

KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYONLARI ESNASINDA PULPA ODASINDAKİ ISI DEĞİŞİMLERİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

In Vitro Evaluation of Temperature of Pulp Chamber During Composite Resins Polymerization

Dr. Dt. A. MÜJDECI*

Dr. Dt. A. YEŞİLYURT**

Prof. Dr. O. GÖKAY***

ABSTRACT

The purpose of this in vitro study was to evaluate temperature changes into pulp chamber during composite resin polymerization.

40 extracted human maxillary central teeth were used. Standardized cavities (5mm diameter and 2 mm height) were prepared to vestibul surface of each tooth, and the teeth were randomly divided into 4 groups each containing 10 teeth. Apexes of all of the teeth were cut approximately 4 mm apical of the cemento-enamel junction and pulp tissue was removed with hedström files. Thermocouple of a digital thermometer was placed into the pulp chamber of each tooth and controlled with radiography. A flowable (Tetric-Flow), a packable (Surefil), a hybrid (Charisma) and an organic modified ceramic based (Admira) composite resins were applied to these cavities and polymerized with a light-cure devices for 40 s. The increase of temperature was recorded during polymerization. Results were statistically evaluated with Analysis of Variance and Duncan test.

The highest increase of temperature was observed in flowable composite group. Statistically significant differences were not found among the other composite groups ($p<0.05$).

Key words: Resin composites , polymerization, temperature increase

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı, kompozit rezin polimerizasyonu esnasında pulpa odasında oluşabilecek ısı değişikliklerini değerlendirmektir.

40 adet çekilmiş maxiller santral insan dişi kullanıldı. Dişlerin vestibul yüzeylerine 5 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde standart kaviteler açıldı, dişler rasgele 4 gruba ayrıldı. Dişlerin kökleri mine-sement birleşiminden yaklaşık olarak 4 mm aşağıda olacak şekilde kesildi, pulpa dokusu headström eğeler ile uzaklaştırıldı. Her dişin pulpa odasına digital termometrenin termocouple'ı yerleştirildi ve radyografi ile kontrol edildi. Daha sonra bir akışkan (Tetric-Flow), bir kondanse edilebilir (Surefil), bir hybrid (Charisma) ve bir ormoser esaslı (Admira) kompozit rezinler kavitelere yerleştirilerek 40 s ışık cihazı ile polimerize edildiler. Polimerizasyon esnasındaki ısı artışları kaydedildi. Sonuçlar istatistiksel olarak Varyans Analizi ve Duncan testi ile değerlendirildi.

En yüksek ısı artışı akışkan kompozit grubunda gözlemlendi. Diğer kompozit rezinler arasında istatistiksel olarak önemli farklılık bulunmadı. ($p<0.05$)

Anahtar Sözcükler: Kompozit rezinler, polimerizasyon, ısı artışı

* Dr.Dt., Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı.

** Dr.Dt., Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı.

*** Prof. Dr., Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı.

GİRİŞ

Kompozit rezinler günümüzde hem anterior hem de posterior dişlerde rutin kullanıma sahip başlıca estetik restoratif dolgu materyali olma özelliğindedirler ve organik matriks, ara bağlayıcılar ve inorganik doldurucular olmak üzere başlıca üç ana bileşenden meydana gelmektedirler (1). Kompozit rezinlerin, ilk üretildikleri yıllardan bu yana geçen kırk yıla yakın sürede diş hekimliğinde kullanılan materyallerin hiçbirinde gözlenmeyen gelişmeler ve değişimlere sahip oldukları ve formülasyonlarında çeşitli değişiklikler yapıldığı görülmektedir. Son yıllarda kompozit rezinlerin içeriğindeki doldurucu oranları, miktarı ve doldurucu içerikleri değiştirilerek farklı kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür (1, 2).

Geleneksel hibrit kompozitler en yaygın kullanıma sahip kompozit rezin grubudur. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içerirler. Makro ve mikropartiküle sahip her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentleridir. Son yıllarda kullanıma sunulan akışkan kompozitler de düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir. Bu materyallerde hibrit kompozitlerdeki küçük partikül boyutu korunarak materyale daha düşük oranda doldurucu ilave edilmiştir. Doldurucu partikül miktarının azaltılmasına bağlı olarak organik matriks miktarı artmış, böylece viskozite azalarak materyalin dar aralıklara akması kolaylaşmıştır. Diğer yandan bu materyalin rezin matriks miktarının fazla oluşu nedeniyle hibrit kompozitlerle kıyaslandığında; aşınma oranı, termal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesinin daha fazla olduğu; bunun yanında fiziksel özellikleri ve dayanıklılığının daha az olduğu görülmüştür (1,3).

Amalgam yerine kullanılabilir direkt restoratif materyal arayışı halen devam etmektedir. Bu alternatif materyallerden bir tanesi de kondanse edilebilir kompozitlerdir ve "posterior, condensable veya packable kompozitler" adı altında piyasaya sürülmüşlerdir (4, 5). Bu kompozit rezinler yüksek doldurucu içeriğiyle hibrit kompozitlerden farklılık gösterirler, kom-

pozit rezinlerin uygulanımı esnasında el aletlerine yapışmasını önlemek amacıyla materyal içerisindeki doldurucuların karakteristikleri değiştirilmiştir (4, 6).

Kompozit rezinlerin organik matriksini oluşturan Bis-GMA formundaki dimetakrilatların temel yapısında son otuz yıldan beri önemli herhangi bir değişiklik yapılmamıştır. Uzun yıllar elektrik, elektronik ve inşaat sektörlerinde kullanılan seramikler, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin (organic modified ceramics) ilk hecelerinden oluşan ORMOCER ismiyle farklı bir kompozit rezin ürünü olarak 1998 yılında diş hekimliğinde kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür (1). Multifonksiyonel üretilen ve tioetermetakrilat alkoksisisilanlardan elde edilen inorganik-organik kopolimerlerin oluşturduğu Si-O-Si ağından oluşan ana yapıya, diş hekimliğinde kullanılan Bis-GMA, HEMA, TEGDMA ve UDMA gibi farklı kimyasal özelliklere sahip monomerler, çeşitli inorganik partiküller katılmış ve her iki faz yine tüm diğer kompozit rezin sistemlerde olduğu gibi bir silan fazı aracılığı ile birbirine bağlanmıştır. İnorganik partiküller kompozit rezinlerdeki inorganik dolduruculara benzer olarak, özel cam seramik ve silikadan oluşur (7).

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin büyük çoğunluğu ışık ile polimerize olmaktadır ve polimerizasyonlarında çeşitli ışık cihazları kullanılmaktadır. Bunlar arasında en fazla kullanımda olanlar kuartz-tungsten halojen ışık cihazlarıdır (8). Bu cihazlarda spectral alanı 300-1000 nm olan halojen lambalar kullanılır ve hem ultraviyole hem de infrared enerji içerirler. Aktivasyonları esnasında ısı ve ışık oluşturma özelliğine sahiptirler (9). İmalatçılar cihazların aktivasyonları esnasında oluşabilecek gereksiz ısı ve ışığı önleyebilmek amacı ile cihazlara filtreler ilave etmişlerdir (10), yine de çalışmaları esnasında ısı oluşturmaları önemli dezavantajlarıdır (11). Halojen ışık cihazlarına alternatif olarak klinik uygulamaya sunulmuş olan plazma-ark ve LED (light-emitting diodes) ışık cihazlarının ise halojen cihazlara göre daha az polimerizasyon ısısı oluşturduğu rapor edilmiştir (10, 12, 13).

Restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında kimyasal olarak oluşan veya

kullanılan ışık cihazlarına bağlı olarak meydana gelen ısı artışları çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir (10, 14-19). Shortall ve Harrington (20) restoratif materyal kompozisyonunun ısı artışında önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmanın amacı yeni üretilen kompozit rezinlerin yapısal farklılıklarının polimerizasyonları esnasında oluşan ısı üzerine etkilerini değerlendirmektir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda periodontal ya da protetik amaçla çekilmiş çürüksüz maksiller santral insan dişleri kullanıldı. Çekimlerini takiben dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları akar su altında fırçalanarak temizlendi ve ışık mikroskobu altında minelerinde çatlak olup olmadığı incelendi. Minelerinde çatlak tespit edilen dişler çalışmaya dahil edilmedi. Seçilen 40 adet diş deney aşamasına kadar % 0.2 lik sodyum azid solüsyonunda bekletildiler.

Dişlerin vestibül yüzeylerine 12 nolu elmas fissur frez (Diatech, Diatech Dental AG, CH-9435, Heerbrugg) yardımı ile 2 mm. derinliğinde, 5 mm çapında silindirik standart kaviteler açıldı. Daha sonra dişlerin kole bölgelerinden itibaren apikale doğru 4 mm. işaretlenerek kök uçları kesildi. Her bir dişin kök kanalı ve pulpa odası hedström eğeler ile boşaltılarak irrigasyon solüsyonları ile yıkandı, kurutuldu. Dişler rasgele 4 gruba ayrıldı. Dijital termometre kalibre edildikten sonra, cihazın (Eprom Ltd Şti. Ankara, Türkiye) termocouple'ı, kesilmiş apeks bölgelerinden kron pulpa odasının tavanına yerleştirildi. Termocouplenin yerinin uygunluğu radyografi ile gözlemlendi. Dijital termometrenin pulpa odasında kaydettiği ısı değerleri başlangıç değerler olarak alındı, daha sonra deney gruplarını oluşturan dişlerin kavitelerine çalışmada kullanılan farklı kompozit rezinlerin A3 renkleri (Tablo 1) sırası ile üretici firma tavsiyesine uyularak yerleştirildi (2 mm kalınlığında), ışık yoğunluğu her farklı grubun uygulanması öncesi radyometre (Demetron, Curing Radiometer, Kerr Corporation, Danbury, USA) ile ölçülen halojen ışık cihazı (Hilux 200, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) yardımıyla 40 s ışık

uygulanarak polimerize edildi. Bu esnada pulpa odasında gözlenen en yüksek ısı değerleri kaydedildi. Her bir örnek için başlangıç ve polimerizasyon esnasında ulaşılan maksimum ısı arasındaki farklar hesaplandı. Gruplar için ayrı ayrı oluşturulan veriler istatistiksel olarak Varyans analizi ve Duncan testi ile değerlendirildi.

BULGULAR

Halojen esaslı bir ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen 4 farklı kompozit rezinin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşan ısı artışı ortalamaları Tablo 2'de görülmektedir.

Varyans analizi sonuçları gruplardan en az bir tanesinin diğerlerinden farklı olduğunu ortaya koymaktadır (Tablo 3).

Farklı grupların tespiti için yapılan Duncan testi sonuçlarına göre; Grup I, II ve III (ormoser, kondanse edilebilir, hibrit) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık gözlenmedi, Grup IV (akışkan kompozit) ise tüm bu gruplardan istatistiksel olarak farklı bulundu ($p < 0.05$).

TARTIŞMA

Isı artışlarının değerlendirilmelerinde; termocouple, kalorimetre, termal analiz yöntemleri ve infrared kameralar gibi çeşitli teknikler kullanılmaktadır (21-24). Farklı yöntemlerin kullanılması ve ısı artışının ölçüldüğü bölge (kompozit rezinin içi, kompozit rezinin alt yüzeyi, dentin gibi bir ara tabakanın varlığı ve kalınlığı vs.) çalışma sonuçları arasında önemli farklılıkların ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Çalışmada kullandığımız yöntemde termocouple kullanılmış olup, veriler dijital termometreden okunarak kaydedilmiştir.

Kompozit rezinler polimerize olurken ısı meydana gelmektedir. Bu ısı kimyasal reaksiyonlardan (ekzotermik) veya kullanılan ışık cihazından kaynaklanmaktadır. Isı yüksek derecelere ulaşır ise diş dokularını etkileyerek pulpada harabiyete neden olabilir (25). Özellikle derin kavitelere uygulanacak restorasyonlarda oluşabilecek ısı artışlarının önemli olduğu rapor edilmiştir (26). Isı artışı; ışığın uygulanma süresi, ışığın yoğunluğu, ışık ucu ile kompozit rezin

Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler.

Gruplar (n: 10)	Kompozit Rezinler	Tipi	İçerik
I	ADMIRA, Voco GmbH, Würzburg, GERMANY	Ormocer	Örmocer matris (Organik modifiye seramik) % 78 w/w inorganik doldurucu: ortalama partikül büyüklüğü 0.7µ silisyumdioksit ve baryum-alüminyum-boro-silikat cam
II	SUREFIL, Dentsply- DeTrey GmbH, Konstanz, GERMANY	Kondense edilebilir (Yüksek yoğunluklu)	Ürethan modifiye BIS-GMA organik matris % 66 vol, inorganik doldurucu: ortalama partikül büyüklüğü 0.8µ Bor-silikat-alüminyum
III	CHARISMA, Heraeus Kulzer, Dormagen GERMANY	Üniversal hibrit	BIS-GMA matris, % 64 vol inorganik doldurucu: ortalama partikül büyüklüğü 0.02-2µ silisyumdioksit ve 0.02-0.07µ baryum-alüminyum-florür cam
IV	TETRIC-FLOW (syringe) Vivadent, Schaan/ LIECTENSTEIN	Akışkan	BIS-GMA, UDMA, TEG, DMA matris, % 39.7 vol, inorganik doldurucu: ortalama partikül büyüklüğü 0.7µ baryum cam, ytterbiumtriflorür, baryum-alüminyum florosilikat cam, silikon dioksit, küresel karışık oksit

Tablo 2: Gruplarda gözlenen ısı artış ortalamaları.

GRUPLAR	ORTALAMA ± SD
I (Admira)	1.90±0.047
II (Surefil)	2.01±0.044
III (Charisma)	1.96±0.040
IV (Tetric Flow)	2.60±0.056*

*İstatistiksel olarak farklı grup (p<0.05)

Tablo 3: Varyans Analizi sonuçları

	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler Ortalaması	F	P
Gruplar arası	3.144	3	1.048	52.400	.000
Gruplar içi	.720	36	0.02		
Genel	3.864	39			

(p<0.05)

arasındaki mesafe, kompozit rezinin kompozisyonu, kompozit rezinin rengi, kompozit rezinin kalınlığı ve kullanılan ışık cihazının tipine bağlıdır (10).

Bu çalışmada farklı kompozit rezinler kullanıldı, yukarıda bahsedilen diğer parametreler ise sabit tutuldu. Kullandığımız kompozit rezinler son yıllarda üretilmiş ve günümüzde rutin kullanıma girmiş dolgu materyalleridir. Farklılıkları ya inorganik doldurucu miktarı ve inorganik partiküllerin yapısından ya da ormoser esaslı kompozitte olduğu gibi organik matriks yapısından kaynaklanmaktadır.

Bouillaguet ve ark. (27) in vitro çalışmalarında yüksek yoğunluğa sahip halojen cihazlar ile yapılan kompozit rezin polimerizasyonlarda 17.7°C gibi yüksek ısı artışı gözlemişlerdir. Hannig ve Bott (28) yüksek yoğunluklu cihazların geleneksel ışık cihazlarına oranla daha yüksek ısı artışına neden olduklarını, bu nedenle klinisyenlerin potansiyel ısı zararlarının oluşturacağı etkilere karşı dikkatli olmaları gerektiğini bildirmişlerdir. Hussey ve ark. (29) da infrared termografi yöntemi ile kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasındaki ısı artışlarını değerlendirdikleri çalışmalarında ısı artışlarının pulpa için zararlı olabileceğini rapor etmişlerdir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında oluşacak ısı artışlarından pulpanın korunmasında etkili bir yöntem olarak 2 mm kalınlığında cam iyonmer siman kaide kullanılmasını önerilmiştir (30). Kaide kullanılarak gerçekleştirilen diğer bazı çalışmalarda ısı artışları yüksek değerlere ulaşmamıştır (19, 20, 31).

Knezeviç ve ark. (10) bir kompozit rezinin polimerizasyonu esnasında meydana gelen ısı artışlarını farklı ışık cihazları kullanarak değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar ısı artışını polimerize olmamış kompozit rezinin içerisine yerleştirdikleri prob ile ölçmüşler ve en yüksek ısı artışını bir halojen tip ışık cihazı ile ($13.3 \pm 1.21^\circ\text{C}$), en düşük ısı artışını ise bir LED ışık cihazı ile ($5.2 \pm 1.92^\circ\text{C}$) saptamışlardır. Çalışmalarında vardıkları diğer sonuçlar ise en yüksek ısı derecelerine ilk 20 saniye içerisinde ulaşıldığı ve post-polimerizasyonda ilave ısı artışının olmadığı şeklinde rapor edilmiştir.

Uhl ve ark. (32), Alexander ve ark. (33) ile Weerakon ve ark. (34) polimerizasyon esnasında daha düşük ısı oluşturmalarından dolayı LED 'lerin halojen kaynaklı cihazlara alternatif olabileceklerini bildirmişlerdir. Ancak Asmussen ve Peutzfeld (35) LED'lerin halojen kaynaklı cihazlara göre daha az ısı oluşumuna yol açtığı şeklinde bir genellemenin doğru olmayacağını, yüksek ışık yoğunluğuna sahip LED'ler ile de yüksek ısı artışlarının görüleceğini bildirmişlerdir. Çalışmalarında farklı halojen ışık cihazları ile elde ettikleri değerler 4.8-10.0°C, farklı LED cihazları ile elde ettikleri değerler ise 1.2-9.4°C arasındadır. Danesh ve ark. (36) da çalışmalarında değerlendirdikleri halojen ve plazma-ark ışık cihazlarının kompozit rezin polimerizasyonu esnasında benzer ısı oluşturma özelliğine sahip olduğunu gözlemişlerdir.

Yap ve ark. (37) kompozit rezinlerin polimerizasyonlarındaki ana faktör olan çapraz bağları oluşturmada halojen kaynaklı cihazların LED'lere göre daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bu sonucun önemli olduğunu ve LED ışık cihazları ile yapılacak restorasyonlarda erken restorasyon başarısızlıklarının görülebileceğini bildirmişlerdir. Başka bir araştırmada, halojen cihazlar kullanıldığında LED cihazlarına göre daha fazla polimerizasyon derinliği elde edildiği gözlenmiştir (38). Schneider ve ark. (39) ise plazma-ark cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinlerde daha düşük yüzey sertlik değerleri elde ettiklerini rapor etmişlerdir. Düşük yüzey sertlik değerleri materyalin intraoral çözücülere ve abrazyona karşı direncinin zayıf olacağı şeklinde ifade edilmektedir. Halojen cihazların LED cihazlara karşı yukarıda bahsedilen bazı üstünlükleri ve halen daha yaygın kullanıma sahip olmaları nedeniyle çalışmamızda halojen kaynaklı bir ışık cihazını kullandık.

Öztürk ve ark. (18) çalışmalarında iki farklı adeziv-kompozit sistemlerin polimerizasyonları esnasında meydana gelebilecek ısı artışı üzerine çeşitli ışık cihazlarının etkilerini in-vitro olarak değerlendirmişler ve hiçbir cihaz ile kritik değer olarak kabul edilen 5.6°C'nin üzerindeki bir ısı artışının 1mm kalınlığındaki dentin diskinin alt yüzeyine ulaşmadığını

bulmuşlardır. Araştırmacılar standart halojen ışık kaynağı ile kompozit rezinlerde 1.86-2.85°C arasında ısı artışı olduğunu gözlemişlerdir. Gökay ve Yoldaş (21) da bir kompozit rezinin polimerizasyonunda kullanılan üç halojen cihazın oluşturdukları ısı artışının 1.3-2.82°C arasında olduğunu rapor etmişlerdir.

Sonuçlarımız bu araştırmacıların bulguları ile benzerdir. Çalışmamızda; hibrit, kondanse edilebilir ve ormoser esaslı kompozit dolgu maddelerinin ısı artış ortalamaları $1.90 \pm 2.02^\circ\text{C}$ arasındaydı, en yüksek ısı artışının gözlemlendiği akışkan kompozit rezin için elde edilen ortalama $2.60 \pm 0.056^\circ\text{C}$ değer ise bu kompozit rezinlerden istatistik olarak farklı bulundu. Akışkan kompozit rezindeki daha yüksek ısı artışı düşük orandaki inorganik partikül içeriğine (% 39.7 vol) bağlanabilir. Düşük inorganik partikül miktarı nedeni ile daha yüksek organik matriks oranına sahip olması hem polimerizasyon esnasındaki ekzotermik ısının daha yüksek olmasına, hem de bu yapısal özelliği nedeni ile ışık cihazından kaynaklanan ısının alt tabakalara daha kolay ulaşmasına neden olabilir. Yine de halojen ışık cihazı ile tüm kompozit rezinler için elde ettiğimiz ısı artışlarının, zararlı olacağı düşünülen yüksek değerlere ulaşmadığı gözlemlendi. Sonuç olarak, mevcut kompozit rezinlerin polimerizasyonlarında standart ışık yoğunluğuna sahip halojen ışık kaynaklarının kullanılmasının sakınca yaratmayacağı görüşündeyiz.

KAYNAKLAR

1. Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara, 2000; 2-39.
2. Lee IB, Son HH, Um CM. Rheologic properties of flowable, conventional hybrid and condensable composite resins. Dent Mater 2003; 19:298-307.
3. Nadia MT. Mechanical properties of flowable composites. Saudi Dent J 2001;13:20-4.
4. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical consideration. J Esthet Dent 1999;11:234-49.
5. Charles WW, Keli RK. Advances in restorative materials. Dent Clin North Am 2001; 45: 7-27.
6. Crispin JB. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. 3rd Tokyo Quintessence Pub. Co 1994; 61-71.
7. Tagtekin DA, Yanıkoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an ormocer and conventional hybrid resin composite. Dent Mater 2004; 20: 487-97.
8. Hofmann N, Hogo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci 2002;110:471-9.
9. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am J Dent 2000;13(special issue):77-81D.
10. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Stualo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. J Oral Rehabil 2005; 32: 362-7.
11. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light emitting diodes. Dentistry in Japan 1998; 34: 49-53.
12. Hartung M, Kürschrner R. Surface hardness and polymerization heat of halogen/LED-cured composites. J Dent Res 2001; 80: 41-7.
13. Tarle Z, Meniga A, Knezević A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. J Oral Rehabil 2002;29:662-7.
14. Goodis HE, White JM, Gamn J, Watanabe I. Pulp chamber temperature changes with visible light cured composites in vitro. Dent Mater 1990; 6: 99-102.
15. Lloyd CH. A differential thermal analysis (DTA) for the heats of reduction and temperature rises produced during the setting of tooth colored restorative materials. J Oral Rehabil 1984; 11: 111-21.
16. McCabe JF. Cure performance of light activated composites by differential thermal analysis. Dent Mater 1985;1:231-4.
17. Gökay O. Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında pulpada oluşturdukları ısı üzerine farklı ışık polimerizasyon cihazlarının etkileri. A Ü Diş Hek Fak Derg 1993; 20: 1-5.
18. Öztürk B, Öztürk AN, Üşümez A, Üşümez S, Özer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. Oper Dent 2004; 29:325-32.

19. Ulusoy N. Akrilik ve kompozit dolgu maddelerinin polimerizasyon sırasında diş pulpasında meydana getirdikleri ısı değişiklikleri. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 1985;12:673-80.
20. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light activated resin composites. *J Oral Rehabil* 1998; 25:908-13.
21. Gökay O, Yoldaş Ç. Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşturdukları ısı değişimlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2000; 27: 37-43.
22. Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Computer controlled differential calorimetry of dental composites. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991; 131: 319-5.
23. Lloyd CH, Joski A, Mc Glynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986; 2: 170-4.
24. Anic I, Pavelic B, Peric B, Matsumoto K. In-vitro pulp chamber temperature rises associated with argon laser polymerization of composite resins. *Laser Surg* 1996;19:438-44.
25. Zach I, Cohen A. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg* 1965; 19: 515-30.
26. Stewardson DA, Shortall AC, Harrington E, Lumney PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *J Dent Res* 2004;32:643-51.
27. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risk from LED and high-intensity QTH curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 15: 260-7.
28. 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.
29. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent* 1995; 23: 267-71.
30. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light activated resin. *Scan J Dent Res* 1993; 101:176-9.
31. Önen A, Uygun H. Kompozit dolgu maddelerinin polimerizasyonları esnasında dişte oluşturdukları ısı değişikliklerinin incelenmesi. *Marmara Ü Diş Hek Fak Derg* 1987; 3: 86-90.
32. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003; 24:1809-20.
33. Alexander U, Robin WM, Klaus DJ. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003; 24: 1809-20.
34. Weerakon AT, Meyers IA, Symons AL, Walsh LJ. Pulpal heat changes with newly developed resin photo-polymerisation systems. *Aust Endod J* 2002; 28: 108-11.
35. Asmussen E, Peutzfeld A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci* 2005;113:96-8.
36. Danesh G, Davis H, Duda S, Kaup M, Ott K, Schafer E. Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing sources and a plazma arc lamp. *Am J Dent* 2004; 17: 203-8.
37. Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent* 2004; 29: 410-15.
38. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004; 20: 364-9.
39. Schneider LF, Consani S, Sinhoretti MA, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent* 2005; 30: 516-21.

Yazışma Adresi

Dr. Dt. Arzu MÜJDECİ
Ankara Üniversitesi
Dişhekimliği Fakültesi
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı
06500 Beşevler / ANKARA