

# Cam Karbomerlerin Polimerizasyonundaki Sıcaklık Değişimlerinin Termografik Ölçümü

## Thermographic Measurement Of Temperature Rise Induced During Glass Carbomer Polymerization

### ÖZ

Bu in vitro çalışmanın amacı, cam karbomer (CK) ve rezin modifiye cam iyonomer simanların (RMCIS) LED ışık cihazıyla polimerizasyonu sırasında pulpa odası ve restorasyon yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışını ölçmektir.

20 adet çürüksüz ve daha önceden restore edilmemiş üçüncü büyük azı dişlere distal slot kavite açıldı. Grup 1 rezin modifiye cam iyonomer simanla (Fuji II LC, GC Corp, Leuven, Belçika), Grup 2 cam karbomerle (Glass Carbomer, GCP Dental, Vianen, Hollanda) restore edildi. Üretici firmaların talimatları doğrultusunda Grup 1 20 sn, Grup 2 80 sn 1,200 mW/cm<sup>2</sup> gücünde LED ışık cihazıyla (VALO LED, Ultradent, South Jordan, ABD) polimerizasyonu sağlanmıştır. Yüksek çözünürlüklü infrared termal kamera (Testo 865, Testo Limited, Hampshire, İngiltere) ile anlık görüntüler alınmıştır. Son saniyedeki görüntü özel bir yazılımla (IRSoft v4.3, Testo SE, Lenzkirch, Almanya) değerlendirilmiştir.

Infrared kamera ile oda sıcaklığı 26°C olarak ölçülmüştür. Tüm bölgelerde, CK daha yüksek değerler göstermiştir. Restorasyon yüzeyinde CK 19,1±0,68°C sıcaklık artışı gösterirken RMCIS 13,53±1,96°C değerlerinde bir artış göstermiştir. Pulpa odasında ise CK 7,9±0,9°C, RMCIS 4,33±1,23°C sıcaklık artışı göstermişlerdir.

Bu çalışmanın koşulları altında, cam karbomerin pulpa odasının sıcaklığını önemli derecede yükselttiği görülmüştür. Bu sıcaklık artışı sonucunda pulpada hasar meydana gelebilir.

**Anahtar sözcükler:** Cam karbomer, cam iyonomer siman, infrared termal kamera, termografik ölçüm.

### ABSTRACT

The purpose of this in vitro study was to measure the pulp chamber and restoration surface temperature increase induced during glass carbomer (CK) and resin modified glass ionomer cement (RMCIS) polymerization with a LED-light-curing-unit.

Twenty caries and restoration-free human third molars were prepared with distal slot preparations and were filled either with a resin modified glass ionomer cement (Fuji II LC, GC Corp, Leuven, Belgium)(Group 1); a glass carbomer cement ( Glass Carbomer, (GCP Dental, Vianen, The Netherlands))(Group 2). Group 1 were cured with a LED-light-cure (VALO LED, Ultradent, South Jordan, USA) with an intensity of 1,200 mW/cm<sup>2</sup> for 20 seconds. But Group 2 cured for 80 seconds according to the manufacturer's directions using same curing unit. In the last seconds of

Mustafa Düzyol<sup>1</sup>

ORCID: 0000-0002-8438-1423

Zeynep Merve

Özdemir<sup>2</sup>

ORCID: 0000-0002-1106-2050

Sevim Atılan Yavuz<sup>2</sup>

ORCID: 0000-0003-1123-5115

Esra Düzyol<sup>3</sup>

ORCID: 0000-0002-5674-6990

1- İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, TÜRKİYE

2- Gaziantep Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gaziantep, TÜRKİYE

3- İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, İstanbul, TÜRKİYE



Geliş tarihi / Received: 24.02.2020

Kabul tarihi / Accepted: 12.06.2020

DOI: 10.21306/jids.2018.123

### İletişim Adresi/Corresponding Adress:

Mustafa DÜZYOL

İstanbul Medeniyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

E-posta/e-mail: mustfadzyol@gmail.com

polymerization, photos of evaluation were taken with an high-resolution infrared camera (Testo 865, Testo Limited, Hampshire, UK). Photos analyzed with software (IRSoft v4.3, Testo SE, Lenzkirch, Germany) and the values of the room, restoration surface and pulp chamber temperature were recorded.

Room temperature was recorded 26°C with infrared camera during study. In both regions, CK showed statistically significantly higher temperature increase than RMCIS ( $p < 0.05$ ). On the restoration surfaces, CK was  $19,1^{\circ}\text{C} \pm 0,68^{\circ}\text{C}$  and RMCIS was  $13,53^{\circ}\text{C} \pm 1,96^{\circ}\text{C}$ . The effect of CK and RMCIS polymeriaztion on pulpal chamber temprature increase were  $7,9^{\circ}\text{C} \pm 0,9^{\circ}\text{C}$  and  $4,33^{\circ}\text{C} \pm 1,23^{\circ}\text{C}$  respectively.

The range of temperature rise measured in this study (mean  $7,9^{\circ}\text{C} \pm 0,9^{\circ}\text{C}$ ) would suggest that the pulp may be endangered by the temperature rise which occurs during glass carbomer polymerization in vivo.

**Key words:** Glass carbomer, glass ionomer cement, infrared thermal camera, thermographic measurement.

## GİRİŞ

Restoratif materyal ve tekniklerdeki gelişmeler estetik restorasyonlara olan talebin artmasıyla birlikte rezin modifiye cam iyonmer siman (RMCİS), poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer) ve self-adeziv kompozitler dahil olmak üzere çok çeşitli dental malzemelerin kullanılmasına yol açmıştır. Bu malzemeler değişken oranlarda rezin matriks içerirler. Mükemmel bir restoratif materyal dentin ve mine yapısına yapışabilmelidir.

Cam iyonmer siman (CİS) biyouyumludur, Ayrıca, flor salınmasından sonucu antikaryojenik özelliklere sahiptir ve rezinlere göre neme daha az duyarlılık gösterir (1). Ancak sertleşmenin tamamlanabilmesi için uzun süre çalışabilirlik, kaviteye uygulamada zorluk, sertleşme ve polisaj işleminin erken aşamalarında dehidrasyon, zayıf bitirme ve parlatma işlemi, bununla birlikte bitim yüzeyinin pürüzlülüğü gibi dezavantajlara sahiptir (2). Bu özelliklerin eksikliği ve mevcut tüm malzemelerin olumlu ve olumsuz özelliklerinin varlığı yenilikçi malzemelerin araştırılmasına yol açmıştır.

Cam karbomer siman (CK) yeni nesil monomer içermeyen bir restoratif materyaldir. Geleneksel CİS'a benzer cam ve poliakrilik asit likiti içerir, ayrıca nano boyutta florapatit ve hidroksiapatit bulundurur (3). Cam karbomerin klinik uygulaması, geleneksel cam iyonmer simaninkine benzer aşamalar içermektedir. Ancak sertleşme reaksiyonu sırasında ısı uygulaması (60 derece, 60 sn) önerilir. Işıkla sertleştirme öncesi, bir yüzey koruyucunun uygulanması da cam karbomer simanın fiziksel özelliklerini iyileştirebilmektedir (4). Isı uygulamasıyla malzemenin sıkıştırma mukavemetinin arttığı ve klinik sonucun iyileştirildiği bildirilmiştir (4, 5). Ayrıca ısı uygulamasıyla hızlanan sertleşme reaksiyonu nedeniyle hasta başında geçirilen süreyi

kısaltır (5).

Ekzotermik reaksiyon sırasında açığa çıkan ısı, polimerizasyon için mevcut rezin miktarı ve karbon-karbon çift bağlarının dönüşüm derecesi ile orantılı olduğundan bu malzemelerin aynı ışık ünitesi tarafından kürlendiğinde farklı sıcaklık artışları göstermesi beklenebilir. Daha önceki çalışmalar, RMCİS ve kompomerlerin sertleşmesi sırasında ekzotermik sıcaklık artışı meydana geldiğini göstermişlerdir. Bu malzemeler arasındaki maksimum sıcaklık artışındaki değişim rezin içeriğiyle ilişkilendirilebilir (6). Bununla birlikte bu malzemelerin sertleşme reaksiyonları sırasında intrapulpal sıcaklık artışı üzerindeki etkileri bilinmemektedir.

Bu çalışmamızda amaç, infrared termal kamera (IR) kullanılarak rezin modifiye cam iyonmer siman ve cam karbomerlerin sertleşme reaksiyonu sırasında restorasyon yüzeyi ve pulpa odasındaki sıcaklık değişiminin ölçülmesidir. Çalışma sonucunda, pulpadaki sıcaklık artışının her iki restoratif materyal için  $5.5^{\circ}\text{C}$ 'yi aşmaması beklenmektedir.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada, infrared termal kamera (Testo 865, Testo Limited, Hampshire, İngiltere) kullanarak aynı LED ışık kaynağıyla (VALO LED, Ultradent, South Jordan, ABD) polimerize edilen cam karbomer (Glass Carbomer, GCP Dental, Vianen, Hollanda) ve rezin modifiye cam iyonmer restorasyonların (Fuji II LC, GC Corp Leuven, Belçika) bu reaksiyon sırasında yüzeylerinde ve pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişimleri incelendi (Tablo I).

**Tablo I. Kullanılan malzemeler**

Gereç	İçeriği	Üretici
Fuji II LC	<ul style="list-style-type: none"><li>• 2-hidroksietil metakrilat</li><li>• 7,7,9(veta 7,9,9)-trimetil-4,13-diokso-3,14-dioksa-5,12-diazaheksadekan-1,16-dibismetakrilat</li><li>• 2-Hydroxy-1,3 dimetakriloksipropan</li><li>• Tartarik asit</li></ul>	GC Corporation, Tokyo, Japonya
GCP Glass Carbomer	<ul style="list-style-type: none"><li>• Floro-alumina silikat</li><li>• Apatit</li><li>• Polisakkarit</li></ul>	GCP Dental, Vianen, Hollanda

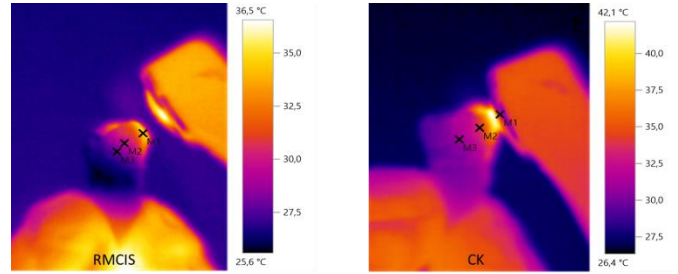
Çürüksüz ve daha önceden kavite açılmamış, üçüncü büyük azı dişler 2 gruba ayrıldı (n=10).

© Grup 1: Fuji II LC + LED ışık cihazı 20 sn polimerizasyon

© Grup 2 : Glass Carbomer + LED ışık cihazı 80 sn polimerizasyon

Dişlerin sadece distal yüzeylerine 4 mm x 4 mm x 4 mm boyutunda slot kaviteleler açıldı. Restoratif materyaller kavitelere yüksek çözünürlüklü infrared termal kamerayla oda sıcaklığı 26°C olarak ölçülen odada üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandıktan sonra 1,200 mW/cm<sup>2</sup> gücünde LED ışık cihazıyla RMCIS grubu ışık cihazının ucu yüzeyden 5 mm uzaktan 20 sn boyunca, CK grubu ışık cihazının ucu yüzeye temas edecek şekilde 80 sn boyunca polimerize edildi. Son saniyelerde termal kamera aracılığı ile anlık görüntüler alındı(Resim I).

Resim I. Termal kamerayla çekilmiş yüksek çözünürlüklü görüntü (RMCIS: Resin Modifiye Cam İyonomer, CK: Cam Karbomer)



Bu görüntüler özel bir bilgisayar programı (IRSoft v4.3, Testo SE, Lenzkirch, Almanya) ile değerlendirildi. Elde edilen sonuçlara iki yönlü ANOVA Tukey's analizi yapıldı (p < 0.05).

## BULGULAR

Tablo II'de restorasyon yüzeyi ve pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin ortalama değerleri her iki grup içinde gösterilmiştir (p < 0.05). CK grubunda sıcaklık artışları hem restorasyon yüzeyinde hemde pulpa odasında daha fazla görülmüştür.(p < 0.05) RMCIS grubunun sıcaklık artışları restorasyon yüzeyinde 13,53±1,96°C, pulpa odasında 4,33±1,23°C olarak ölçülmüştür. CK grubunda ise sıcaklık artışları restorasyon yüzeyinde 19,1±0,68°C, pulpa odasında 7,9±0,9°C olarak ölçülmüştür.

**Tablo II.** Restorasyon yüzeyi ve pulpa odası sıcaklık değişimleri

Gruplar	Gereç	N	Restorasyon Yüzeyi (Ortalama Sıcaklık Artışı $\pm$ Standart Sapma)	Pulpa Odası (Ortalama Sıcaklık Artışı $\pm$ Standart Sapma)
Grup 1	Fuji II LC	1 0	13,53 $\pm$ 1,96°C	4,33 $\pm$ 1,23°C
Grup 2	GCP Glass Carbomer	1 0	19,1 $\pm$ 0,68°C	7,9 $\pm$ 0,9°C

## TARTIŞMA

Dental pulpa oldukça vaskülarize bir dokudur ve kavite hazırlanması ve restoratif prosedürler sırasında yaşayabilirliği tehlikeye girebilir (7). Bu prosedürler pulpa içi sıcaklığı artırabilir ve pulpa dokusuna zarar verebilir (8). Vital pulpayı termal hasardan korumak için, fazla ısı alandan dağıtılmalı veya uzaklaştırılmalıdır. İn vitro çalışmaların en büyük sınırlaması, fazla ıyı pulpa odasından uzaklaştırarak bir soğutucu görevi gören pulpa-kan mikrosirkülasyonunun olmamasıdır. Zach ve Cohen (9) ısının pulpa dokusu üzerindeki etkilerini araştırdılar ve intrapulpal sıcaklıkta 5.5°C'lik bir artışın rhesus makaklarında test edilen dişlerin% 15'inde geri dönüşümsüz pulpitis ile ilişkili olduğunu buldular. İntrapulpal sıcaklık 11.1°C'ye yükseldiğinde, dişlerin % 60'ı nekrotik hale geldi. Bu çalışmada, cam karbomer grubunda pulpa hasarı için tahmini kritik sıcaklık olan 5.5°C'nin üstündeydi.

Restoratif diş hekimliğinde, termal değişiklikler kavite hazırlama, ışıkla sertleştirme, lazer uygulaması, bağlanma ve bağlanmanın bozulması gibi çeşitli yaklaşımlar kullanılarak değerlendirilmiştir (10-13). Pulpa dokusu üzerindeki termal etki, pulpa odası duvarlarındaki mine ve dentinin kalınlığı, dentin tipi ve rezin bazlı restoratif materyal ve ışıkla sertleştirme ünitesi seçimindeki değişikliklere bağlıdır (10, 12, 14, 15).

Kürleme sırasında ışık uygulamasının tipi ve süresi en önemli faktör olarak görünmektedir. Estetik diş

hekimliğinde uygun bir bakış açısı kazanmak için kürleme için kullanılan ışık kaynaklarının özelliklerine ve avantajlarına aşına olunması gerekmektedir (16). Foto-aktivasyon sırasında sıcaklık artışına neden olan önemli faktör ışıkla sertleştirme ünitesinin geliştirdiği ısıdır(16, 17). CK'nın klinik uygulaması geleneksel cam iyonomer simaninkine benzer, ancak sertleşme reaksiyonu sırasında ısı uygulaması önerilir. Isı, cam karbomerin sertleşme reaksiyonu sırasında özel bir ışıkla sertleştirme cihazı ile sağlanabilir.CK üreticileri, bu ürünü ışıkla sertleştirmek için CarboLED (GCP Dental, Vianen, Hollanda) lambasının kullanılmasını önerir ve bu cihazın en iyi sonuçları elde ettiğini iddia eder. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda ısının cam iyonomerleri üzerindeki olumlu etkileri belgelenmiştir (18-20). Sertleşme sırasında daha yüksek sıcaklıkların ayarı ve çalışma sürelerini kısalttığı bulunmuştur (19, 20). Bununla birlikte, CarboLED lambasının kullanımının, pulpa dokusunun sıcaklığını yükselten ve böylece pulpal hasar riskini artıran ekzotermik bir sertleşme reaksiyonu ile sonuçlandığını göstermektedir (21). Çalışmamızda, cam karbomerin sıcaklığı geri dönüşümsüz pulpal hasarı için eşik sıcaklığının üstündeydi.

Yazıcı ve ark. (12) , LED ünitelerinin halojen ünitelerinden daha düşük sıcaklık artışına sebep oldukları için pulpa dokusu yaralanması riskini azalttığını öne sürmüşlerdir. Bu çalışmanın sonuçları plazma-ark ve LED sertleştirme birimlerinin pulpa odasında daha az sıcaklık artışına neden olduğunu göstermektedir; ancak kürlenmiş rezin kompozitlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi de önemlidir (11). Bu nedenlerle, camkarbomerin sertleşme reaksiyonu sırasında iki estetik restoratif materyalin foto polimerizasyonu için 1,200 mW/cm<sup>2</sup> gücünde bir LED halojen sertleştirme ünitesi kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazının gücü 1,400 mW/cm<sup>2</sup> gücüne sahip GCP cam karbomer ürünlerinin fiziksel özelliklerini arttırmak için firma tarafından geliştirilen CarboLED lambadan daha düşüktür. Bu yüzden, üretici firma talimatları doğrultusunda CarboLED'le 60 sn yapılan uygulama, kullandığımız LED ışık cihazında 80 sn olarak ayarlanmıştır.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompomerler, nem hassasiyeti ve erken direnç eksikliği gibi geleneksel restoratif materyallerin problemlerinin üstesinden gelmek için diş yapılarına bağlanma, oklüzal altında yeterli mukavemet gösterme, flor salınımı ve estetik avantajlarını korumak için geliştirilmiştir (22). CK'nın avantajları ve klinik özellikleri göz önüne alındığında, geleneksel restoratif materyaller için son derece uygun bir alternatif gibi



görülmektedir (18). Süt dişlerinin restorasyonunda da özel bir rol oynayabilir.

Dental uygulamalar için ışıkla sertleştirme üniteleri rezin kompozitlerinin, yapıştırıcıların, sızdırmazlık maddelerinin ve rezin simanlarının fotopolimerizasyonunu başlatmak üzere geliştirilmiştir (23, 24). Resin malzemelerinin görünür ışıkla sertleştirilmesine eşlik eden sıcaklık artışına, hem ekzotermik reaksiyon işlemi hem de ışık kaynağından yayılan ısı neden olur. Ek olarak, ışıkla sertleşen birimlerin ışık yoğunluğu, kalan dentin kalınlığının miktarı, restoratif materyallerin bileşimi, ışıkla sertleşen birimler ile malzeme yüzeyi arasındaki mesafe, ışıkla sertleşen birimlerin konumu ve maruz kalma zamanı gibi çeşitli faktörler polimerizasyon işlemi sırasında sıcaklık artış derecesini etkileyebilir (14, 25, 26). Bu faktörler arasında, ışıkla sertleşen birimlerin ışık yoğunluğu, polimerizasyon sırasında intrapulpal sıcaklık artışı için önemli bir faktör olarak ortaya çıkar. Bu çalışmada, üreticilerin talimatlarına göre RMCIS grubunda ışık cihazı belli bir mesafedeyken uygulama yapılmışken CK grubunda cihazın ucu restorasyona temas ettirilmiştir. En yüksek sıcaklık artışı cam karbomer grubunda gözlenmiştir.

## SONUÇ

Cam karbomer restorasyonlar pulpa odasının sıcaklığını kritik değerin üstüne kadar arttırabilmektedir. Kalan dentin kalınlığı ve pulpanın vaskülarizasyonu klinik koşullar altında bu sıcaklık artışını bir miktar azaltabilir. Özellikle kalan dentin kalınlığının ince olduğu derin kavitelerde potansiyel pulpa hasarı riskinin daha yüksek olması beklenmektedir. Bu gibi durumlarda, pulpayı korumanın basit ve oldukça etkili bir yolu, bir siman bazı veya astar malzemesi uygulanması gerekmektedir.

Pulpa hasarına neden olan gerçek kritik sıcaklık tartışmalı olmasına rağmen, pulpa hasarı riskini önlemek için rezin bazlı diş restoratif materyallerinin polimerizasyonu sırasında pulpa sıcaklığındaki artışlar en aza indirilmelidir.

## KAYNAKLAR

1. Cefaly DF, Valarelli FP, Seabra BG, Mondelli RF, Navarro MF. Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer. *Braz Dent J.* 2001;12(3):201-4
2. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent.* 2009;37(2):133-40.
3. Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Moshaverinia A, Glavina D, Lynch E. Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass

ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent.* 2017;118(1):102-7.

4. Cehreli SB, Tiralı RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent.* 2013;7(1):15-21.
5. Gorseta K, Skrinjaric T, Glavina D. The effect of heating and ultrasound on the shear bond strength of glass ionomer cement. *Coll Antropol.* 2012;36(4):1307-12.
6. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent.* 2005;33(7):593-602.
7. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent.* 1995;23(5):267-71.
8. Goodis HE, White JM, Gamm B, Watanabe L. Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dent Mater.* 1990;6(2):99-102.
9. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.
10. Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent.* 2004;29(3):325-32.
11. Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M. Temperature Rise during Primer, Adhesive, and Composite Resin Photopolymerization of a Low-Shrinkage Composite Resin under Caries-Like Dentin Lesions. *ISRN Dent.* 2012;2012:198351.
12. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261-5.
13. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent.* 2004;32(1):35-40.
14. Malkoc S, Uysal T, Usumez S, Isman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(3):379-83.
15. Tosun G, Usumez A, Yondem I, Sener Y. Temperature rise under normal and caries-affected primary tooth dentin disks during polymerization of adhesives and resin-containing dental materials. *Dent Mater J.* 2008;27(3):466-70.
16. Mahant RH, Chokshi S, Vaidya R, Patel P, Vora A, Mahant P. Comparison of the Amount of Temperature Rise in the Pulp Chamber of Teeth Treated With QTH, Second and Third Generation LED Light Curing Units: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(3):184-91.
17. Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic

- V, Kew P. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(7):29-37.
18. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent.* 2013;41(3):223-30.
  19. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004;20(1):45-50.
  20. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FJ, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *J Dent.* 2010;38(6):490-5.
  21. Kahvecioglu F, Tosun G, Ulker HE. Intrapulpal Thermal Changes during Setting Reaction of Glass Carbomer(R) Using Thermocure Lamp. *Biomed Res Int.* 2016;2016:5173805.
  22. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J.* 1999;44(1):1-11.
  23. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994;19(1):26-32.
  24. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995;23(3):183-9.
  25. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units--an in vitro study. *Angle Orthod.* 2006;76(2):330-4.
  26. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent.* 2007;35(3):238-45.