

KALSİYUM SİLİKA İÇERİKLİ PULPA KAPLAMA MATERYALİNİN IŞIK KAYNAĞININ ÜÇ FARKLI MODU İLE POLİMERİZASYONU ESNASINDA OLUŞAN ISI ARTIŞININ İNCELENMESİ

INVESTIGATION OF TEMPERATURE RISE DURING POLYMERIZATION OF CALCIUM SILICATE CONTAINING PULP-CAPPING MATERIAL WITH DIFFERENT MODES OF LIGHT-CURING UNIT

Yrd. Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKYILMAZ*
Yrd. Doç. Dr. Tuğrul SARI***

Yrd. Doç. Dr. Murat S BOTSALI**
Arş. Gör. Selçuk SAVAŞ*

Yrd. Doç. Dr. Bülent ÖZKAN****

Makale Kodu/Article code: 1349
Makale Gönderilme tarihi: 07.10.2013
Kabul Tarihi: 06.11.2013

ÖZET

Işık ile sertleşen dental materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan ısı artışı, pulpa hasarına yol açabilmektedir.

Amaç: Bu çalışmanın amacı, 3 farklı polimerizasyon moduna sahip bir LED ışık kaynağının, rezin modifiye kalsiyum silikat içerikli pulpa kaplama ajanının polimerizasyonu esnasında pulpa odasında oluşturduğu ısı değişikliğinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çekilmiş molar dişin, okluzal yüzeyinde pulpa üzerinde 1 mm kalınlığında dentin tabakası kalacak şekilde düz bir kesim yapıldı. Klinik durumu yansıtmak için, belirli bir basınçla suyun pulpa içerisinde dolaşması sağlanarak pulpal sirkülasyon taklit edildi. Pulpa kaplama materyalinin (TheraCal, Bisco Inc.,USA) ışıkla sertleşmesi esnasındaki ısı artışı ölçüldü. Materyallerin polimerizasyonu için ışık kaynağının üç farklı modu kullanıldı; hızlı polimerizasyon (HP), yavaş artan polimerizasyon (YAP) ve soft polimerizasyon (SP). Oluşan ısasal değişiklikler, bir veri kaydedici ile kaydedildi. Veriler istatistiksel olarak tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi.

Bulgular: ANOVA testi pulpa odasında oluşan ısı değişimlerinin ışık kaynağının farklı modlarından etkilendiğini göstermiştir. Tüm gruplar kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p<0.05$). Farklı modlardan kaynaklanan ısı değişimleri şöyledir: HP için ($7.19\pm 0.44^{\circ}\text{C}$), YAP için ($6.62\pm 0.34^{\circ}\text{C}$), SP için ($6.10\pm 0.37^{\circ}\text{C}$).

Sonuç: Aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur; Farklı ışık modlarından kaynaklı intrapulpal ısı değişimleri yüksekten düşüğe doğru şöyle sıralanmaktadır: HP, YAP, SP. Işık kaynağının tüm modları kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. TheraCal'in aynı ışık kaynağının farklı modlarıyla polimerizasyonu esnasında 5.5°C 'den fazla intrapulpal ısı artışı gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: ışıkla sertleşen dental materyaller, pulpal sirkülasyon, ısı artışı

ABSTRACT

Pulp damage may occur because of the temperature rise during polymerization of light-cured dental materials.

Aim: The purpose of this study was to evaluate three different curing modes of a light emitting diode (LED) on the temperature rise in the pulp chamber during polymerization of a light-cured resin-modified calcium silicate filled pulp-capping material.

Material and Method: A straight-cut was made to the occlusal surface of an extracted molar ensuring 1 mm dentin thickness over the pulp. Pulpal circulation was simulated by water cycling through the pulp chamber with a defined flow pressure to simulate the clinical case. Temperature rise was measured during the light curing of capping material (TheraCal, Bisco Inc.,USA). Three modes of light curing unit (Planmeca Lumion, Mectron, Italy) were used to polymerize the material; fast (FP), slow rise (SRP) and soft (SP). Thermal changes were measured by a data-logger. The data were statistically analyzed by one-way ANOVA.

Results: ANOVA test showed that pulp chamber temperature changes were influenced by the mode of light source. All groups showed significant differences between each other ($P<0.05$). The intrapulpal temperature changes induced by different modes were: ($7.19\pm 0.44^{\circ}\text{C}$) for FP, ($6.62\pm 0.34^{\circ}\text{C}$) for SRP, ($6.10\pm 0.37^{\circ}\text{C}$) for SP.

Conclusion: Following conclusions were drawn; The intrapulpal temperature changes induced by various light modes were: FP, SRP and SP in descending order. All curing modes of light curing unit showed significant differences between each other. Light curing of the TheraCal with different polymerization modes of the same light unit resulted in more than 5.5°C increase in the pulp chamber.

Keywords: Light-cured dental material, pulp circulation, temperature rise

*İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı

**Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı

***Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

****İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı



GİRİŞ

Restoratif tedaviler esnasında yapılan işlemler, pulpa dokusu üzerinde ısı artışına neden olabilmektedir.¹ Pulpa dokusunda ısı artışına neden olan uygulamalar; preparasyon için döner aletlerin kullanılması, kendiliğinden sertleşen restoratif materyallerin kimyasal reaksiyonları, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynaklarının neden olduğu ısı artışları ve diş sert ve yumuşak dokuları üzerinde kullanılan lazer sistemlerin oluşturduğu ısı artışları olarak sayılabilir.²⁻⁴ Özellikle pulpa dokusuna çok yakın alanda gerçekleştirilmek zorunda kalınan restoratif işlemler, bu hassas dokunun vitalitesinin olumsuz etkilenmesine yol açabilmektedir. Bu tür dişlerde kavite tabanı ile pulpa odası arasında arta kalan dentin kalınlığı, pulpanın oluşan ısı değişikliklerinden korunmasında önemli rol oynamaktadır.⁵ Pulpa dokusunun açıldığı veya kalan dentin kalınlığının çok az olduğu durumlarda, pulpanın minimal hasar görmesi ve vitalitesinin devamını sağlamak için bir pulpa kaplama materyali ile kaplanması gerekmektedir.⁶ Bu amaçla uzun yıllardır kullanılan ve kendiliğinden sertleşen materyallerin fiziksel özelliklerinin yetersiz olması nedeniyle, ışıkla sertleşen rezin modifiye pulpa kaplama materyallerinin kullanımı son yıllarda yaygınlaşmıştır.⁷ Mükemmel pulpa kaplama materyali arayışının devam ettiği günümüzde ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit esaslı pulpa kaplama materyallerine alternatif, farklı pulpa kaplama materyalleri konusundaki çalışmalar sürmektedir. Bu amaçla son dönemde geliştirilen kalsiyum silikat doldurucu rezin modifiye bir pulpa kaplama ajanı, içerdiği kalsiyum silikat ile apatit kristallerinin formasyonunu indükleyebildiği ve kalsiyum hidroksit esaslı materyallerle kıyaslandığında dentin stimülasyonunu yeterince sağlayabildiği dolayısıyla pulpa kaplaması konusunda başarılı olduğu iddiasındadır.⁸

Literatürde, pulpada ısı oluşumuna neden olan etkenleri değerlendirmek amacıyla yapılan birçok çalışma mevcuttur.^{2,4,9-11} ve ışıkla polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpada oluşan ısı değişiklikleri bu araştırmalar arasında geniş bir yer tutmaktadır.^{10,12,13} Araştırmacılar, polimerizasyon işlemi esnasında pulpada ortaya çıkan ısı artışının; kullanılan rezin esaslı materyallerin ekzotermik reaksiyonu ile ışık kaynağının çıkardığı ısının diş dokuları tarafından absorbe edilmesinden kaynaklandığını¹⁴ ve ışık kaynağından diş yüzeyine

ulaşan ısının, ışık kaynağının türünden etkilenebildiğini öne sürmektedir.¹⁵⁻¹⁷

Günümüzde rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonunda sıklıkla ışık yayan diyotlar (LED) ışık kaynakları kullanılmaktadır.¹⁸ 1990'lı yılların ortalarında geliştirilerek kullanıma sunulan LED ışık kaynakları, kullanım ömürlerinin yaklaşık 10.000 saat olması, optimum dalga boyunda ışık verdiklerinden dolayı üretilen ışığın filtre edilmesine gerek olmaması, kablosuz ve pille çalışabilen nitelikte olmaları, sessiz ve darbelere dirençli olmaları, halojenler gibi ürettikleri enerjinin çoğunu ısıya dönüştürmemeleri nedeniyle zamanla geniş kullanım alanları bulmuşlardır.^{18,19} Ayrıca LED ışık kaynakları sabit ışık yoğunluğunun devamlı uygulanması (standart polimerizasyon) dışında; yavaş polimerizasyon, hızlı polimerizasyon, aralıklı polimerizasyon, destek polimerizasyon, aşamalı polimerizasyon gibi klinisyenlerin ihtiyaçlarına göre çeşitlilik gösteren farklı polimerizasyon modları sunmaktadır.²⁰

Bu çalışmanın amacı, LED ışık kaynağının 3 farklı polimerizasyon modunun rezin modifiye kalsiyum silikat içerikli bir pulpa kaplama ajanının polimerizasyonu esnasında pulpa odasında oluşturduğu ısı değişikliğinin değerlendirilmesidir.

MATERYAL ve METOD

Çalışmada, her örnekte standart bir dentin kalınlığı elde etmek ve ışık kaynağına ait farklı polimerizasyon modlarının kıyaslanması dışındaki tüm şartları sabit tutabilmek amacıyla bir adet, periodontal sorun nedeniyle çekilmiş alt daimi 2. molar diş kullanıldı. Üzerindeki eklentiler temizlendikten sonra diş mine-sement sınırından bir separe yardımıyla kesilerek kökleri uzaklaştırıldı ve pulpa odası boşaltıldı. Dişin okluzal yüzeyinden aşındırma yapılarak düz bir okluzal yüzey elde edildi ve homojen bir kalınlık sağlamak amacıyla pulpa odasının tavanından da konveks ve konkav alanlar kaldırılarak kalan dentin kalınlığı hassas bir kumpas yardımıyla 1 mm olarak ayarlandı. Diş yüzeyine uygulanan örneklerin ölçümlerden sonra dişten daha kolay ayrılabilmesi için küçük bir çentik açıldı. Diş, mezial yüzeyinden perfore edilerek, ısı artışını ölçme safhasında pulpa odasına yerleştirilecek olan thermocouple için yer hazırlandı. Bu alana J tipi bir thermocouple (Omega Engineering, Stanford, Conn) yerleştirildi ve pozisyonu radyografi ile



kontrol edildi. Thermocouple dijital bir veri toplayıcıya (XR 440 M Pocket Logger Pace Scientific, Mooresville, NC) bağlandı ve veriler eş zamanlı olarak bir bilgisayara kaydedildi. Isı artışının, *in-vivo* koşulları taklit edecek şekilde ölçülebilmesi için hazırlanan pulpal sirkülasyon düzeneğinde; pulpadaki kan dolaşımını oluşturabilmek için oda sıcaklığındaki distile suyun, pulpa odasına bir taraftan dakikada 1 ml akış hızıyla girip sirküle olduktan sonra tekrar dışarı çıkmasını sağlayacak sabit bir düzenek hazırlandı (Şekil 1). Düzeneğin sıvı basıncı 15 cm H₂O olacak şekilde sabitlenerek, pulpa içindeki kan basıncının da taklit edilmesi sağlandı.

Çalışmada kullanılan rezin modifiye, kalsiyum silikat doldurucu TheraCal LC pulpa kaplama materyali (Bisco Inc, Schamburg, IL, USA) tüm örnekler tek bir kişi tarafından üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1 mm kalınlığında eşit ve homojen bir şekilde uygulandı. Uygulamanın ardından materyal, Planmeca Lumion ışık kaynağı (Mectron, Carasco, Italy) ile (Tablo 1) 20 saniye polimerize edildi. Cihazın ışık gücü her 10 örnekte bir radyometre yardımıyla ölçüldü. Oluşan ısı, ışık kaynağının hızlı polimerizasyon, yavaş artan polimerizasyon ve soft polimerizasyon modunda değerlendirildi (n=10). Tüm örnekler için polimerizasyon işlemi başlamadan önceki ısı ile polimerizasyon işlemi esnasında oluşan en yüksek ısı değerleri kaydedildi.

Tablo 1. Çalışmada Kullanılan Işık Kaynağı

Cihaz	Işık Yoğunluğu	Polimerizasyon Modları	Dalga Boyu	Optik Uç çapı	
Planmeca Lumion (Mectron, Carasco, Italy)	1400 mW/cm ²	Hızlı Polimerizasyon	Tüm polimerizasyon süresince maksimum ışık yoğunluğunun kullanılması	440-465 nm	8 mm
		Yavaş Artan Polimerizasyon	İlk 2 saniyede artarak maksimuma ulaşan ışık yoğunluğunun polimerizasyon boyunca kullanılması		
		Soft Polimerizasyon	Tüm polimerizasyon süresince maksimum ışık yoğunluğunun %70'inin kullanılması		

İSTATİKSEL ANALİZ

Çalışma öncesinde, her grupta 3 örnek olmak üzere toplam 9 örnekten oluşan bir pilot çalışmadan elde edilen etki katsayısı (Cohen's d) baz alınmak suretiyle yapılan istatistiksel güç analizi, grup başına 10 örnek olmak üzere toplam 30 örnekle ve etki katsayısının 0.93, grup-içi standart sapmanın 0.44, ve

grup ortalamalarının standart sapmasının 0.41 olması durumunda, 0.05 önemlilik derecesinde yapılacak bir F-testinin %99 oranında bir istatistiksel güç sağlayacağını gösterdi.

Çalışmadan elde edilen bulgular değerlendirilerek SPSS istatistiksel yazılım programı (Statistical Package of Social Sciences, Version 20.0, SPSS Inc. Chicago, USA) kullanıldı. Analiz öncesinde bütün verilerin normal dağılım gösterip göstermediğinin belirlenebilmesi için Shapiro-Wilk testi, verilerin homojenliğini test etmek için Levene's testi uygulandı. Işık kaynağının farklı polimerizasyon modlarına bağlı olarak ortaya çıkan ısı artışı değerleri arasında fark olup olmadığını belirlemek için, elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA) ile değerlendirildi. Farkların önemli olduğu grupları karşılaştırmak için ise Bonferroni post-hoc testi uygulandı. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı p<0.05 olarak kabul edildi.

BULGULAR

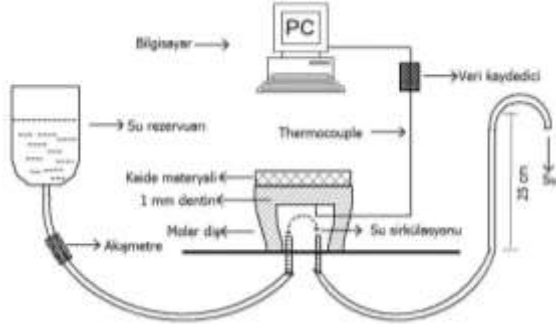
ANOVA testi sonuçlarına göre, tüm gruplar kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir (F=19.87, p=0.000). En düşük sıcaklık artışı (6.10±0.37°C) soft polimerizasyon modunda gözlenirken, en yüksek sıcaklık artışı (7.19±0.44°C) hızlı polimerizasyon modunda görülmüştür. Pulpa kaplama materyalinin ışık kaynağının üç farklı modunda polimerize edilmesi esnasında oluşan ortalama ısı değişiklikleri ve standart sapmaları Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2. Pulpa kaplama materyalinin ışık kaynağının üç farklı modu ile polimerize edilmesi sırasında oluşan ortalama ısı değişiklikleri, standart sapmaları ve oluşan minimum-maksimum sıcaklık değerleri (°C)

Polimerizasyon Modları	Ortalama±St. Sapma	Minimum	Maksimum
Hızlı Polimerizasyon	7.19 ^a ±0.44	6.54	7.91
Yavaş Artan Polimerizasyon	6.62 ^b ±0.34	6.05	6.99
Soft Polimerizasyon	6.10 ^c ±0.37	5.58	6.55

*Harfler istatistiksel olarak farklı grupları belirtmek için kullanılmıştır (p<0.05).





Şekil 1. Pulpal Sirkülasyon Düzenegi

TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde ilk ve ana hedef pulpal sağlığın korunmasıdır.^{2,21} Operatif işlemler esnasında diş sert ve yumuşak dokularına etki eden fiziksel, kimyasal ve mekanik faktörler pulpal sağlığı tehlikeye atabilmektedir.^{22,23} Özellikle derin kavitelere etkilenmiş pulpanın vitalitesinin korunması için bir bariyer görevi görececek, yeni dentin formasyonunun sağlanması için mineral stimülasyonu yapabilecek, anti bakteriyel etki gösterebilecek bir pulpa kaplama materyalinin kullanılması önerilmektedir.⁶ Bu amaçla kullanılan ışıkla sertleşen pulpa kaplama materyallerinin, polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan ısı, pulpayı olumsuz yönde etkileyebilmektedir.²⁴ Isı, materyalin ekzotermik reaksiyonunun yanında, ışık kaynağının kullanımı boyunca yayılan ısıdan da kaynaklanmaktadır. Kullanılan ışık kaynağının çıkış gücü, tasarımı, diş veya polimerize edilen materyale ulaşan ışık yoğunluğu ve kullanılan polimerizasyon modu ortaya çıkan ısıyı etkilemektedir.^{16,19,25} Bu çalışmada; ışıkla sertleşen kalsiyum silikat içerikli rezin modifiye bir pulpa kaplama materyalinin polimerizasyonu amacıyla kullanılan LED ışık kaynağının, 3 farklı polimerizasyon modunda pulpa odası içerisinde oluşturduğu ısı değişikliklerinin pulpa içerisindeki kan akışı simüle edilerek ölçülmesi amaçlanmıştır.

Çeşitli operatif işlemlerin dentin-pulpa kompleksi üzerinde yarattığı potansiyel termal zarar uzun yıllardır birçok araştırmaya konu olurken, pulpal sirkülasyonun dentin-pulpa kompleksi içerisinde oluşan ısı artışındaki etkilerini konu alan sınırlı çalışma mevcuttur. *İn-vivo* koşullarda yapılan işlemler esnasında oluşan ısının pulpada oluşturduğu etkinin boyutu ve oluşan ısının dağıtılması; pulpa odasındaki kan dolaşımı, dentin tübüllerindeki sıvının hareketi,

uygulanan termal stimulusun zamanı ve yoğunluğu ile pulpal sinir sisteminin uyarımı nedeniyle oluşan pulpal kan akımı gibi değişkenlerden etkilenmektedir.²⁶⁻²⁸ Bu nedenle, çalışmamızda pulpal kan akımının simüle edilmesi amaçlanarak bir pulpal sirkülasyon düzeneği kuruldu. Düzenek içerisinde, oda sıcaklığındaki suyun, rezervuardan belli bir akış hızıyla pulpa odasına bir koldan girip diğer bir koldan çıkacağı bir sistem oluşturuldu. Pulpal basınç 15 cm H₂O olduğundan,²⁹ oluşturulan sistemin basıncı da 15 cm H₂O'ya ayarlanarak, pulpal kan akışı *in-vivo* koşulları gerçeğe en yakın yansıtabilecek şekilde taklit edildi.

Pulpada ısı artışına neden olan uygulamaların oluşturduğu ısı değişikliklerinin doğru değerlendirilmesi için seçilen yöntem önem arz etmektedir. Literatürde, pulpa odası içerisindeki ısı değişikliklerinin *in-vitro* olarak değerlendirildiği çalışmalarda, infrared kamera, thermocouple ve kalorimetre gibi farklı yöntemler kullanılmıştır.^{1,30,31} Çalışmamızda thermocouple yönteminin tercih edilmesinin nedeni, kolay uygulanabilir bir yöntem olması ve güvenilir sonuçlar vermesidir.³²

Pulpada oluşan ısı değişiklikleri; ışık kaynağının türü ve çıkış gücü, kullanılan materyalin kompozisyonu, kavite tabanında kalan dentin kalınlığı ve ışık kaynağı ile restoratif materyal arasındaki mesafeden etkilenmektedir.^{5,15-17,25} Pulpa odası ile kavite tabanı arasında kalan dentin kalınlığının pulpada oluşan ısı değişikliklerini etkilediği, kalan dentin kalınlığı azaldıkça pulpada oluşan ısı artışının arttığı bilinmektedir.^{5,33} Bu nedenle çalışmada bu faktörlerden kaynaklanabilecek ve gruplar arasında fark oluşturabilecek dişlere ait anatomik ve ultrastrüktürel değişiklikleri elimine etmek için tüm testler hazırlanan tek bir diş üzerinde gerçekleştirildi. Çalışmamızda kalan dentin kalınlığının 1 mm bırakılarak özellikle pulpaya yakın olarak yapılan restorasyonlarda, restorasyon altına uygulanacak olan pulpa kaplama materyallerinin polimerizasyonları esnasında oluşabilecek maksimum ısının değerlendirilmesi amaçlandı.

Işıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonları esnasında oluşan ısı değişikliklerini etkileyen bir diğer faktör ise kullanılan ışık kaynağının ucu ile polimerize edilen materyal arasındaki mesafedir.^{25,34} Çalışmamızda kullanılan ışık kaynağı tüm örneklerde materyallerle kontak pozisyonunda kullanılarak uzaklık faktörünün oluşan ısı değişikliğini etkilemesinin önüne geçilmiştir.

Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin içeriğinin, materyalin kendisinde veya pulpada oluşan ısı değişikliklerini etkilediğini bildiren birçok çalışma mevcuttur.^{5,9,35,36} Bu çalışmada kullanılan TheraCal LC materyali, rezin modifiye kalsiyum silikat dolduruculu olup, restoratif materyallerin altında direk ve indirek pulpa kaplaması için kullanılmak üzere geliştirilmiştir. İçeriğini yaklaşık olarak %45 kalsiyum silikat, %10 radyoopak içerik, %5 hidrofilik ajan ve yaklaşık %45 rezin oluşturmaktadır. Yüksek Ca iyonu salımı ve alkali pH'ı nedeniyle, hidroksiapatit stimülasyonunu sağladığı ve pulpa kaplama materyali olarak kullanıldığında yeni dentin formasyonu için iyi bir ortam sağlayacağı düşünülmektedir.^{8,37}

Literatürde, ısı artışlarının pulpa üzerine etkisini araştıran pek çok çalışma olmasına rağmen pulpa tarafından tolere edilebilir ısı artışı konusunda tam bir fikir birliği yoktur. Zach ve Cohen³⁸, hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmada 2.3°C ısı artışının pulpa dokusu üzerinde minimal değişikliklere neden olduğunu, ısı artışı 5.6°C'nin üzerine çıktığında ise %15 oranında pulpa nekrozu oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Eriksson ve arkadaşları³⁹ ise pulpada histolojik değişiklikler oluşabilmesi için, pulpal sıcaklığın 42°C'yi geçmesi ve pulpanın bu ısıya 1 dakika boyunca maruz kalması gerektiğini bildirmişlerdir. Yine Baldissara ve arkadaşları⁴⁰ yaptıkları çalışmada, pulpada 8,9-14,7 dereceye varan ısı artışlarının bile pulpa dokusunda herhangi bir patolojik bulguya yol açmadığını bulmuşlardır. Tüm bu çalışmalar irdelendiğinde, her ne kadar çalışma dizaynları farklı olsa da pulpal sağlığın korunması amacıyla patolojik sonuçlara yol açan 5.6°C ısı artışının eşik değer olarak kabul edilmesi makul görülmektedir. Çalışmada elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur. Bu durum farklı polimerizasyon modlarının pulpaya iletilen ısıyı etkilediğini ortaya koymaktadır. En yüksek ısı artışı, hızlı polimerizasyon modu ile yapılan polimerizasyon esnasında gözlenirken, en düşük ısı artışı soft polimerizasyon modu uygulanırken gözlenmiştir. Elde edilen bulgular ve kullanılan polimerizasyon modları arasındaki ısı artışı farklılıklarının, polimerizasyon modlarının kullanımı boyunca materyalin maruz kaldığı enerji yoğunluğunun farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada kullanılan LED ışık kaynağı, yüksek çıkış gücüne sahiptir ve 440-465 nm dalga boyunda ışık yaymaktadır. Bu ışık kaynağının

hızlı polimerizasyon, yavaş artan polimerizasyon ve soft polimerizasyon olmak üzere 3 farklı polimerizasyon modu mevcuttur. Cihazın hızlı polimerizasyon modu tüm polimerizasyon süreci boyunca maksimum ışık gücünün kullanılmasına, yavaş artan polimerizasyon modu ilk 2 saniyede artarak ışık gücünün maksimuma ulaşması ve kalan sürede maksimum ışık yoğunluğunun kullanılmasına olanak sağlarken, soft polimerizasyon modu ise tüm polimerizasyon siklusu boyunca cihazın maksimum ışık gücünün %70'inin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Polimerizasyonu gerçekleştirilen restoratif materyalin, ışık kaynağından absorbe ettiği ısı enerjisinin en önemli nedeninin cihazdan çıkan ışığın çıkış gücü ve uygulama süresi olduğu bilinmektedir.²⁵ Çalışmada tüm gruplarda uygulama süreleri aynı olduğundan, maksimum ışık gücünün kullanıldığı hızlı polimerizasyon modunda elde edilen en yüksek ısı değerleri ile cihazın ışık gücünün yalnızca % 70'inin kullanıldığı soft polimerizasyon modunda elde edilen en düşük ısı değerlerinin cihazın, farklı polimerizasyon modlarında farklı çıkış güçleri ile çalışmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışma dizaynı hazırlanırken, ışıkla sertleşen kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin klinik koşullarda kullanımında, pulpaya iletebilecek maksimum ısının oluşturulması ve oluşturulan bu ısının pulpal sirkülasyon düzeneği yardımı ile belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle kavite tabanı ile pulpa odası arasında kalan dentin kalınlığı minimum olacak şekilde hazırlanarak ışık kaynağının polimerize edilen pulpa kaplama materyali ile temasta kullanılması sağlanmıştır. Bu şartlar altında çalışmada kullanılan ışık kaynağının her 3 polimerizasyon modunda da pulpa için kritik sayılan 5.6°C ısı artışının üzerinde bir ısı artışı oluşturması, klinisyenlerin kalan dentin kalınlığının minimum olduğu derin kavitelerde ışıkla sertleşen pulpa kaplama materyallerini kullanırken dikkatli olmaları gerektiği sonucunu ortaya koymaktadır.

SONUÇ

1. Pulpa odası içerisinde oluşan ısı artışı, ışık kaynağının çeşitli polimerizasyon modlarından etkilenmektedir.
2. LED ışık cihazının çeşitli polimerizasyon modlarından kaynaklanan intrapulpal ısı artışı en yüksekte en düşüğe doğru; hızlı polimerizasyon, yavaş artan polimerizasyon, soft polimerizasyon



- sırasıyla gerçekleşmektedir.
3. Işık cihazının tüm polimerizasyon modları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır.
 4. TheraCal'in ışık kaynağının 3 farklı modu ile polimerizasyonu esnasında 5.6°C'den daha fazla pulpal ısı artışı saptanmıştır.

KAYNAKLAR

1. Ozturk B, Usümez A, Oztürk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent* 2004;9:436-40.
2. Chiodera G, Gastaldi G, Millar BJ. Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. *Dent Mater* 2009;25:321-5.
3. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent* 2004;29:287-94.
4. Hubbezoglu I, Unal M, Zan R, Hurmuzlu F. Temperature rises during application of Er:YAG laser under different primary dentin thicknesses. *Photomed Laser Surg* 2013;31:201-5.
5. Guiraldo RD, Consani S, Lympius T, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. *J Oral Sci* 2008;50:137-42.
6. Briso ALF, Rahal V, Mestrener SR, Junior RD. Biological response of pulps submitted to different capping materials. *Braz Oral Res* 2006;20:219-25
7. Pitt Ford TR, Roberts GJ. Immediate and delayed direct pulp capping with the use of a new visible light-cured calcium hydroxide preparation. *Oral Surg Oral Med Oral Pat* 1991;71:338-42
8. Suh B, Cannon M, Yin R, Martin D. Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. International Patent A61K33/42; A61K33/42 Application number WO2008US54387 20080220; Publication number WO2008103712 (A2); Publication date 2008.
9. Hubbezoglu I, Dogan A, Dogan OM, Demir H. Kompozit rezin materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında oluşan ısıl değişikliklerin incelenmesi. *Cumhuriyet Dent J* 2008;11:16-22
10. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999;15:275-81.
11. Roberts HW, Swift JR, Edward J. Critical appraisal. Pulpal temperature changes during power bleaching procedures. *J Esthet Restor Dent* 2011; 23:126-31
12. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;24:1809-20.
13. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent* 2001;26:516-20.
14. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986;2:170-4.
15. Danesh G, Davids H, Duda S, Kaup M, Ott K, Schafer E. Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing source and a plasma arc lamp. *Am J Dent* 2004;17:203-8.
16. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:260-7.
17. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999;186:388-91
18. Kucukesmen C. Farkli isik kaynaklari ve yeni polimerizasyon teknikleri. *Cumhuriyet Dent J* 2006;9:126-7
19. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002;14:286-95.
20. Bektas OO, Herguner S, Eren D. Işık kaynaklari, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EU Dis Hek Fak Derg* 2006;27:117-124
21. Willershausen B, Ross A, Blettner B. Retrospective study on direct pulp capping with calcium hydroxide. *Quintessence Int* 2011;42:165-71
22. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Est Rest Dent* 2001;13:370-8



23. Mehrdad L, Malekafzali B, Shekarchi F, Safi Y, Asgary S. Histological and CBCT evaluation of a pulpotomised primary molar using calcium enriched mixture cement. *Eur Arch Paediatr Dent* 2013;14:191-4
24. Oztürk B, Usümez A, Oztürk AN, Cobanoğlu N. Kalsiyum hidroksit ve rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında oluşan ısı yükselmesine ışık kaynaklarının etkisi. *SU Dis Hek Fak Derg* 2011; 20:119-25
25. Rajesh Ebenazar AV, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S, Srinivasan MR. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study. *J Conserv Dent* 2010;13:132-5
26. Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. *Oper Dent* 2010;35:353-61
27. Durey K, Santini A, Miletic V. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. *Prim Dent Care* 2008;15:33-8
28. Acar Ö, Erkut S. Diş preperasyonu ve pulpal cevap: Literatür derlemesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2013;23:282-8
29. Van Hassel AJ. Physiology of the human dental pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;32:126-34
30. Al-Qudah, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent Res* 2007;35:238-45
31. Smail SRJ, Patterson CJW, Mclundie AC, Strang R. In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil* 1988;15:361-6
32. Ottl P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultra-high speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent* 1998;80:12-9
33. Secilmis A, Bulbul M, Sari T, Usumez A. Effects of different dentin thicknesses and air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. *Lasers Med Sci.* 2013;28:167-70.
34. 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;76:330-4.
35. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater* 2003;19:517-22
36. Mousavinasab SM, Khoroussi 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.
37. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J* 2012;45:571-9
38. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pat* 1965;19:515-30
39. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982;11:115-21
40. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 1997;24:791-801

Yazışma Adresi:

Dr. Ebru Küçükyılmaz
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD
Aydınlık Evler Mahallesi, Cemil Meriç
Caddesi, 6780 Sokak. No:48,
35640-Çiğli / İZMİR
Tel: +90 (232) 325 40 40
Fax: +90 (232) 325 25 35
E-mail: ebrukucukyilmaz@hotmail.com

