

KOMPOZİT REZİN MATERYALLERİN FARKLI IŞIK KAYNAKLARIYLA POLİMERİZASYONU SIRASINDA OLUŞAN İSİSAL DEĞİŞİKLİKLERİN İNCELENMESİ

THE EVALUATION OF THERMAL CHANGES DURING POLYMERIZATION OF RESIN COMPOSITES WITH DIFFERENT LIGHT CURING SOURCES

Yrd.Doç.Dr.İhsan HUBBEZOĞLU* Prof.Dr.Arife DOĞAN**
Prof.Dr.Orhan Murat DOĞAN*** Dr.Dt.Hakan DEMİR***

ÖZET

Amaç: Bu in vitro çalışma üç farklı ışık kaynağının farklı rezin kompozit materyallerin polimerizasyonu sırasında 2 mm dentin altında oluşan ısı artışına etkisini araştırdı.

Gereç ve Yöntem: Üç farklı ışık cihazı, bir halojen (QTH), bir plazma ark (Apollo 95E Elite) ve bir light-emitting diode (LED) kullanıldı. Yeni çekilmiş premolar dişlerden 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında 90 adet dentin disk hazırlandı. Her bir rezin kompozit materyalden (Admira, Filtek 60, Premise, Tetric Flow, Tetric Ceram and Filtek 250), 6 mm çap ve 2 mm derinlikte 15 örnek teflon moldda dentin üzerine yerleştirildi (n=5). Örnekler her bir ışık kaynağının standart modu ile polimerize edildi. Üniversal Girişli Gelişmiş Tarayıcı / Alarm Cihazına (E-680, Elimko Co., Turkey) bağlı bir L-tipi termokapl kablosu (Fe-Const.) polimerizasyon sırasında dentin altındaki ısı değişimlerini kaydetmek için kullanıldı. Veriler iki-yönlü varyans analizi ve Tukey testle değerlendirildi.

Bulgular: Tüm ışık kaynakları arasında en yüksek ısı artışı halojen ışık kaynağı kullanımı ile kaydedilirken LED irradiasyon en düşük ısı artışına neden oldu. En yüksek ısı artışı Admira and Tetric Flow kompozitlerde gözlemlenirken, en düşük ısı artışı Premise için belirlendi.

Sonuç: Test edilen tüm koşullarda ısı artışları pulpa hasarı için literatürde bildirilen kritik değerin altında bulundu. Dolayısıyla test edilen bu ışık kaynakları önceden belirtilen klinik koşullarda güvenle kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: Kompozit, Polimerizasyon, Isı artışı

SUMMARY

Purpose: This in vitro study investigated the effect of three light curing units on the temperature rise under 2 mm thick dentin during polymerization of different resin composite materials.

Material and Methods: Three different light sources were used: A conventional halogen lamp (QTH), a plasma arc (Apollo 95E Elite) and a light-emitting diode (LED) light curing units. 90 dentin discs in 8 mm diameter and 2 mm thickness were obtained from freshly extracted premolar teeth. Fifteen disc-shaped specimens from each resin composite material (Admira, Filtek 60, Premise, Tetric Flow, Tetric Ceram and Filtek 250), 6 mm in diameter and 2 mm in depth, were placed on dentin discs in teflon molds (n=5). The specimens were irradiated with standard mode of each light curing unit. A type-L thermocouple wire (Fe-Const.) connected to data logger (E-680) was used to record temperature rise which under dentin during polymerization by three different light sources. Data were analyzed by two-way ANOVA and Tukey tests.

Results: Among all light curing units, the highest temperature rise was recorded with use of the halogen LCU, and the LED irradiation led to the lowest temperature rises. The highest temperature rise was observed for Admira and Tetric Flow resin composites, whereas the lowest temperature rise was for Premise.

Conclusion: In all conditions tested, the temperature elevations were found to be lower than the critical value for pulpal injury reported in literature. Therefore, the LCUs used in this study could be safety for clinical situations mentioned before.

Key words: Temperature rise, Composites, Polymerization

GİRİŞ

Rezin kompozitler değişik restoratif işlemlerde yaygın olarak kullanılan materyallerin önemli bir sınıfını oluşturmaktadır.¹ İlk geliştirildiklerinde anterior

dişler için estetik restoratif materyaller olarak dişhekimliği pratiğine giren bu materyallerin kullanım alanının günümüzde daha estetik restorasyonlara olan istekten dolayı posterior dişlerin restorasyonlarını da kapsayacak ölçüde genişlediği görülmektedir.²

* Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, SİVAS.

** Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ANKARA.

*** Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, SİVAS.

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kapsamında desteklenmiştir (Proje No. DİŞ-043)

Akışkan rezin kompozitler, mikro-kaviterlerde, pit ve fissür koruyucu olarak, kole aşınma ve çürüklerinde, mine defektlerinin onarımında, porselen onarımında ve sınıf II restorasyonlarda aproksimal kavitenin ilk tabakası olarak kuvvet kırıcı gibi kullanılabilir. Bu rezinler, hibrit kompozitlerde olduğu gibi küçük doldurucu partikül boyutuna sahiptir, ancak daha düşük oranda doldurucu içerir. Resin oranının fazla ve viskozitenin düşük olduğu bu akışkan kompozitlerin^{3,5} kavite duvarlarına adaptasyonunun iyi, ancak aşınmaya karşı dirençlerinin daha zayıf olduğu bildirilmiştir.⁶

Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılıp, ortalama partikül boyutu küçültülerek sınıf II restorasyonlarda kullanılabilir kadar çiğneme kuvvetlerine dayanıklı ürünlerin geliştirilmesi hedeflenmiştir.⁷ Bu amaçla üretilen, kondanse edilebilir kompozit rezinlerde yüksek oranda doldurucu partikül ilavesi ile viskozitede artış, polimerizasyon büzülme streslerinde azalma ve aynı zamanda restorasyonların fiziksel-mekanik özelliklerinde önemli düzelme sağlanmıştır.⁸⁻¹⁰ Bu materyallerin, aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda amalgama benzer şekilde uygulamaları klinisyenlerin ilgisini çekmektedir.

Dental rezin kompozitlerin çoğu 2,2 bis[4-(2-hidroksi-3-metakriloksi-propoksi) fenil] propan (Bis-GMA), uretan-etoksidimetakrilat (UEDMA) ve trietilen glikoldimetakrilat (TEGDMA) gibi monomerler, genellikle serbest radikal polimerizasyonu için foto başlatıcı olarak kamforkinon (CQ) ve değişen oranda inorganik doldurucular içerir.^{1,11} Varolan kompozit teknolojisinden yola çıkılarak geliştirilen ve ışıkla sertleştirilen nispeten yeni restoratif materyal sınıfı Ormoserlerdir. Bu yapı 3 boyutlu sertleşen anorganik-organik polimer zincirleri (ormoser) ve ek olarak alifatik ve aromatik dimetakrilatlar içerir. Geleneksel polimerlerden farklı olarak; ormoserler, SiO₂ üzerine inşa edilmiş bir inorganik iskelete sahiptir ve bu iskelet üzerine polimerize edilen organik üniteler eklenmiştir. Bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matrisi ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Doldurucu materyal, kompozitlerdeki dolduruculara benzer olarak, özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur.¹⁰ Hickel ve arkadaşları¹² Ormoser esaslı restoratif materyallerin aşınma dirençlerinin kompozit esaslı restoratif materyallerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Estetik dental restoratif tekniklerdeki hızlı artış, çarpıcı şekilde resin kompozitlerin polimerizasyonu için farklı ışık kaynaklarının üretimini de artırmıştır.

Geleneksel olarak, ışıkla aktive edilen resin esaslı kompozitler için en yaygın kullanılan ışık kaynakları halojen lambalardır. İki mm derinlikteki kompozitleri polimerize etmek için 500-800 mWcm⁻² güçteki ışığın 30-40 saniye süreyle uygulanması gerekir, ancak polimerizasyon süresi aynı zamanda materyalin tip, renk ve kalınlığının da bir fonksiyonudur.^{13,14} Bu ışık kaynakları foto başlatıcıların daha dar spektrumuna göre görünür ışığı sınırlamak ve mavi ışık ranjı (400-500 nm) dışındaki istenmeyen dalga boylarını elimine etmek için filtreler içerir.¹ Bu durumda kaynaktan oluşturulan ışık enerjisinin yalnızca küçük bir bölümü polimerizasyon için kullanılır ve büyük miktarda enerji ısıya dönüşür.¹³ Infrared enerjiyle ortaya çıkan bu yüksek ısı oluşumu, soğutma fanlarının kullanımı ile azaltılmaktadır.¹⁵ Bununla beraber, ışık kaynakları, sınırlı ömre sahiptir (40-100 saat).^{16,17} Kullanımında oluşan yüksek ısı nedeniyle zamanla lamba, reflektör ve filtrede oluşan bozunmaya bağlı olarak ışık kaynağının kütle etkinliğinin azaldığı bildirilmiştir.¹⁷⁻¹⁹ Çalışmalar yetersiz filtrelerin 18.5°C'den 21.2°C'ye ısı artışına neden olduğunu, oysa yeterli filtrelerle bunun 12.1-13.2°C ile sınırlı kaldığını göstermiştir.²⁰

Halojen lambaların kullanımındaki sorunları çözmeye bir alternatif olarak light-emitting diode (LED) teknolojisini kullanan ışık kaynakları geliştirilmiştir.²¹ LED ışıklarının emisyon spektrasının, halojen ışık kaynaklarının geniş spektrasına oranla standart başlatıcı CQ ile daha uyumlu olması filtre edilme gereğini ortadan kaldırır.^{16,19,22,23} Ayrıca fanları olmadığı için sessizdir ve küçük, taşınabilir şekilde üretilebilmektedirler.²⁴ LED ışık kaynakları oldukça uzun ömürlü (yaklaşık 10.000 saat) ve değişmez ışık şiddetine sahiptirler.¹⁷ Ayrıca infrared ışın oluşturmadıkları için, uygulandıkları objelerde ısı artışı çok az olduğu bildirilmiştir.^{15,18,23}

Resin kompozitlerde polimerizasyon etkinliğini artırmak ve hekimin daha hızlı çalışma isteğini karşılamak üzere, üreticiler daha yüksek ışık yoğunluğunda kaynak geliştirmeyi sürdürmektedirler. Son yıllarda kullanıma giren plazma ark (PAC) kaynaklarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz karışımından oluşan bir korlanmış plazmadan yayılır.²⁵ PAC üniteler nispeten dar dalga boyu sınırında (yaklaşık 470 nm) çok yüksek enerji ile ($\geq 1500 \text{mWcm}^{-2}$) 3 sn gibi kısa sürede etkin kütleme sağlayabilmektedir.^{1,15,26} Ancak, bu hızlı kütlemenin kısa polimer zincir formasyonuna ve intrapulpal ısı artışına yol açması önemli dezavantajı olarak düşünülmektedir.²⁷

Rezin polimerizasyonu sırasında ekzotermik reaksiyona bağlı ısı artışının diş dokularında zararlı etkiye neden olabildiği bilinmektedir. Aynı zamanda değişik yapıdaki ışık kaynaklarının kendi oluşturdukları ısı da klinik olarak dikkate alınması gereken bir diğer husustur. Bu çalışmanın amacı farklı yapılara sahip kompozit rezin materyallerin (Ormoser esaslı, kondanse edilebilir, akıcı, microhibrid, hibrid ve nano dolduruculu hibrid kompozit) değişik ışık kaynaklarıyla (halogen, LED ve PAC) polimerize edilme sırasında ortaya çıkan ısı artışını kantitatif olarak belirlemektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Kompozitler

Bu çalışmada, A2 rengine olan altı farklı rezin kompozit, polimerizasyon esnasında ortaya çıkan ısı artışı yönünden test edildi: Admira (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany), Filtek P60 / Filtek Z250 (3M-Espe, St. Paul, MN, USA), Tetric Flow / Tetric Ceram (Ivoclar / Vivadent Inc., Schaan / Liechtenstein) ve Premise (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) (Tablo 1).

Tablo I. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Material	Üretici Firma	Tip	Resin matris	Doldurucu tipi	Parçacık büyüklüğü	Hacimce doldurucu %	Ağırlıca doldurucu %
Admira	Voco GmbH Cuxhaven, Almanya	Ormoser esaslı kompozit	Ormoser / alive alifatik ve aromatik dimethacrylate	Be-Al-B-silikat cam SiO ₂	0.7 µm	56	78
Filtek P60	3M ESPE, St. Paul MN, USA	Kondanse edilebilir kompozit	Bis-GMA, UDMA Bis-EMA	zirkonyum silika	0.01-3.5 µm ortalama 0.6 µm	61	80
Tetric Flow	Ivoclar Vivadent Schaan / Liechtenstein	Akışkan kompozit	Bis-GMA, UDMA TEGDMA	Baryum cam, ultra-büyük trifluoride Be-Al-fluoresceit glass high-dispersed SiO ₂ sferoid mixed oxide	0.04-3.0 µm ortalama 0.7 µm	39.7	64.6
Tetric Ceram	Ivoclar Vivadent Schaan / Liechtenstein	Hibrid kompozit	Bis-GMA, UDMA TEGDMA	Baryum cam, ultra-büyük trifluoride Be-Al-fluoresceit glass high-dispersed SiO ₂ sferoid mixed oxide	0.04-3.0 µm ortalama 0.7 µm	60	79
Filtek Z250	3M ESPE, St. Paul MN, USA	Kondanse edilebilir kompozit	Bis-GMA, UDMA Bis-EMA	zirkonyum silika	0.01-3.5 µm ortalama 0.6 µm	60	82
Premise	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	Nano-dolduruculu kompozit	Bis-EMA, TEGDMA	Baryum cam non-agglomerated silika prepolymerized filler	baryum cam 0.4 µm silika 0.02 µm	69	84

Bis-GMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylate; Bis-EMA: Bisphenol A polyethylene glycol diether dimethacrylate; UDMA: Urethane dimethacrylate; TEGDMA: Triethyleneglycoldimethacrylate; HEMA: 2-Hydroxyethyl methacrylate; GPDM: Glycerophosphate dimethacrylate; GDM: Glycerol dimethacrylate

Işık Kaynakları

Bu çalışmada üç farklı ışık cihazı kullanıldı: Konvansiyonel halojen (QTH; Heliolux DLX, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), plazma ark (PAC; Apollo 95E Elite, Dental Medical Technology Systems Inc., Orange, CA, USA) ve light-emitting diode ışık kaynağı (LED; Mini LED, Satelec, Merignac, France) (Tablo 2). Rezin kompozitler, her bir ışık cihazlarının standart modu kullanılarak polimerize edildi.

Tablo II. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları

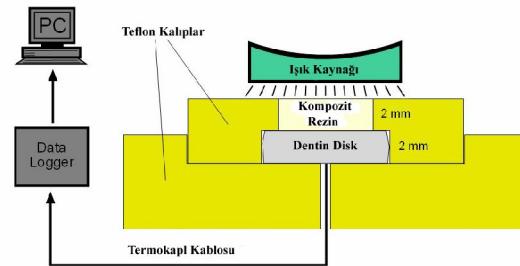
Işık Kaynağı	Işık kaynağının tipi ve çapı	Dalga boyu	Mod	Güç yoğunluğu	Uygulama
Heliolux DLX	Halojen (8 mm)	400-500 nm	Standart	750 mW/cm ²	Full enerji seviyesinde 40 sn
Apollo95 E Elite	PAC (7.2 mm)	460-490 nm	Standart	1600 mW/cm ²	Full enerji seviyesinde 3 sn
Mini LED (7.5 mm)	LED	420-480 nm	Standart	1100 mW/cm ²	Full enerji seviyesinde 10 sn

Dentin Disklerin Hazırlanması

90 adet yeni çekilmiş insan premolar diş eklentiler temizlendikten sonra, çalışma yapılmaya kadar serum fizyolojik içerisinde bekletildi. Premolar dişin oklüzalindeki mine, düşük hızlı testere cihazı (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) ile kaldırıldı. Ortaya çıkan dentin, 2 mm kalınlığında dişin uzun aksına dik olacak şekilde aynı testere cihazı ile kesildi. Böylece her diştten 1 tane olmak üzere toplam 90 adet 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında dentin disk elde edildi. Bu dentin diskler, test için hazırlanan iki teflon bloktan oluşan test aparatının arasına yerleştirildi.

Test Aparatı

Isı ölçümlerini standardize etmek için Smail ve ark.²⁸ tarafından geliştirilen apacey modifiye edilerek, test aparatı olarak kullanıldı (Resim 1).



Bu apacey, ortak merkezli silindirik iki teflon bloktan oluşturuldu. Üstteki silindirik Teflon blok merkezinde 6 mm çapında ve 2 mm derinliğinde oluşturulan boşluğa test edilecek kompozit materyalleri yerleştirildi. Altteki silindirik Teflon blok üst yüzeyin merkezinde kompozit örnekler altına doğrudan dentin disklerin yerleştirileceği merkezinde dentin disklerin yerleşebileceği boşluk oluşturuldu. Bu alt silindirik Teflon bloğun tam ortasına termokapl kablosunun geçebileceği 1mm çapında bir delik açıldı.

Isı Ölçümleri

Her bir kompozitten 15 tane olmak üzere toplam 90 örnek, 3 farklı ışık cihazının standart modu ile polimerize edildi (n=5). Tüm ölçümler sabit oda

sıcaklığında ($20 \pm 1^\circ\text{C}$) yapıldı. Dentin diskler konumlandırıldıktan sonra L-tipindeki termokapl ucu (Fe-Const. Elimko Co., Ankara, Türkiye) alttaki teflon kalıbın altındaki delikten dentinle temas edecek şekilde yerleştirildi. Kompozit polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan ısı değişimleri kaydetmek için, kablonun diğer ucu bilgisayara bağlı E-680 serisi Üniversal Girişli Gelişmiş Tarayıcı / Alarm Cihazına (E-680, Elimko Co., Ankara, Türkiye) bağlandı. Ölçümler, cihazın özel programıyla bilgisayara aktarıldı. (Data Logger, 5.1 ver., Elimko Co., Ankara, Türkiye)

İstatistiksel Analiz

SPSS istatistiksel yazılım programı (Version 10.0, SPSS Inc., Chicago, USA) kullanıldı. Kullanılan kompozitler ve ısı kaynaklarına bağlı olarak ortaya çıkan ısı artış değerleri arasında fark olup olmadığını belirlemek için iki yönlü varyans analizi uygulandı. Farkların önemli olduğu grupları karşılaştırmak için ise Tukey post-hoc testi uygulandı (önemlilik düzeyi: $p<0.05$).

BULGULAR

Üç farklı ışık cihazı ile test edilen kompozitlerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkardıkları ısı artışlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 3'de verildi.

Tablo III. Her bir resin kompozit sisteme ve farklı ışık kaynaklarına ait ortalama ısı değişim değerleri ve standart sapmaları

Kompozit	Halojen	PAC	LED
Admira	$1.95 \pm 0.03^{a,b,c,g,A}$	$1.80 \pm 0.03^{k,l,m,B}$	$0.54 \pm 0.11^{j,t,A,B}$
Filtek P60	$1.25 \pm 0.03^{d,C}$	$1.20 \pm 0.03^{n,D}$	$0.38 \pm 0.08^{u,v,C,D}$
Tetric Flow	$1.90 \pm 0.03^{d,e,f,g,E}$	$1.75 \pm 0.03^{n,o,p,F}$	$0.62 \pm 0.08^{u,v,x,E,F}$
Tetric Ceram	$1.40 \pm 0.03^{h,i,G}$	$1.35 \pm 0.03^{o,p,r,H}$	$0.40 \pm 0.07^{v,y,G,H}$
Filtek Z250	$1.35 \pm 0.03^{c,f,I}$	$1.29 \pm 0.03^{m,s,J}$	$0.62 \pm 0.08^{u,y,z,I,J}$
Premise	$1.10 \pm 0.03^{g,h,i,K}$	$1.05 \pm 0.03^{m,p,r,s,L}$	$0.34 \pm 0.05^{s,u,x,K,L}$

By the two-way ANOVA: $F=360.67$ $P=0.000$ $p<0.05$

Tukey Test sonuçlarına göre aynı ışık kaynağında polimerize edilen farklı kompozitler arası anlamlı farklılıklar dikey sütunlarda aynı küçük harfle ve aynı kompozitte farklı ışık kaynağı kullanımına göre oluşan fark ise yatay sıralarda aynı büyük harfle işaretlenmiştir. ($p<0.05$)

İki yönlü varyans analizine göre ısı artışları arasındaki farklılıklar önemli bulundu. ($F=360.67$) ($p<0.05$) Tüm kompozitlerde, polimerizasyon esnasında ortaya çıkan en fazla ısı artışı halojen ışık kaynağında gözlemlenirken, en düşük ısı artışı LED ışık kaynağının kullanımı ile kaydedildi. Öte yandan kullanılan ışık kaynağına bakılmaksızın test elden kompozitler arasında genel olarak en fazla ısı artışı Admira ($1.95 \pm 0.03^\circ\text{C}$) and Tetric Flow

($1.90 \pm 0.03^\circ\text{C}$) kompozitlerde, en düşük ısı artışı ise Premise resin kompozitte ($0.034 \pm 0.05^\circ\text{C}$) görüldü.

Tukey testle daha ileri analize göre, aynı kompozit resin materyal için üç ışık kaynağı arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda, halojen ile LED ve PAC ile LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyon sırasında oluşan ısı artışları istatistiksel olarak farklı bulunurken, ($p<0.05$) her bir materyalin ayrı ayrı halojen veya PAC'la polimerizasyonu, ısı artışı yönünden istatistiksel olarak farklılığa yol açmadığı belirlendi. ($p>0.05$)

Aynı ışık cihazının kullanımı resin kompozitler arasında farklı ısı artışına neden oldu. Gerek halojen ve gerekse PAC ışık kaynaklarının kullanımı ile polimerizasyon sırasında Admira ile Filtek P60; Admira ile Tetric Ceram; Admira ile Filtek Z250; Admira ile Premise; Filtek P60 ile Tetric Flow; Tetric Flow ile Tetric Ceram; Tetric Flow ile Premise; Tetric Flow ile Filtek Z250; Tetric Ceram ile Premise ve Filtek Z250 ile Premise arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunurken, ($p<0.05$) Admira ile Tetric Flow; Filtek P60 ile Tetric Ceram; Filtek P60 ile Premise; Filtek P60 ile Filtek Z250 ve Tetric Ceram ile Filtek Z250 arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulundu. ($p<0.05$)

LED ışık cihazı kullanıldığında Admira ile Filtek P60; Admira ile Premise; Filtek P60 ile Tetric Flow; Filtek P60 ile Filtek Z250; Tetric Flow ile Tetric Ceram; Tetric Flow ile Premise; Tetric Ceram ile Filtek Z250 ve Filtek Z250 ile Premise arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunurken, ($p<0.05$) Admira ile Tetric Flow; Admira ile Tetric Ceram; Admira ile Filtek Z250; P60 ile Tetric Ceram; P60 ile Premise; Tetric Flow ile Filtek Z250 ve Tetric Ceram ile Premise arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulundu ($p>0.05$).

TARTIŞMA

Güncel estetik dental restoratif teknikleri, gerek dolgu materyalleri ve gerekse dişlerin restorasyonunda yapıştırma ajanı olarak kullanılan resin kompozit polimerizasyonunu aktive etmede ışık kaynaklarına dayalıdır. Resin kompozitin foto başlatıcı molekülü, CQ, foton absorbe ederek aktive edilir. Fotonun absorbe ettiği enerji, radikal şekillendiren moleküler yapıyı değiştirmek için kullanılır. Foto aktivasyon sırasında oluşan radikal, monomere bağlanır ve ilave polimerizasyonla bağlanan monomerler, polimer ağ yapısını oluşturur. Monomerlerin yaklaşması

kompozitte kontraksiyonla sonuçlanırken, aynı zamanda ekzotermik reaksiyon ile birlikte ışık kaynağından yayılan enerji kompozit ve müteakiben çevreleyen yapılarda da ısı artışına neden olur.¹³

Yüksek enerjili ışık kaynakları kullanımının pulpada zararlı ısı yaratma potansiyelini artırabildiği bildirilmiştir. Bu çalışmada, 2 mm dentin diskler üzerine yerleştirilen farklı yapıdaki kompozitlerin son yıllarda geliştirilen yüksek ışık şiddetine sahip LED ve PAC ışıklarıyla polimerizasyonu sırasında dentin altında ölçülen ısı artışı konvansiyonel halojen ışık polimerizasyonu sırasında oluşan değişimle kıyaslandı. In-vitro ısı ölçümleri için literatürde güvenilir²⁹ ve uygulananın kolay olduğu bildirilen termokapl seçildi.

Loney ve Price,³⁰ Tjan ve Dunn,³¹ dentin bariyer kalınlığının pulpaya ısı geçişini azaltmada kritik faktör olduğunu bildirmişlerdir. Isı iletiminde farklı dentin kalınlıklarıyla olası farklılıkları elimine etmek için aynı kalınlıkta standart dentin diskleri hazırlandı. Çoğu kompozit üreticileri irradiasyon zamanını önerirken 2 mm kalınlıkta kompoziti esas almaktadır ve derin kavtelerde kompozitler, çoğu kez, bu kalınlıkta tabakalama yöntemi ile polimerize edilmektedir. Klinik koşulları yansıtması, uniform ve maksimum polimerizasyonun sağlanması için her bir kompozit materyal 2 mm kalınlıkta; ışık polimerizasyonunda renklendiricilerin etkisini azaltmak için A2 tonunda kullanıldı.

Rezin kompozit polimerizasyonu sırasında 3.3-4.0°C arasında ısı artışı gözlenmiş³² ve 5.5°C'den fazla ısı artışının pulpa dokusunda zararlı etki oluşturabildiğine dikkat çekilmiştir.³³ Klinik testler, 11°C'lik ısı artışında %60, 5.5°C'lik ısı artışında ise % 15 pulpanın iyileşmede başarısız olduğunu; 2.2°C'lik artışta ise tüm pulpaların iyileştiğini göstermiştir.²⁰ Bu çalışmada, dentin altında değişik ışık kaynakları ile polimerizasyonu test edilen materyallerin hiç birisinde belirtilen kritik ısıya ulaşılmadı. Bu sonuca göre, mevcut koşullarda tüm ışık kaynaklarının güvenle kullanılabilmesi ifade edilebilir.

Dental kompozit polimerizasyonunda pulpada oluşabilen ısı miktarını belirleyen çeşitli faktörler vardır. İki esas ısı kaynağı, LCU'dan gelen enerji ve polimerizasyon ekzoterm ısıdır.^{25,34,35} Masutomi ve ark.³⁶ kürleme sırasındaki ısı artışında ekzotermik reaksiyonun ışık kaynağı irradiyansından daha etkili olduğunu savunurken, Lloyd³⁷ ve Strang ve ark.³⁸ ısı artışı için esas etkenin irradiyansta absorbe edilen enerji olduğunu, ekzotermik reaksiyonun ikincil önemde olduğunu

bildirmişlerdir. Işınlama esnasında absorbe edilen enerji, ışık şiddeti ve uygulama süresinin bir fonksiyonudur. (ışık şiddeti X uygulama süresi)³⁹ Çalışmamızda kullanılan tüm deneysel koşullarda, en yüksek ısı artışı halojen ışık kaynağı ile en düşük artış LED'le görüldü. Benzer şekilde, Loney ve Price³⁰ 3 saniye kullanılan PAC (Apollo 95E) ışık kaynağının, halojen ışık cihazı (Optilux 401) ile kıyaslandığında dentin altında daha düşük ısı değişimleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Keza, Yazıcı ve arkadaşları²⁴ da ayrı ayrı 1 ve 2 mm kalınlığında dentin diskler altında, PAC (1980 mW/cm², 3 sn) ve LED'in (400 mW/cm², 40 sn) standart polimerizasyon modları ile görülen ısı artışlarını halojen ışık kaynağına oranla daha düşük bulmuşlardır. Çalışmamızda test edilen QTH ışık kaynağında ışık şiddeti (750mWcm⁻²), diğer iki ışık kaynağına (PAC:1600 mWcm⁻² ve LED:1100 mWcm⁻²) oranla daha düşük olsa da, absorbe edilen total enerji miktarı daha fazladır (30 J/cm²) (PAC ve LED için 4.8 ve 11 J/cm²). Bu farklılık QTH ile aynı kompozit materyal polimerizasyonu sırasında diğerlerine oranla neden daha fazla ısı artışı oluşturduğunu açıklayabilir.

Çalışmamızda kullanılan tüm kompozitlerde, en düşük ısı artışı LED ışık cihazı ile elde edildi. Bu bulgu, LED ışık cihazının halojen ışık kaynağından daha düşük ısıya neden olduğunu belirten Hofman ve ark.,¹⁵ Yazıcı ve arkadaşlarının²⁴ Öztürk ve ark.⁴⁰, Rueggeberg ve ark.,⁴¹ Yap ve Soh⁴² bulgularıyla uyumludur. Bu sonuç, LED'in infrared enerji yaymaması ve emisyon spektrasının foto başlatıcı, CQ'nun absorpsiyon spektrası ile daha iyi uyumlu olması ile açıklanabilir. Öte yandan LED'e göre PAC ile irradiyansta daha fazla ısı artışı, PAC'ın daha yüksek ışık şiddeti ile açıklanabilir.

Sonuçlar, üç ışık cihazı ile polimerizasyon işlemi yapıldığında, en fazla ısı artışının ormoser esaslı olan Admira ve akışkan kompozit olan Tetric Flow materyalleri ile en düşük ısı artışının ise nano dolduruculu hibrit kompozit olan Premise'le olduğunu gösterdi. Ormoser esaslı restoratif materyalin kimyasal yapısını, yeni geliştirilmiş çok fonksiyonlu üretilen ve tioeter oligo metakrilat alkoksasilan ilave edilmiş organik ve inorganik kopolimer oluşturmaktadır. Silan içindeki alkoksasil grupları hidrolizis ve polikondensasyon reaksiyonlarında inorganik Si-O-Si ağının oluşmasına izin verirken, akrilat gruplar ısıl veya fotokimyasal yol ile organik polimerizasyona neden olurlar.³⁴ Diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında, Ormoserdeki ısı artışının, düşük ışık iletimi veren farklı monomer yapılarından kaynaklandığı düşünülebilir.

Her ne kadar Filtek P60 ve Filtek Z250 organik matrikslerinde aynı moleküllere sahip olsalar da farklı ısı artışı gösterdiler. UDMA esaslı rezin bazlı kompozitlerdeki bu fark, doldurucu miktarı, başlatıcı ve doldurucuların silanizasyonu gibi diğer bazı özelliklerinden kaynaklanabilir. Tarle ve ark.⁴³ LED ile polimerizasyon sırasında hibrit bir kompozit olan Tetric Ceram'da 2.2°C, mikrohibrit bir kompozit olan Filtek Z250'de ise 1.5°C'lik ısı artışı olduğunu rapor etmişlerdir. Oysa çalışmamızda Tetric Ceram için 0.40°C, Filtek Z250 için 0.62°C olarak bulunan ısı artış değerleri, ilk ticari mavi LED ışık cihazlarından birini kullanan Tarle ve ark.nın⁴³ bulgularına kıyasla daha düşüktür. Bu araştırmacılar, polimerizasyon başlangıcında 50 mW/cm² yoğunluğunda ışığı 10sn, müteakiben 150 mW/cm² yoğunluğundaki ışığı 30 sn süreyle uygulamışlardır. Tedavi prosedüründeki farklılıklar, aynı ürünlerin kullanıldığı iki çalışma arasındaki farkları açıklayabilir.

Nano dolduruculu kompozit olan Premise, klinisyenler tarafından estetik, kolay işlenebilme ve iyi polisaj edilebilme özelliklerine sahiptir. Premise içerisinde, 3 farklı doldurucu tipiyle ağırlıkça %84 oranında doldurucu partikül mevcuttur. Çalışmamızda kullandığımız tüm kompozitler arasında en düşük ısı artışının bu üründe görülmesi, organik rezin matriks hacminin daha az olmasına bağlanabilir.

Sonuç olarak, ekzotermik sertleşme reaksiyonunun hızı ve böylece kompozitte ulaşılan maksimum ısı, ışık kaynağının irradyansının yanı sıra kompozitin kimyasal yapısı ve rezin kompozitin ışık geçirme özelliklerinin bir fonksiyonudur. Mevcut çalışma sonuçları kompozit polimerizasyonunda ışık kaynağı etkisinin materyalle değiştiğini gösterdi ve gözlenen ısı artışları rezinlerin karakteristik ve formülasyonları ile farklı doldurucu kombinasyonundan dolayı her bir kompozite özgü niteliklerin değişimi olarak düşünüldü.

SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışma sınırları içinde aşağıdaki sonuçlara varılabilir:

Her bir kompozitin halojen, PAC veya LED'le polimerizasyonu sırasında pulpal hasar oluşturabilecek kritik ısıya ulaşmadı.

Kullanılan ışık kaynakları arasında en yüksek ısı artışı halojen, en düşük ısı artışı ise LED ışık kaynağı kullanımı ile kaydedildi.

Test edilen rezin kompozitlerde, Admira ve Tetric Flow polimerizasyonu ile en yüksek ısı artışı, Premise ile en düşük ısı artışı gözlemlendi.

KAYNAKLAR

1. Kleverlaan CJ, de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 84-8.
2. Papadogiannis Y, Lakes RS, Palaghias G, Helvatjoglou-Antoniades M, Papadogiannis D. Fatigue of packable dental composites *Dent Mater* 2007; 23: 235-42.
3. Burgess JO, Norling BK, Rawls H, Ong JL. Directly placed esthetic restorative material. *Compend Cont Edu* 1996; 17(8): 731-46.
4. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as filled adhesives literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30: 249-57.
5. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatides P, Wilkerson M. A characterization of first generation flowable composites. *JADA* 1998; 129: 567-77.
6. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara; Öncü Basımevi, 2000,
7. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in lightcured packable composite resins. *Dental Mater* 2001; 17: 253-9.
8. Jackson Ronald D, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *JADA* 2000;131: 375-83.
9. Leinfelder KF. A report on a new condensable composite resin. *Compendium* 1998; 19: 230-7.
10. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Mater* 2000; 16(1): 33-40.
11. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 9th ed. St. Louis; Mosby: 251, 1993.
12. Hickel R, Dasch W, Jandam M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J* 1998; 48: 3-16.
13. Bouillguet 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 Part B: Appl Biomater* 2005; 72B: 260-7.
14. Wataha JC, Lockwood PE, Lewis JB, Rueggeberg FA, Messer RLW. Biological effects of blue light from dental curing units. *Dent Mater* 2004; 20:150-7.
15. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 471-9.

16. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16: 41-7.
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. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001; 17: 309-15.
19. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 2005; 26: 3981-6.
20. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 362-7
21. Amaral CM, Cavalcante LMA, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Microleakage evaluation of resin composite restorations polymerized with different blue light-emitting diode units (LED). *Cienc Odontol Bras* 2005;8:19-24.
22. Awliya WY. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8: 9-16.
23. Schneider LFJ, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Invest* 2006; 10: 66-71.
24. Yazıcı AR, Müftü 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: 261-5.
25. 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.
26. Lovell LG, Newman SM, Donaldson MM, Bowman CN. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent Mater* 2003; 19: 458-65.
27. 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.
28. 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.
29. Martins GR, Cavalcanti BN, Rode SM. Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 328-31.
30. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high output light-curing units through dentin. *Oper Dent* 2001; 26: 516-20.

31. Tjan AH, Dunn JR. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 433-8.
32. 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: 238-45.
33. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 515-30.
34. Aguiar FHB, Barros GKP, Santos AJS, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: An in vitro study. *Oper Dent* 2005; 30: 602-7.
35. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehab* 1998; 25: 908-13.
36. Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater* 1988; 4: 174- 7.
37. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986; 2: 170-4.
38. Strang R, Patterson CJW, McLundie AC, Cummings A. Smail SRJ. In-vitro temperature rises produced by five polymerizing light sources. *J Oral Rehab* 1988;15:361-6.
39. Yap AUJ, Wong NY, Siow KS. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent* 2000; 25: 98-103.
40. Öztürk B, Öztürk AN, Üsumez A, Üsumez S, Özer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent* 2004; 29(3): 325-32.
41. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999; 25: 4-15.
42. Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent* 2003; 28(3): 260-6.
43. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, Ristic M, Pichler G. Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent* 2006; 31: 219-26

Yazışma adresi:

Yard.Doç.Dr.İhsan HUBBEZOĞLU

Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastahkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

58140 Kampüs / SİVAS

Tel : 0 346 2191010 / 2792

Faks : 0 346 2191237

E-posta : hubbezoglu@cumhuriyet.edu.tr