

Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

The Light Curing Units Used for Polymerization of Resin Restorative Materials

Çiğdem Çelik*, Yonca Özel*

Özet

Kompozit rezinler, rezin modifiye cam iyonomerler, poliasit modifiye kompozit rezinler, ormoserler, fissür örtücüler, dentin bonding ajanlar gibi ışıkla polimerize olan materyaller dişhekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Günümüzde, geleneksel quartz-tungsten-halojen(QTH), light-emitting-diode(LED), plazma ark(PAC) ve lazer ışık kaynakları gibi pek çok farklı ışık kaynakları bulunmaktadır. Bu cihazların ışık kaynağının tipine göre pek çok avantaj ve dezavantajı vardır. Bununla birlikte, ışık kaynaklarının diş dokusuna ve hekime potansiyel biyolojik zararlı etkileri bulunmaktadır.

Anahtar kelimeler: Rezin restoratif materyaller, polimerizasyon, ışık kaynakları

Abstract

Visible light-cured materials including resin composites, resin modified glass ionomers, polyacid modified resin composites, ormocers, fissur sealants, dentin bonding agents are widely used in dentistry. Today, there are a range of light-curing units, such as conventional quartz-tungsten-halogen(QTH), light-emitting diode(LED), plasma arc(PAC) and laser. These curing-units may have some advantages and disadvantages owing to type of the light source. Additionally, these light curing units may have potential biological harmful effects to tooth structure and the clinician.

Keywords: Resin restorative materials, polymerization, light curing units

* Dr. Dt. Başkent Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D., Ankara

Günümüzde, ışıkla sertleşen rezin restoratif materyaller dişhekimliğinde her alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu gruba giren materyaller, kompozit rezinler, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, poliasit modifiye kompozit rezinler, ormoserler, fissür örtücüler ve dentin bağlayıcı ajanlardır. Resin restoratif materyallerin gerekli fiziksel ve biyolojik özelliklerinin tam olarak sağlanabilmesinde etkili bir polimerizasyon elde edilmesi önem taşımaktadır.

Kompozit rezinlerin mavi ışık ile polimerizasyonu ilk kez 1970 yılında gündeme gelmiştir.¹ Hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla birlikte ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu nedenle kompozit rezinlerin etkili polimerizasyonu, restorasyonların klinik başarısında büyük önem taşımaktadır. Polimerizasyon, kompozit rezinlerin yüzey sertliğini, aşınma direncini, su absorpsiyonunu, artık monomer miktarını ve biyouyumluluğunu etkilemektedir.²⁻⁵

Polimerizasyon reaksiyonunun başlatılabilmesi için rezin içeriğinde 400-450nm dalga boyuna duyarlı fotoinitiatör olarak ışık emici diketon absorber (Champhorquinon), hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Bununla birlikte, TPO(trimethylbenzoylphosphine oxide) gibi bir çok yeni fotoinitiatörler de resin materyalin yapısına katılmıştır. Işık kaynakları resin içeriğindeki fotoinitiatör molekülleri aktive ederek oluşan serbest radikallerle polimerizasyonu başlatır. Bu nedenle resin materyalin yapısında bulunan ve polimerizasyonu başlatan maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir. Aksi takdirde resin materyalde yeterli bir polimerizasyon görülmez.⁶⁻⁸ Bunun yanı sıra, polimerizasyon reaksiyonunun pek çok faktörden etkilendiği bilinmektedir. Restoratif materyalin tipi, rengi, kavite derinliğine bağlı olarak restoratif materyal kalınlığı, ışık kaynağının tipi, yoğunluğu, uygulama süresi, ışık ucunun çapı, restorasyonla ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık ve uygulama açısı gibi faktörler bunlardan bazılarıdır.

Mikrofil doldurucu içeren kompozit rezinlerin hibrit yapıdaki kompozitlere göre daha fazla ışık uygulaması gerektirdiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.^{9,10} Leonard ve ark. mikrofil kompozitlerin polimerizasyonu için hibrit kompozitlere göre iki kat daha fazla ışık uygulama süresine ihtiyaç duyduklarını belirtmişlerdir.¹¹ Mikrofil kompozit rezinler daha büyük quartz ve cam doldurucular içerdiklerinden, makrofil kompozitlere göre daha zor polimerize olurlar.¹² Daha koyu renkteki kompozit renkleri, açık renklere oranla daha az kalınlıkta ve daha uzun sürede polimerize olurlar.¹³ Açık renkli kompozitlerin polimerizasyonu koyu renklere göre daha kolay olduğundan estetiğin önemli olmadığı durumlarda en açık renk kompozit rezinler tercih edilmelidir.¹²

Şener ve ark 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında, QTH ile kompozit rezinlerde diğer ışık kaynaklarına göre en yüksek yüzey sertliği ve sertleşme derinliği elde etmişlerdir.¹⁴ Çoğu klinisyen sıklıkla ışık cihazlarının gücünü radyometre kullanarak kontrol etmektedir, fakat ölçülen değerlerin güvenilirliği çok fazla değildir.^{15,16} Posterior kompozit uygulamalarında aproksimal kavitelelerinin tabanı ışık kaynağının ucundan ortalama 5 mm uzaklıktadır. Bu tip uygulamalarda, ışık yoğunluğunun artırılması önerilmektedir. Bununla birlikte, bitirme ve polisaj işleminden sonra proksimal yüzeylerin tekrar polimerize edilmesi ile daha etkili bir polimerizasyon sağlanabilir. Kompozit resin materyalin kalınlığı polimerizasyonu büyük ölçüde etkilemektedir. Optimum polimerizasyon 0.5-2 mm resin kalınlığında meydana gelmektedir. Kompozit resinle ışık kaynağının birbirleriyle 90 derece açı yapacak şekilde tutulması ve aralarındaki uzaklığın 1 mm olarak ayarlanması önerilmektedir.¹²

POLİMERİZASYON TEKNİKLERİ:

A) Standart Polimerizasyon

Standart polimerizasyon tekniğinde ışık yoğunluğu polimerizasyon süresince sabit kalmaktadır. Kullanılan ışık kaynağının tipine göre ışık yoğunluğu ve uygulama süresi değişiklik gösterebilmektedir.¹⁷

B) Soft-start Polimerizasyon

Soft-start polimerizasyon tekniğinde, ışık güçleri ve uygulama süreleri ayarlanabilen ışık kaynakları kullanılır. Polimerizasyon başlangıçta düşük ışık gücü verilerek başlatılır ve belirli bir süre sonra ışık gücü maksimuma çıkartılarak polimerizasyon tamamlanır. Polimerizasyon stresinin azaltılması için alternatif bir teknik olarak geliştirilmiştir.¹⁸ Soft-start polimerizasyon farklı şekillerde uygulanmaktadır. Bunlar:

1. Step-curing

Bu teknikte, kompozite başlangıçta düşük güçte ışık uygulanarak ilk polimerizasyon sağlanır, daha sonra restoratif materyale yüksek güçte ışık verilerek polimerizasyon tamamlanır. İlk uygulamanın amacı polimerizasyon streslerini azaltmaktır. Aynı zamanda polimerizasyon büzülmesinde de azalma olmaktadır.¹²

2. Ramp-curing

Bu yöntemde, ışığın enerjisi başlangıçta düşüktür, daha sonra uygulama süresine bağlı olarak enerji artarak en yüksek ışık gücüne ulaşılır. Bu teknikle resin materyal daha yavaş polimerize olur ve böylece oluşan stresin azalması sağlanır.¹⁹

3. Pulse-delay curing

Bu teknikte, ışık düşük güçte ve kısa bir süre ile

restoratif materyale uygulanır. Bunu kısa bir duraklama izler ve sonra daha yüksek güçte ve daha uzun süre ışık verilir. Bu uygulama en iyi şekilde, kesintiye uğramış kademeli artış olarak nitelendirilebilir. Polimerizasyon bütülmesi birinci uygulama sırasında meydana gelmektedir.¹²

4. Yüksek enerjili pulse-curing
Bu yöntemde, 10 sn gibi kısa bir sürede normal ışık gücünün 3-4 katı daha fazla yoğunlukta ışık uygulanır(1000-2800 mW/cm²). Bu yöntemin birtakım dezavantajları vardır. Çok yüksek bir enerjinin çok kısa bir sürede uygulanması restorasyonda daha zayıf, kısa ve kırılğan rezin polimerlerin oluşmasına neden olabilmektedir.¹²

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda farklı yapıda ışık kaynakları bulunmaktadır. Bunlar; quartz tungsten halojen(QTH), light emitting diode(LED), plazma ark(PAC) ve lazer ışık kaynaklarıdır.

QUARTZ TUNGSTEN HALOJEN(QTH) IŞIK KAYNAKLARI

Quartz-Tungsten Halojen(QTH) ışık kaynakları en yaygın kullanılan ışık kaynaklarıdır. QTH ışık kaynaklarında tungsten-halojen ampul kullanılmaktadır. Oluşan ışık demeti, fiber optik esaslı bir tüp aracılığı ile restorasyona uygulanmaktadır. 400-500 nm dalga boyu aralığına rastlayan geniş bir ışık spektrumuna sahiptirler. QTH ışık kaynaklarında en düşük ışık yoğunluğu ortalama 300 mW/cm² 'dir. Bununla birlikte, son yıllarda yüksek ışık şiddetine sahip QTH ışık kaynakları da geliştirilmiştir. Bu cihazlar, 800 mW/cm² 'den daha yüksek ışık şiddetine sahiptir ve farklı polimerizasyon tekniklerini içeren programları vardır (Step cure, ram cure, vs).²⁰

QTH ışık kaynaklarının avantajları:

1. Diğer ışık kaynaklarına göre ucuz sistemlerdir.
2. Geniş dalga boyu aralığına sahip olmaları nedeniyle farklı polimerizasyon başlatıcıları ile çok amaçlı olarak kullanılabilirler.

QTH ışık kaynaklarının dezavantajları:

1. QTH ışık kaynaklarında kullanılan halojen lambaların kullanım ömürleri kısadır (50-100 saat).
2. Polimerizasyon sırasında oluşan ısının azaltılması için soğutucu fan kullanılması gerekliliği bulunmaktadır.
3. Zaman içinde ışık kaynağının gücünde azalma meydana gelmektedir ve buna bağlı olarak yeterli derecede polimerizasyon sağlanamamaktadır.⁷

21-26

LIGHT EMITTING DIODE(LED) IŞIK KAYNAKLARI

Son yıllarda, görünür mavi ışık cihazlarının modifiye tipleri olarak geliştirilen "ışık salan diod sistemleri" (LED) kullanılmaya başlanmıştır. LED doğru yönde gerilim uygulandığı zaman ışıyan, diğer bir deyimle elektriksel enerjisi ışık enerjisi haline dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron(pn) diodlardır. Birinci nesil LED ışık kaynaklarında, 400 mW/cm² den düşük ışık yoğunluğu ve birçok ışık yayan diyot bulunduğu geleneksel QTH ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon oluşturamamışlardır. Günümüzde ikinci nesil LED ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Bunlar, birinci nesil ışık kaynaklarına göre daha yüksek çıkış gücü ve farklı spektral dağılımda ışık oluşturmada ve daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar.²⁷

LED ışık kaynaklarının avantajları:

1. LED ışık kaynaklarının ise klinik ömürleri uzundur ve filtre gereksinimi duymamaktadırlar (10.000 saat).
2. Zaman içinde ışık güçlerinde azalma görülmemektedir.
3. Polimerizasyon sırasında dişte ısı oluşturmazlar.
4. Polimerizasyon süreleri kısadır.
5. Hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları klinik kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır. Enerji tüketimleri azdır.^{21,23, 28-36}

LED ışık kaynaklarının dezavantajları:

Dar ışık spektrumuna sahip olmaları nedeni (470 nm) ile rezin materyaldeki polimerizasyon başlatıcılarının (fotoinitiatör) tiplerinin bilinmesi önemlidir. Champorquinon LED ışık kaynağı ile polimerize edilebilirken, TPO(trimethylbenzoylphosphine oxide) LED ile polimerize olmaz.

PLAZMA ARK(PAC) IŞIK KAYNAKLARI

Plazma ark ışık kaynaklarında enerji üretiminde xenon lambalardan yararlanılır. Plazma ark ışık kaynaklarından salınan ışığın dalga boyu 380-500 nm'dir. Işık kaynağının gücü 2500 mW/cm²'ye kadar çıkabilmektedir. Plazma ark ışık kaynakları kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında çalışma süresini kısaltmak amacıyla üretilmişlerdir. Bu ışık kaynaklarının diğer bir amacı da polimerizasyonun etkinliğini artırmaktır.³⁷ Bununla birlikte, diş hekimliği literatüründe, kısa sürede polimerize olan materyallerin mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilendiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.^{38,39} Şener ve ark. plazma ark ışık kaynağı kullanarak yaptıkları bir çalışmada kompozit rezinin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmediği sonucuna varmışlardır.¹⁴

lie ve arkadaşları farklı ışık kaynaklarının kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesine etkisini inceledikleri bir çalışmada, düşük enerjili LED ışık kaynağının, plazma ark, QTH ve yüksek enerjili LED ışık kaynaklarına oranla daha düşük polimerizasyon stresi gösterdiğini bulmuşlardır.⁴⁰

PAC ışık kaynaklarının avantajları:

Polimerizasyon süresi oldukça kısadır (3-9 sn).

PAC ışık kaynaklarının dezavantajları:

1. Pahalı aletlerdir.
2. Polimerizasyonun hızlı olmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinde artış meydana gelebilir.^{38,41,42}
3. Uygulama süresi artırıldığında istenmeyen bir ısı artışı görülebilir.

LAZER IŞIK KAYNAKLARI

Lazerler, diş hekimliğinde uzun yıllardır farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Günümüzde, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan argon lazer üniteleri bulunmaktadır. Pek çok farklı tipteki lazer sistemleri içerisinde argon lazer sistemi, champhorquinonu aktive edebilen tek lazerdir. Lazer ışık kaynakları, 400-500 nm ışık dalga boyuna sahiptirler ve uygulama süreleri kısadır.⁴³⁻⁴⁶

Yapılan çalışmalarda, lazer ışık kaynağı ile polimerize edilmiş kompozitlerde sıkışma-gerilme dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve aşınma direncinin arttığı gösterilmiştir.⁴⁷⁻⁵¹

Argon lazerler dar bir ışık spektrumuna sahiptirler. Yeni geliştirilen lazerlerden DPSS(Diode pumped solid state) lazerin, küçük boyutlu ve ucuz olması ve etkili polimerizasyon sağlaması nedeniyle argon lazerin mavi ışık kaynağı olarak daha yaygın kullanılmasını sağlayabileceği düşünülmektedir.⁵²⁻⁵⁴

Lazer ışık kaynaklarının avantajları:

1. Işık yoğunluğu fazladır.
2. Çok az ısı oluştururlar.
3. Polimerizasyon süreleri çok kısadır.
4. Sahip oldukları dalga boyu sabittir ve uygulama alanı içindeki her yerde enerji yoğunluğu aynıdır.

Lazer ışık kaynaklarının dezavantajları:

1. Işık kaynağının uç çapının çok dar olması nedeniyle büyük restorasyonların polimerizasyonunda birden çok kez ışık cihazının kullanılması gereklidir, bu da çalışma zamanını uzatır.
2. Argon lazer cihazlarının boyutları büyüktür.
3. Pahalı aletlerdir.¹²

Bununla birlikte lazerin dokulara birtakım zararlı etkileri olduğu da bilinmektedir. Bunlar:

1. Termal etki (60 C° üzerinde dokuda koagülasyon ve nekroz meydana gelir)
2. Fotokimyasal etki (Lazer ışığının absorbe edilmesiyle molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özellikleri değişebilir)
3. Fotodisrupsiyon etki (Yüksek enerjili lazerler, ikincil bir şok dalgası oluşturarak dokuyu mekanik olarak tahrip eder)^{47,55,56}

IŞIK KAYNAKLARININ BİYOLOJİK ETKİLERİ:

Işık kaynakları rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında ısı oluşumuna neden olurlar ve bunun sonucunda pulpa dokusunda istenmeyen, zararlı ısı artışı meydana gelebilir.⁵⁷⁻⁵⁹ Farklı ışık kaynaklarının, polimerizasyon sırasında dişte çeşitli oranlarda ısı artışlarına yol açtıkları bildirilmektedir.⁶⁰⁻⁶³ Günümüzde pek çok yeni ışık kaynağında, oluşan ısının kontrol edilmesine yönelik sistemler bulunmaktadır.

Kompozit rezin materyallerde polimerizasyonun tam gerçekleşmediği durumda, açığa çıkan organik moleküllerin pulpada istenmeyen reaksiyonlara yol açabileceği belirtilmiştir.⁶⁴⁻⁶⁸

Uhl ve ark. QTH ve LED ışık kaynaklarının pulpal etkilerini inceledikleri bir çalışmada, iki ışık kaynağı arasında belirgin bir fark elde etmemişlerdir.⁶⁹

Munksgaard ve ark'nın yaptıkları bir çalışmada, halojen ışık kaynağı ile plazma ark ışık kaynağı kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerden yayılan monomer miktarı araştırılmış ve bu miktarın plazma ark ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozit rezinde daha fazla olduğu bulunmuştur.⁶⁵

Işık kaynaklarında kullanılan UV ışık, hekime ve hastaya zarar verebilmekte ve oluşturduğu radyasyon; cilt kanserlerine, göz lensinin hasarına ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabilmektedir.⁷⁰

Işık kaynaklarının gözde meydana getirdiği hasarların araştırıldığı hayvan çalışmalarında mavi ışığın retina ve lense zarar verdiği tespit edilmiştir.^{71,72} Mavi ışık göz içerisinde rezin materyallerde olduğu gibi serbest radikal oluşturmakta, bu serbest radikaller görme hücrelerinde peroksitin açığa çıkmasına neden olarak fotoreseptörleri denatüre etmektedirler.¹²

Gözü korumanın en iyi şekli ışık kaynağına bakılmasıdır. Polimerizasyon bölgesinin koyu renk bir obje ile kaplanması ideal olabilir. Hücre kültürü araştırmalarında mavi ışığın kanserojenik etkisi bulunmuştur ve deri temasından kaçınılmalıdır.¹² Işık kaynağına bakılmasının zorunlu olduğu durumlarda, koruyucu gözlük veya levha şeklinde filtrelerin kullanılması gereklidir. Gözlük ve kontak lensler, mavi ışık ve yakın dalga boylu UV ışıkları geçirir ve gözün korunması açısından yeterli olmazlar.^{73,74}

Kaynaklar

1. Bassiouny MA, Grant AA. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. Br Dent J. 45: 327-330, 1978.
2. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. Scand J Dent Res. 90 : 490-496, 1982.
3. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials 12: 737-740, 1991.
4. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res. 76 : 1508-1516, 1997.
5. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. J Oral Rehabil. 16:57-61, 1989.
6. Bayne SC, Thompson JY, Taylor DF. Dental materials. 'Sturdevant's, The art and science of operative dentistry' (Ed. T.M. Robenson, H.O. Heymann, E.J. Swift), IV. Baskı, Mosby Inc., Missouri, 2002; 133-234.
7. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am. J. Dent. 13(special no.):77D-81D, 2000.
8. Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulphonate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesives resin. J Appl Polym Sci. 72:1655-1668, 1999.
9. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. Int J Prosthodont. 7:159-166, 1994.
10. Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. Aust Dent J 35: 213-218, 1990.
11. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. Oper Dent 26: 176-180, 2001.
12. Albers HF. Resin polymerization. 'Tooth-colored restoratives: Principles and techniques', IX. Baskı, BC Becker Inc, Hamilton/London. 2002; 81-110.
13. Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. J Prosthet Dent. 55: 574-578, 1986.
14. Şener Y, Şengün A, Koyutürk AE. Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen kompozit rezin materyalin mikrosertliği. Ondokuz Mayıs Üni. Dişhek. Fak. Derg. 6: 3-7, 2005.
15. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. Oper Dent 23: 50-54, 1998.
16. Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ. Effect of curing-tip diameter on the accuracy of dental radiometers. Oper Dent 24: 31-37, 1999.
17. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. J Am Dent Assoc. 126:1280-1286, 1995.
18. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent 25:321-330, 1997.
19. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent. 27:636-638, 2002.
20. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. Biomaterials 26:2631-2641, 2005.
21. Mills RW, Jandt KF, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 186: 388-391, 1999.
22. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. J Am Dent Assoc. 125:992-996, 1994.
23. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J Am Dent Assoc. 133: 335-341, 2002.
24. Cayless MA, Marsden AM. Tungsten halogen lamps. 'Lamps and lighting', III. Baskı, Edward Arnold Ltd., London. 1983; 169-182.
25. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. J Dent. 26:239-243, 1998.
26. Shortall A, Harrington E. Guidelines for the selection, use and maintenance of visible light activation units. Br Dent J. 181: 383-387, 1996.
27. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. J Can Dent Assoc 69:666, 2003.
28. Haitz RH, Craford MG, Weissman RH. Light emitting diodes. In Bass M(ed) Handbook of optics. II. Baskı, McGraw Hill Inc, 1995, Pp12.1-12.39.
29. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode(LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. Biomaterials 16:41-47, 2000.
30. 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. 16: 41-47, 2000.
31. Lee SY, Chiu CH, Boghosian A, Greener EH. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. J Dent 21: 373-377, 1993.

32. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTHcured & LED-cured composites. *Oper Dent* 30: 461-467, 2005.
33. 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* 72: 260-267, 2005.
34. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*; 112: 89-94, 2004.
35. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. *Oper Dent* 28: 622-627, 2003.
36. Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *J Oral Rehabil* 31: 258-64, 2004.
37. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 131: 26-30, 2000.
38. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16: 330-336, 2000.
39. Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent* 24: 221-227, 2000.
40. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann K-H. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* 21:483-489, 2005.
41. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 31:68-77, 2006.
42. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 21:608-615, 2005.
43. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 12: 340-349, 2000.
44. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 65: 447-50, 1999.
45. Lioret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Pesqui Odontol Bras* 18: 271-275, 2004.
46. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: Argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 23: 87-93, 1998.
47. Yazıcı AR, Dayangaç B. Diş Hekimliği ve Lazer. *HÜ Diş Hek Fak Derg* 23: 20-29, 1998.
48. Miserendino LJ, Pick RM. Lasers in dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc; 1995, 17- 320.
49. Gonzales CD, Zakariasen KI, Dederich DN, Pruhs RJ. Review article: lasers. Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon lasers in dentistry: A review. *ASDC J Dent Child* 63: 196-207, 1996.
50. Visuri SR, Gilbert JL, Wright D.D, Wigdor H.A, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 75: 599-605, 1996.
51. Perry R, Kugel G, Kunzelman KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: Conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc* 131: 1472-8, 2000.
52. Kwon YH, Jang C, Shin D, Seol H, Kim H. The applicability of DPSS laser for light curing of composite resins. *Lasers Med Sci*. Sep 28; DOI 10.1007/S10103-007-0496-0, 2007.
53. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EFPower and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg*. 10:273-8, 1992.
54. Telford W, Murga M, Hawley T, Hawley R, Packard B, Komoriya A, Haas F, Hubert C. DPSS yellow-green 561-nm lasers for improved fluorochrome detection by flow cytometry. *Cytometry A*. 68: 36-44, 2005.
55. Midda M, Harper PR. Lasers in Dentistry. *Br Dent J* 11: 343-6, 1991.
56. Myers ML. The effect of laser irradiation on oral tissues. *J Prosthet Dent* 66: 395-7, 1991.
57. Gökay O, Yoldaş Ç. Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşurdukları ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 27: 37-43, 2000.
58. Goodis HE, White JM, Gamm B, Watanabe L. Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dent Mater* 6: 99-102, 1990.
59. Gökay O. Işık ile polimerize olan çeşitli kaide materyallerinin polimerizasyonları sırasında, pulpada oluşturdukları ısının invitro değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 20: 7-11, 1993.
60. 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* 72: 260-267, 2005.
61. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent* 30: 257-264, 2005.
62. 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* 29: 325-32, 2004;

63. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci* 113: 96-8, 2005.
64. Kavaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-lightactivated resin composites. *J Dent Res* 73: 516-21, 1994.
65. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* 108: 341-5, 2000.
66. Lloyd CH, Scrimgeour SN, Chudek JA, Hunter G, MacKay RL. The application of magnetic resonance micro-imaging to the visible light curing of dental resins. Part 2. Dynamic imaging by the flashmovie pulse sequence. *Dent Mater* 17: 170-177, 2001.
67. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig* 8: 81-5, 2004.
68. Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE, Fat JC. Permeability of biological and molecules through dentine. *J Oral Rehabil* 21: 475-87, 1994.
69. Uhl A, Völpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent* 34:298-306, 2006.
70. Tanoue N, Matsumara H, Atsuta M. The influence of ultraviolet intensity on curing depth of photo-activated composite veneering materials. *J Oral Rehabil* 25: 770-775, 1998.
71. Ham WT. Ocular hazards of light sources: review of current knowledge. *J Occup Med* 25:101-103, 1983.
72. Zigman S, Vaughn T. Near-ultraviolet light effects on the lenses and retinas of mice. *Invest Ophthalmol* 13:165-174, 1974.
73. Berry EA 3rd, Pitts DG, Francisco PR, von der Lehr WN. An evaluation of lenses designed to block light emitted by light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 112: 70-2, 1986.
74. Stanford SK, Wozniak WT, Fan PL. Evaluation of light transmission characteristics of protective eyeglasses for visible light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 113: 770-2, 1986.

Yazışma Adresi:

Dr. Çiğdem Çelik
Başkent Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı
06490 Bahçelievler/ANKARA
Tel: +90 312 2151336/105
Fax: +90 312 2152962
E-mail: ccivelek@hotmail.com