 군에서 유의성 있는 차이가 나타났지만, 그 값의 차이는 약 1 정도로 작았다. 미세경도와 중합도의 상관관계에 대한 연구는 중합도의 변화량이 미세경도의 변화량의 절반 수준이었다고 보고하였으며[18], 이를 통해서 상면에서 나타나는 VHN의 차이보다 중합도의 차이는 더 작았다고 판단할 수 있었다. 즉, 중합거리와 중합시간은 시편 상면의 중합에 큰 영향을 주지 않았으며, 제조사에서 권장한 20초의 시간으로 시편의 상면을 충분히 중합할 수 있었다.

일반적으로 빛의 광도는 재료와 광중합기의 팁 사이의 거리의 제곱에 반비례한다고 알려져 있다[19]. 이러한 원리에 의한다면 광중합기의 팁과 재료 사이의 거리의 증가는 중합에 상당한 악영향을 미칠 것이다. 하지만 중합률에 대한 중합거리의 효과 연구에 의하면, 치과용 광중합기는 이 원리를 따르지 않으며 중합거리가 1 cm을 넘지 않을 경우 광도의 감소가 크지 않다고 보고하였다[20]. 최근 개발되고 있는 광중합기 또한 이러한 단점을 극복하는 방향으로 나가고 있으며, LED 광중합기의 광원에 대한 연구에서 Elipar™ Deepcure-S가 높은 광도의 빛을 먼 거리까지 균일한 형태로 방출하는 것이 연구 결과 나타났다[21]. 따라서 중합거리의 증가에도 표층에 도달하는 빛의 광도가 TheraCal LC의 상면을 중합하기에 충분했다고 할 수 있었다.

모든 군에서 하면의 VHN은 상면에 비해서 유의성 있게 낮게 나타났으며, 중합거리와 중합시간에 따라서 VHN이 크게 변하였다. 특히 제조사에서 권장한 20초간의 중합을 시행한 Ⅰ - Ⅳ군의 VHN은 2를 넘지 못했으며, 이는 상면의 VHN의 10%를 넘지 못하는 수준이었다. 중합도와 미세경도 사이에는 양의 상관관계를 갖기 때문에 20초간 광중합을 시행한 시편 하면의 중합도는 상대적으로 낮다고 할 수 있었다[18]. 따라서 직접 치수와 접촉하거나 얇은 상아질 상방에 위치하는 하면에서 방출되는 미반응 단량체의 양이 증가하게 되며, 이를 해결하기 위해서 중합도를 높일 방안이 필요할 것으로 생각된다.

높은 중합도를 얻기 위해서 적절한 빛의 광도, 파장 그리고 중합시간은 필수적 요소로 여겨지고 있다[22]. Uhl 등[23]은 이 중에서 중합도에 가장 큰 영향을 미치는 요소로 중합시간을 뽑았으며, 제조사에서 권장하는 중합시간이 충분하지 않을 수 있다고 보고했다. 이 연구의 결과를 보면, 중합시간의 증가에 따라 하면의 VHN이 유의성 있게 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 모든 중합거리에서 1.0 mm 두께의 시편을 충분히 중합하기 위해서 제조사에서 권장하는 광중합 시간보다 시간을 증가시킬 필요가 있다고 생각된다.

충분한 광도에서 광조사 시간을 증가시키는 것은 일반적으로 재료의 두께가 증가하였을 때 중합도를 높이기 위해서 사용할 수 있는 방법 중 하나이다[24]. 하지만 Atmadja와 Bryant[25]는 광조사 시간을 증가시키는 것은 광기시제를 지속적으로 활성화시켜 중합을 지속적으로 일으킬 수 있으나 그 효과가 상면에 집중되는 경향이 있다고 하였으며, 이를 극복하기 위해서 광조사 시간을 증가시키는 것보다 중합 재료의 두께를 감소시키는 것이 중합도를 높일 수 있는 효율적인 방법이 될 수 있다고 보고하였다. 이 연구에서도 중합시간이 증가하였을 때 모든 하면의 VHN은 유의하게 증가하여 중합시간의 증가 효과가 하면까지 전해지는 것을 알 수 있었으나, 60초간 중합을 시행한 경우에도 상면에 비해 하면의 VHN이 유의하게 낮았다. 따라서 재료를 통과하면서 빛이 산란되고 흡수되는 과정을 줄여 중합시간의 증가 효과를 더욱 높일 수 있게 도포 두께를 줄이는 것을 고려할 필요가 있다고 생각되었다.

빛이 재료를 통해서 진행하는 과정은 재료의 두께, 입자의 크기와 양, 재료의 색상 그리고 와동의 형태 등에 의해서 영향을 받기 때문에 광중합 시 빛의 광도는 중합되는 재료의 특성에 영향을 받을 수 있다[25]. TheraCal LC는 복합레진과 달리 포틀랜드 시멘트 Ⅲ형을 주성분으로 하는 불투명한 흰색의 유동성 재료이며, 포틀랜드 시멘트의 일정하지 않은 입자의 크기와 재료의 불투명도는 빛이 통과하는 과정에 불리한 환경을 줄 수 있다. 이는 모든 시편 상면의 VHN이 하면보다 유의하게 큰 원인 중 한 가지가 될 수 있고, 중합도를 높이기 위해서 도포 두께를 감소시키는 방법의 또 다른 근거가 될 수 있다.

결과 값 중에서, Ⅳ군의 상면이 Ⅲ군의 상면보다 VHN이 약 0.13정도 크게 나타났다. 이러한 상면의 작은 VHN의 차이는 시편 제작 과정에서 생기는 오차에서 기인할 수 있다. 시편 중합 시 와동 깊이를 재현하기 위해 사용된 금속 원기둥은 커버 글라스 상방에 위치시켰다. 광중합 과정에서 금속 원기둥이 움직일 수 있어 이로 인해 오차가 발생했을 가능성이 있다. 또한 60초 동안 광중합을 시행한 Ⅸ - Ⅻ군에서 중합거리가 0 mm인 Ⅸ군의 상면의 VHN이 가장 낮았고 2.0 mm인 Ⅹ군은 다른 군보다 유의하게 컸다. 이 연구에 사용한 Elipar™ DeepCure-S는 팁의 중심에서 밖으로 갈수록 광도가 조금씩 낮아진다[26]. 금속 원기둥의 직경은 광중합기의 팁과 유사하기 때문에 금속 원기둥이 없는 경우보다 팁을 시편의 중앙에 위치시킬 수 있다. 이로 인해 높은 광도의 빛을 조사할 수 있고, 이는 Ⅹ군에서 VHN이 유의하게 높았던 원인이 될 수 있다고 생각된다. 마지막으로 Ⅱ군의 하면이 Ⅰ군의 하면보다 높은 VHN을 보였다. 하면의 경도 차이의 정확한 원인은 알 수 없으나, VHN이 2이하인 경우 현미경 상에 압흔의 경계가 명확하지 않았기 때문으로 생각된다.

미반응 단량체는 독성을 나타내지 않는 농도에서도 dentin sialoprotein과 osteonectin의 분비억제 및 소포체 내 이들의 축적을 억제할 수 있다고 알려져 있다[27]. 따라서 광중합형 치수복조제의 중합도를 가능한 높일 필요가 있으며, 이를 위한 이상적인 광중합 시간은 상하면의 VHN이 유의한 차이를 보이지 않을 때 일 것이다. 하지만 2세대 LED 광중합기는 치수강내 온도를 증가시키며, 중합거리가 4.0 mm이하일 때 온도 상승은 더 크게 일어나게 된다[28]. 위의 사항들과 연구 결과를 고려하였을 때, 중합거리가 0 - 4.0 mm인 경우 60초의 광중합과 각 중합 사이 휴식이 필요하다고 생각된다. 그리고 중합거리가 6.0 mm의 경우에는 도포 두께의 감소와 60초의 광중합이 필요할 것으로 생각된다.

레진 기반 재료의 중합도를 평가하는 방법에는 미반응 단량체의 측정, 적외선 분광법과 같은 직접적인 방법과 미세경도, 미세누출을 측정하는 간접적인 방법이 있다[29,30]. 이 연구에서도 시편의 비커스 경도 값을 측정하여 간접적으로 중합도를 비교 분석하였다. 하지만 간접적인 방법은 상대적인 비교만 가능하기 때문에 객관적인 중합도의 수치를 얻을 수 있는 직접법을 통한 평가가 추가적 연구에서 시행될 필요가 있다.

이 연구의 조건은 실제 임상 환경과는 다른 한계를 갖는다. 연구에 사용된 주형은 2009년 발표된 ISO 4049[31]에 기초하여 제작하였다. 하지만 실제 임상에서는 금속이 아닌 치아에 적용되며 그 와동의 크기도 다양하기 때문에 이 연구 결과와 다른 양상을 보일 수 있다. 주형의 재료와 직경의 크기가 중합도에 미치는 영향에 대한 연구에서 재료와 직경에 따라 중합도의 유의한 변화를 관찰했다[32]. 따라서 향후 연구에서는 와동의 크기와 주형에 따른 중합도의 차이에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 다양한 깊이의 와동에서 제조사가 권장한 20초간의 광중합 시간이 TheraCal LC의 중합에 충분한지를 확인하기 위해 시편을 제작하고 비커스 경도를 측정하였다. 그 결과, 이 연구 조건하에서 20초의 광중합이 모든 와동 깊이에서 1.0 mm 두께의 시편을 중합하기 충분하지 않음을 알 수 있었다.

따라서 광중합 시간의 증가를 통해서 TheraCal LC의 불충분한 중합을 예방하여야 하며, 도포 두께의 감소와 높은 광도의 광중합기의 사용을 고려해야 할 것이다.

References

1. Hilton TJ : Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Oper Dent*, 34:615-625, 2009.
2. Andersen M, Lund A, Andreasen JO, Andreasen FM, *et al*. : In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Endod Dent Traumatol*, 8:104-108, 1992.
3. Cox CF, Sübay RK, Suzuki SH, *et al*. : Tunnel defects in dentin bridge: their formation following direct pulp capping. *Oper Dent*, 21:4-11, 1996.
4. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC : Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol,* 18:134-137, 2002.
5. Tray MJ : Pulp protection under restorations-do you need a liner? *Austra Endod J*, 24:104-108, 1998.
6. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E : Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*, 21:731-738, 2005.
7. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR : Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21:349-353, 1995.
8. Camilleri J : Color stabillity of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod*, 40:436-440, 2014.
9. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C : Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J*, 45:571-579, 2012.
10. Lee H, Shin Y, Song JS, *et al*. : Comparative study of pulpal response to pulpotomy with ProRoot MTA, Retro MTA, and TheraCal in dog's teeth. *J Endod*, 41:1317-1324, 2015.
11. Bortoluzzi EA, Niu LN, Tay FR, *et al*. : Cytotoxicity and osteogenic potential of silicate calcium cements as potential protective materials for pulpal revascularization. *Dent Mater*, 31:1510-1522, 2015.
12. Bakhtiar H, Nekoofar MH, About I, *et al*. : Human pulp responses to partial pulpotomy treatment with TheraCal as compared with Biodentine and ProRoot MTA: a clinical trial. *J Endod*, 43:1786-1791, 2017.
13. Gopika GJ, Ramarao S, Vezhavendhan N, *et al*. : Histological evaluation of human pulp capped with light-cured calcium based cements: a randomized controlled clinical trial. *Int J Sci Rep*, 3:120-127, 2017.
14. Fujisawa S, Kadoma Y, Komoda Y : Changes in 1H-NMR chemical shifts of Bis-GMA and its related methacrylates induced by their interaction with phosphatidylcholine/cholesterol liposomes. *Dent Mater J*, 10:121-127, 1991.

15. Gerzian TM, Hume WR : Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *J Dent*, 24:125-128, 1996.
16. Deutsch AS, Musikant BL : Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *J Endod*, 30:388-390, 2004.
17. Khojastepour L, Rahimizadeh N, Khayat A : Morphologic measurments of anatomic landmarks in pulp chambers of human first molars: a study of bitewing radiographs. *Iran Endod J*, 2:147-151, 2008.
18. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM : Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 29:689-704, 2004.
19. Phillips RW : Skinner's science of dental materials, 8th ed. Philadelphia, Saunders, 230, 1982.
20. Rueggeberg FA, Jordan DM : Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont,* 6:364-370, 1993.
21. Shimokawa CAK, Turbino ML, Price RB, *et al*. : Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composite. *Dent Mater*, 34:1211-1221, 2018.
22. Tate WH, Porter KH, Dosch RO : Successful photocuring: don't restore without it. *Oper Dent*, 24:109-114, 1999.
23. Uhl A, Mills RW, Jandt KD : Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 24:1787-1795, 2003.
24. Ota K, Kopel HM, Thanos CE, *et al*. : Effect of light exposure time on the depth of curing in various composite resin system. *Pediatr Dent*, 7:19-22, 1985.
25. Atmadja G, Bryant RW : Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J*, 35:213-218, 1990.
26. Shimokawa CA, Turbino ML, Price RB, *et al*. : Light output from six battery operated dental curing lights. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 69:1036-1042, 2016.
27. Diamanti E, Mathieu S, About I, *et al*. : Endoplasmic reticulum stress and mineralization inhibition mechanism by the resinous monomer HEMA. *Int Endod J*, 46:160-168, 2013.
28. Mahant RH, Chokshi S, Mahant P, *et al*. : Comparison of the amount of temperature rise in the pulp chamber of teeth with QTH, second and third generation LED light curign units: an in vitro study. *J Lasers Med Sci*, 7:184-191, 2016.
29. Torno V, Soares P, Veira S, *et al*. : Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 85:166-171, 2008.
30. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS : Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devies. *Dent Mater*, 17:309-315, 2001.
31. International Organization for Standardization. ISO 4049: 2009 (E) Polymer-based restorative materials: depth of cure, class 2.
32. AlShaafi MM, AlQussier A, AlQahtani MQ, Price RB : Effect of mold type and diameter on the depth of cure of three resin-based composites. *Oper Dent*, 43:520-529, 2018.

국문초록

광중합 시간과 거리의 변화에 따른 TheraCal LC의 중합도 평가

배상용[1] 전공의 • 이제우[2] 교수 • 라지영[2] 교수

[1] 원광대학교 치과대학 소아치과학교실
[2] 원광대학교 치과대학 소아치과학교실 및 치의학교육연구센터

이 연구의 목적은 tricalcium silicate cement 중 하나인 TheraCal LC의 광중합 시간과 거리에 따른 중합도를 평가하는 것이었다. 금속 주형을 이용해 시편을 제작하여 Vickers hardness number (VHN)를 측정하였으며, 중합시간과 조사시간에 따른 시편의 미세경도 값을 비교 분석하였다.

그 결과, 모든 군에서 상면의 VHN이 하면의 VHN보다 유의성 있게 컸다($p < 0.05$). 하면의 VHN은 모든 중합거리에서 중합시간이 증가함에 따라 유의하게 증가하였고($p < 0.05$), 중합시간이 일정하고 중합거리가 4.0 mm 이상이 되었을 때 유의하게 감소하였다($p < 0.05$). 또한 시편을 20초간 중합한 경우 하면의 VHN은 2를 넘지 못했으며 이는 상면의 10%에 해당하였다.

이 연구 결과에 의하면, 모든 중합거리에서 TheraCal LC 시편의 하면까지 중합하기에 20초의 광중합 시간은 충분하지 않았으며, 중합도를 높이기 위해서 중합시간의 증가와 도포 두께의 감소를 고려해볼 필요가 있다.