Acta Odontologica Turcica
The official journal of Gazi University Faculty of Dentistry

DOI: http://dx.doi.org/10.17214/gaziaot.1471409

Özgün araştırma makalesi

Dental dokuların optik özelliklerinin simülasyonu ile kompozit rezinin ışık cihazına olan uzaklığının ve ışık uygulama sürelerinin kompozit rezinin mikrosertlik değerleri üzerine etkisi

Esin Çöltekin Olgun[1]* **Mine Betül Üçtaşlı**[1]

[1]*Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye*

Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı dental dokuların optik özelliklerinin simülasyonu ile kompozit rezinin ışık cihazına olan uzaklığının ve ışık uygulama sürelerinin kompozit rezinin yüzey mikrosertlik değerleri üzerine etkisini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: 4 adet çekilmiş sağlam insan molar dişinin kron kısımları (2, 4, 6 ve 8 mm yükseklikte), ışık cihazı ucu ile kompozit rezin arasındaki uzaklığı taklit amacıyla kullanıldı. Test örnekleri siyah teflon kalıplar (2x4 mm) içerisine yerleştirildi. Üzerlerine çekilmiş diş modelleri konulan 4 grup (2, 4, 6 ve 8 mm) ve konulmayan 1 grup (0 mm); 20 sn (n=10) ve diğer 5 grup 40 sn (n=10) süre ile polimerize edildi. Örneklerin üst ve alt yüzeylerinden mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirildi. Sonuçlar Kruskal Wallis, Mann Whitney ve Wilcoxon yüzey testleriyle analiz edildi.

Bulgular: Üst yüzey mikrosertlik değerleri, alt yüzeylere göre her mesafede daha yüksek gözlendi ($p<0.05$). 0 ve 2 mm mesafeden 20 sn ışık uygulanan örneklerin mikrosertlik değerleri hem üst hem de alt yüzeylerde 4, 6 ve 8 mm mesafeye göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). 40 sn ışık uygulandığında ise 0, 2 ve 4 mm mesafede üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri, 6 ve 8 mm'ye göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek değerler gösterdi ($p<0.05$).

Sonuç: Test edilen kompozit rezin en yüksek mikrosertlik değerlerine, ışık cihazı ucunun materyale en yakın olduğu mesafe ve 40 sn süre ile ışık uygulaması ile polimerize edilen gruplarda ulaştı.

Makale gönderiliş tarihi: 01 Mayıs 2024; Yayına kabul tarihi: 01 Ekim 2024
*İletişim: Uzm. Dt. Esin Çöltekin Olgun, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye;
E-posta: esincoltekin@gmail.com

Anahtar Kelimeler: İnsan dişi; kompozit rezin; mikrosertlik; polimerizasyon

Kaynak Göstermek İçin: Çöltekin Olgun E, Üçtaşlı MB. Dental Dokuların Optik Özelliklerinin Simülasyonu ile Kompozit Rezinin Işık Cihazına Olan Uzaklığının ve Işık Uygulama Sürelerinin Kompozit Rezinin Mikrosertlik Değerleri Üzerine Etkisi. Acta Odontol Turc 2025;42(3):122-130

Editör: Hacer Deniz Arısu, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

Yayın Hakkı: © 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı. Bu eserin yayın hakkı Creative Commons Attribution License ile ruhsatlandırılmıştır. Sınırsız kullanım, dağıtım ve her türlü ortamda çoğaltım, yazarlar ve kaynağın belirtilmesi kaydıyla serbesttir.

Finansal Destek: Bu araştırma "'TDH-2021-6940" kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir.

Çıkar Çatışması: Bulunmamaktadır.

[Abstract in English is at the end of the manuscript]

Giriş

Hastaların artan estetik gereksinimleri ve kompozit rezin materyallerin (Composite Resin Material=CRM) fiziksel, optik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda CRM'ler, diş hekimliğinde en çok kullanılan materyallerden biri haline geldi.[1] Materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak, ön bölgede sınırlı kalan CRM endikasyonları arka bölgeler için de geçerli olmaya başladı.

CRM'lerin başarılı polimerizasyonu monomer-polimer dönüşüm oranıyla karakterizedir ve alt/üst yüzey sertlik değerleri oranı ile değerlendirilebilir. CRM'lerin dönüşüm oranı ile sertlik ile arasında pozitif bir korelasyon vardır. Alt yüzey/üst yüzey sertlik oranı %80 olduğunda, dönüşüm oranının %90'a karşılık geldiği bulunmuştur. Ayrıca restorasyonun dayanıklılığının yanı sıra aşınma ve kırılma direnci de CRM'nin sertliği ile tanımlanır. Daha yüksek mikrosertlik değerleri, kompozit dolguların daha yüksek biyouyumluluğuyla ilişkilidir.[2]

Işık ile polimerize olan restorasyonların uzun süreli klinik başarısı için yeterli ışık uygulanması esastır. Yeterli ışık uygulaması, CRM'nin polimerizasyon derecesinin artması ve fiziksel özelliklerinin güçlenmesini sağlar.[3,4]

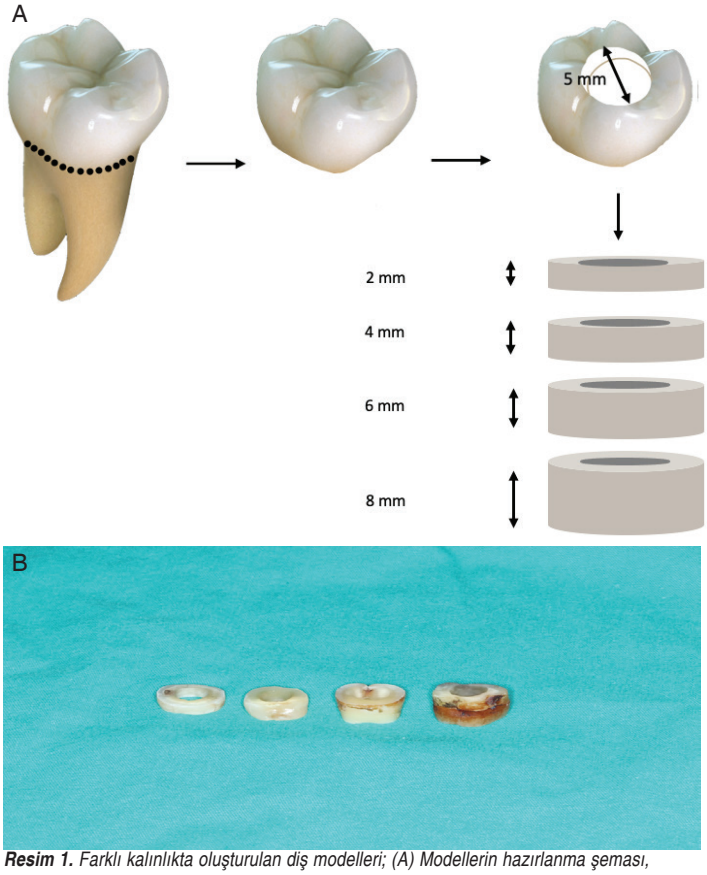
Işık ile polimerizasyondan beklenen; kısa sürede, yeterli ışık gücü sağlayarak tüm kavite derinliğinde uniform ve yüksek dönüşüm derecesi oluşturması, büzülme stresi ve aşırı ısınmayı en aza indirgemesidir. En iyi sonucun elde edilmesi; yeterli ışık uygulama süresi, materyal ve ışık cihazı arasındaki uzaklık gibi klinik durumlar (kavite konumu, erişim, derinlik) ve hekim tecrübesine bağlıdır.[3,4]

Işık yoğunluğu, CRM'nin bükülme direnci ve mikrosertlik değerleriyle doğrudan ilişkilidir.[4] Rode ve arkadaşlarının[5] yaptığı çalışmada ışık cihazı CRM yüzeyinden uzaklaştırıldığında, incelenen tüm ışık cihazı türleri için mikrosertlik değerleri ve dönüşüm derecelerinde düşüşe neden olmuştur. Ayrıca mevcut ışık cihazları, kompozit rezinin 1 mm'den daha kalın olmaması ve ışık cihazı ile CRM yüzeyi mesafesinin 3 mm'den fazla olmaması koşuluyla, benzer oranlarda dönüşüm dereceleri ve yüzey mikrosertlik değerleri göstermiştir. Mikrosertlik değerleri ile dönüşüm dereceleri arasında yüksek bir korelasyon bulunmuştur.

Üretici firmalar, ışık cihazı ucunun CRM ile direkt temasta ya da olabildiğince yakın kullanılmasını tavsiye eder. Çoğu zaman dişin arktaki durumu, tüberkül tepeleri ve anatomik yapıların engel oluşturmasından dolayı önerildiği gibi uygulanamaz. Hatta bazı koşullarda özellikle proksimal kavitelerde ışık cihazı ucu ile CRM arasındaki uzaklığın 8 mm'nin üzerine çıktığı görülür.[4]

Bu çalışmanın amacı; 2 mm kalınlıktaki CRM'nin ışık cihazına olan farklı uzaklıklarda, iki farklı ışık uygulama sürelerinde gösterdiği alt ve üst yüzey mikrosertlik değerlerinin incelenmesiyle polimerizasyon derecesi hakkında fikir sahibi olmaktır.

Klinik koşullarda özellikle arayüz kavitelerinde ışık cihazının kompozit rezine 0 mm mesafede direkt olarak uygulanması tam olarak sağlanamaz. Işık, kaviteyi çevreleyen dental dokularla etkileşim halindedir ve restoratif materyale iletim sırasında dental dokular tarafından bir miktar soğurulmaya, kırılmaya ve yansımaya uğrar. Bu klinik koşulun taklidi amacıyla; ışık cihazı ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasındaki mesafe, çekilmiş dişlerden hazırlanan farklı kalınlıktaki modeller kullanıldı. Özellikle derin sınıf II kavitelerde karşılaşılan, ışık cihazı ucu ile CRM yüzeyi arasındaki artan mesafenin kompozit rezinin yüzey sertlik değerlerine etkisinin araştırılması için 0, 2, 4, 6 ve 8 mm gibi değişen uzaklıklarda ışık uygulandı. Işık uygulama süresi ve ışık cihazı ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafenin kompozit rezinin mikrosertliğini etkilemeyeceği bu çalışmanın sıfır hipotezidir.



Resim 1. *Farklı kalınlıkta oluşturulan diş modelleri; (A) Modellerin hazırlanma şeması, (B) Oluşturulan diş modelleri*

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

Gereç ve Yöntem

Her çalışma grubunda örneklem sayısı G* Power (G*Power Ver. 3.0.10, Franz Faul, Üniversität Kiel, Almanya) analizine göre 10 olarak hesaplandı (n=10). Çalışmada ışık uygulama mesafesine göre 5 ana grup (0, 2, 4, 6 ve 8 mm) ve ışık uygulama sürelerine göre (20 ve 40 sn) 2'şer alt grup olacak şekilde toplam 10 grup oluşturuldu. Her grupta 10 adet örnek olmak üzere, toplamda N=100 adet örnek hazırlandı.

Çekilmiş 4 adet sağlam insan molar dişi, kron kısımları ölçülerek 2, 4, 6 ve 8 mm kalınlık sağlanacak şekilde kök kısımlarından uzaklaştırıldı. Daha sonra dişlerin okluzal yüzeylerinin merkezinde 5 mm çapında daire şeklinde içi boş silindirik diş modelleri oluşturuldu (Resim IA ve Resim IB). Çalışmada kullanılacak çekilmiş dişler için Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.08.2020 tarih ve E.19953 evrak sayılı etik onayı alındı.

Test örnekleri; ışıkla polimerize olan , A2 renginde, ağırlık oranında %78 doldurucu içeren universal nanohibrit kompozit rezin materyal (Clearfil Majesty™ ES-2 Classic, Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya) ile hazırlandı.

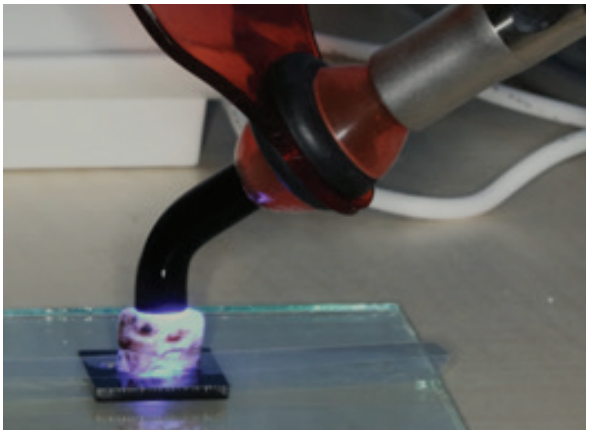
1.grup örneklere LED ışık cihazı (GC D-Light Pro, GC Europa N.V., Belçika) ile yüksek güç modunda (1400 mW/cm^2) dik olarak 0 mm mesafeden; a grubu örneklere 20 sn, b grubu örneklere 40 sn süreyle ışık uygulandı (Tablo I).

2,3,4 ve 5.grup örneklerin üzerine ise sırasıyla 2, 4, 6 ve 8 mm kalınlığındaki diş modelleri yerleştirilerek, modellerin üzerinden ışık cihazı dik konumlandırılarak yüksek güç modunda; a grubu örneklere 20 sn., b grubu örneklere 40 sn. süreyle ışık uygulandı (Resim II).

Hazırlanan örneklerin alt ve üst Vickers yüzey mikrosertlik(VHN) ölçümleri, ışık uygulanmasından 10 dk sonra, Vickers mikrosertlik cihazıyla (HMV- 2T, Shimadzu, Japonya) yapıldı. Örneklere mikrosertlik ölçüm cihazıyla 50 gr (490.3 mN) yük, 15 sn süreyle uygulandı ve oluşan izdüşüm köşeleri x40 büyütmede ölçülerek Vickers Sertlik değeri elde edildi. Biri merkezden diğer ikisi birbirinden uzak noktalar olmak üzere 3 noktadan ölçüm yapıldı ve 3 noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması test örneğinin Vickers yüzey mikrosertlik değeri olarak kayıt edildi.

Tablo 1. *Test grupları*

1. grup (0 mm, kontrol grubu)
a. 0 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
b. 0 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)
2. grup (2 mm)
a. 2 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
b. 2 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)
3. grup (4mm)
a. 4 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
b. 4 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)
4. grup (6mm)
a. 6 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
b. 6 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)
5.grup (8mm)
a. 8 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
a. 8 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)



Resim 2. *Diş modeli üzerinden ışık uygulanması*

Çalışmada SPSS 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı %95 güven aralığında kullanıldı. Işık cihazına olan uzaklık sabitken farklı ışık uygulama süreleri arasındaki farkın analizi Mann Whitney testi ile farklı ışık uygulama sürelerinde, ışık cihazına olan uzaklıklar arasındaki farkın incelenmesi Kruskal Wallis testi ile uzaklıklar arası farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu durumlarda ikili karşılaştırılmalar Mann Whitney testi ile gerçekleştirildi.Işık uygulama süreleri sabitken ışık cihazına olan uzaklıklar için üst-alt yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki farkın incelenmesi ise Wilcoxon testi ile analiz edildi. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular

Üst yüzey mikrosertlik değerleri, her mesafede ve her ışık uygulama süresinde alt yüzey mikrosertlik değerlerinden daha yüksek tespit edildi ($p<0.05$) (Tablo 2, Şekil I ve Şekil II). Işık cihazı ile CRM arası mesafe 0 ve 2 mm iken 20 sn ışık uygulanması sonucu, hem üst hem de alt yüzey mikrosertlik değerleri 4, 6 ve 8 mm mesafeye göre anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi ($p<0.05$). 40 sn. ışık uygulandığında ise 0, 2 ve 4 mm mesafeden ışık uygulanması ile oluşan üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri 6 ve 8 mm mesafeye göre anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). 20 ve 40 sn. ışık uygulanan örneklerden elde edilen tüm mesafelerde üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$).

Işık cihazı ucuna 0, 2 ve 4 mm uzaklıkta 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulanan örneklerin üst yüzey mikrosertlik değerlerinde ışık uygulama süreleri arasında anlamlı farklılıklar saptandı ($p<0.05$). Sonuçlar incelendiğinde, 40 sn ışık uygulanan örneklerin ortalaması anlamlı

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

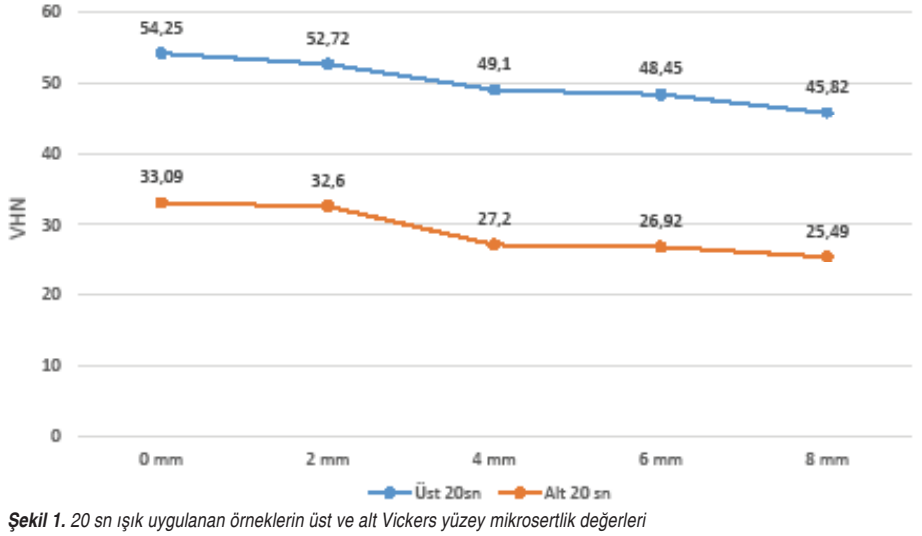
şekilde daha yüksek tespit edildi. 6 ve 8 mm mesafede üst yüzey mikrosertlik değerlerinde, 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulama arasında fark gözlenmedi (p>0.05). Işık cihaz ucuna farklı mesafelerde 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinde ışık uygulama süreleri arasında anlamlı farklılıklar bulundu (p<0.05). Sonuçlar incelendiğinde, 40 sn. ışık uygulanan örneklerin ortalaması anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi (Tablo 2 ve Şekil III).

Belirli bir uygulama süresinde ışık cihazına olan mesafeler sabitken üst ve alt yüzeyler asındaki mikrosertlik değerleri karşılaştırıldı. 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulanan gruplarda, ölçüm yapılan tüm mesafelerde üst ve alt yüzeyler arasında anlamlı farklılıklar bulundu (p<0.05).

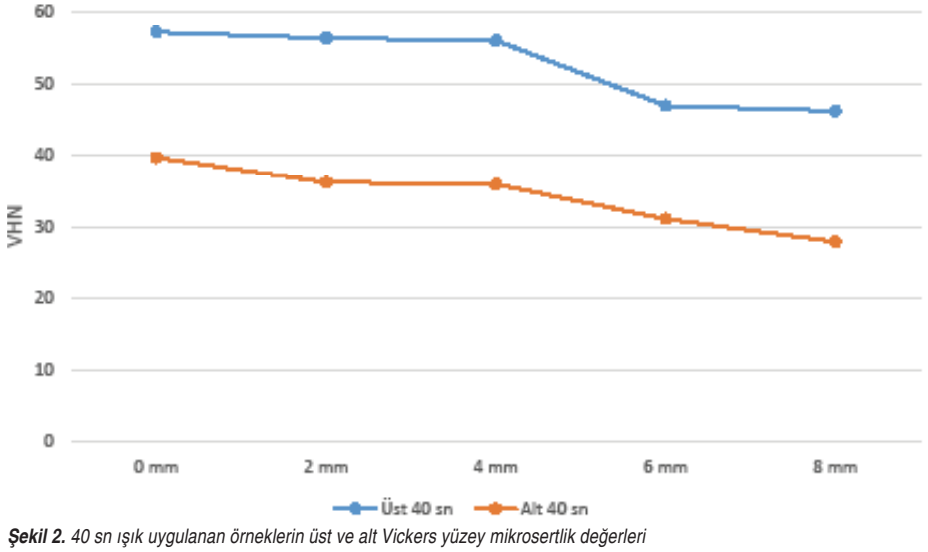
Tüm deney grupları için alt yüzey/üst yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki oran, üreticinin tavsiye

Tablo 2. *Işık uygulanma sürelerine göre tüm mesafelerde alt ve üst yüzeylerde ölçülen ortalama ± standart sapma Vickers Mikrosertlik Değerleri (VHN) (farklı harfler istatiatiksel olarak anlamlı farklılıkları gösterir)*

	Üst 20sn	Alt 20 sn	Üst 40 sn	Alt 40 sn
0 mm	54,25±1,18^{A}	33,09±1,62^{C}	57,14±2,07^{E}	39,71±4,14^{G}
2 mm	52,72±1,98^{A}	32,60±1,95^{C}	56,30±2,23^{E}	36,24±2,66^{G}
4 mm	49,1±2,77^{B}	27,20±1,18^{D}	55,97±2,07^{E}	35,96±1,91^{G}
6 mm	48,45±1,45^{BI}	26,92±1,62^{D}	46,94±3,87^{FI}	31,09±2,28^{H}
8 mm	45,82±2,51^{BI}	25,49±1,72^{D}	46,21±1,76^{FI}	27,90±2,73^{H}

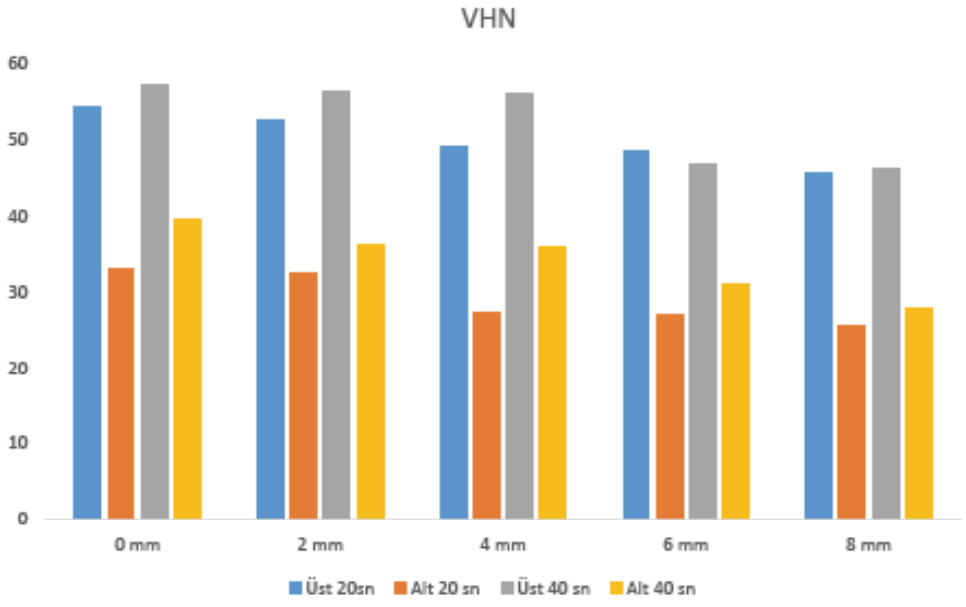


Şekil 1. *20 sn ışık uygulanan örneklerin üst ve alt Vickers yüzey mikrosertlik değerleri*



Şekil 2. *40 sn ışık uygulanan örneklerin üst ve alt Vickers yüzey mikrosertlik değerleri*

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı



Şekil 3. *Işık uygulanma sürelerine göre tüm mesafelerde alt ve üst yüzeylerde ölçülen ortalama Vickers yüzey mikrosertlik değerleri*

Tablo 3. *Alt Yüzey/Üst Yüzey Sertlik Oranı(%)*

	Alt Yüzey / Üst Oranı(%)	Yüzey Sertlik
Uzaklık (mm)	20 sn	40 sn
0	0,61	0,69
2	0.62	0,64
4	0,55	0,64
6	0,55	0,66
8	0,56	0,60

ettiği polimerizasyon süresinin iki kat daha fazla ışık uygulanmasına rağmen ideal kabul edilen (0,8 veya daha büyük) değerlerden daha düşük tespit edildi (Tablo 3).

Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre ışık uygulama süresi ve uzaklık faktörleri yüzey mikrosertlik değerlerinde farklılığa sebep oldu. Her koşulda test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerleri alt yüzey mikrosertlik değerlerinden daha yüksek saptandı.

Tartışma

Çalışmamızda kompozit rezinin ışık cihazı ucuna olan uzaklığının ve ışık uygulama sürelerinin kompozit rezinin yüzey mikrosertlik değerleri üzerine etkisi incelenmiştir. Işık uygulama süresi ve mesafenin kompozit rezinin yüzey mikrosertliği üzerinde etkili olmadığı yönündeki hipotez reddedilmiştir.

Işıkla aktive olan CRM'lerde optimum mekanik ve fiziksel özellikler için yeterli polimerizasyon şarttır. CRM'nin derin tabakalarında eksik polimerizasyon olması durumunda, restorasyonda kütlesel ve/veya marjinal kırılma riski artar. Yetersiz polimerizasyon ayrıca sekonder çürük oluşumu ve doku reaksiyonlarına da sebep olabilir.[2,6]

Polimerizasyon derecesi; CRM'nin üst yüzeyinden itibaren yeterli polimerizasyonun gözlendiği en derin noktadır.[2,7,8] Polimerizasyon derinliğinin (polimerizasyon dönüşüm derecesi) yüksek olması, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin ve biyouyumluluğunun optimal düzeyde olmasını sağlar. CRM'nin polimerizasyonu dayanıklılık, elastisite modülü, su emilimi, sertlik, çözünürlük, mikro sızıntı, renk stabilitesi, boyutsal kararlılık, sekonder çürük ve pulpa reaksiyonu gibi özellikleri üzerinde etkilidir.[7,8,9]

CRM'lerin polimer dönüşüm derecesini (DC) belirlemek için kullanılan farklı yöntemler mevcuttur. Direkt DC ölçüm yöntemi olarak kullanılan Fourier transform infrared (FTIR) spektrometrisi, dental materyallerin polimerizasyon reaksiyonlarının kantitatif olarak ölçülmesi için güvenilir ve güçlü bir analiz tekniği olarak kabul edilmektedir. İndirekt DC'ni belirleyen yöntemlerden Vickers mikrosertlik testi, elde edilen değerlerin güvenilir olması, numunelerin yüzeyinde bozulmaya neden olmaması ve testlerin tekrarlanabilir olması nedeniyle tercih edilmektedir.[10] Çalışmamızda Vickers mikrosertlik testinin kullanım kolaylığı nedeniyle DC'nin belirlenmesinde tercih edilmiştir.

CRMnin polimerizasyon derinliği; materyalin doldurucu tipi, tabaka kalınlığı, rengi, kullanılan ışık cihazı, ışık uygulama süresi, kavitenin büyüklüğü ve konumu, materyal yüzeyi ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe, ışığın bir substrat (örneğin mine, dentin, seramik) içinden geçmesi gibi faktörlerden etkilenir.[11]

Çalışmamızda, LED ışık cihazı ucunun CRM yüzeyine uzaklığı ve iki farklı ışık uygulama süresinde CRM polimerizasyonu üzerindeki etkisi mikrosertlik ölçümü ile araştırıldı. CRM, renk ve tabaka kalınlığı ile kullanılan ışık cihazı faktörleri sabit tutuldu, ışık cihazı ucu ile CRM mesafesi ve ışık uygulama

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

süresi değişkeninde polimerizasyon derinliği yüzey mikrosertlik ölçümü ile incelendi.

Diğer çalışmalardan farklı olarak ele alınan konu; kliniğin taklit edilebilmesi amacıyla, çekilmiş dişlerden 2, 4, 6 ve 8 mm gibi farklı kalınlıklarda hazırlanan modellerin, restorasyon ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe ölçümünde kullanılması ve ışığın CRM'ye ulaşırken izlediği yolda mine ve dentin gibi dental dokulara temas etmesi sonucu karşılaştığı soğurma, saçılma ve yansıma gibi optik olayların, materyalin mikrosertliği üzerindeki etkilerini incelemektir.

Işık cihazının restorasyona olan uzaklığını, doğal dişler yoluyla elde ettiğimizde, ışık dental dokuların yüzeyine gelir, daha sonra dentin içinde saçılmaya uğrayarak CRM'ye ulaşır ve polimerizasyona katkıda bulunabilir. Dentinin ışık iletimi CRM'lerden daha düşük olmasına rağmen saçılma daha fazladır. Bu durum CRM'ye direkt gelen ışığa bir miktar daha ışık enerjisinin eklenmesi anlamına gelir.[12,13] Ayrıca, farklı kalınlıklardaki diş modelleri, ışık cihazı ucundan aldığı ışık demetlerini toplayarak CRM'ye ulaştırır. Böyle bir yönlendirici kalıp olmadan, aynı mesafeden gönderilen ışık demetinin yoğunluğu diğeriyle aynı olduğu halde ışığın saçılmasından dolayı CRM'ye ulaşan foton miktarı daha düşük olur.

Test örnekleri, 2x4 mm siyah teflon kalıplara yerleştirilerek hazırlandı. Teflon kalıpların üst ve alt yüzeylerine şeffaf bant (mylar strip) yerleştirildi. Bu sayede örneklerin üst ve alt yüzeylerinde pürüzsüz yüzeyler elde edildi ve CRM dış ortamdan izole edildi.[14,15]

Kaminedi ve arkadaşları[16] yüzeydeki rezin miktarını azaltacak şekilde uygulanan bitirme ve polisaj işlemlerinin yüzey mikrosertlik değerini artırmada önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir. Bitirme ve polisaj işlemleri restorasyonlarda en üst tabakaya uygulandığı için ve çalışmamızda, kaviteye yerleştirilen alt tabakaların sertliğininin ölçülmesi amaçlandığından bitirme ve polisaj işlemleri uygulanmadı.

Yapılan bir çalışma, CRM'ye ışık uygulama sonrası üst ve alt yüzeylerde mikrosertlik değerlerinin ilk 1 saat içinde hızla arttığı ve 24 saat boyunca az miktarda devam ettiği ve 24 saatten sonra fazla artış göstermediğini saptamıştır.[17] Buna göre, CRM'nin en yüksek yüzey sertlik değerlerine 24 saat sonra ulaştığı ifade edilebilir. Çalışmamızda araştırılan konu, kavitenin daha derin tabakalarına yerleştirilen CRM'nin o anki yüzey mikrosertlik değerlerinin saptanması olduğu için, örnekler, oluşturulmalarını takiben 10 dakika içinde sertlik ölçümüne alındı, bu sebeple mikrosertlik 24 saat sonra ölçümlerine göre daha düşük değerde olabilir.

Bir çalışmada koyu tonlu test örneklerinde alt yüzeylere ulaşan ışık miktarının azaldığı ve yüzey sertlik değerlerinin açık tonlu test örneklerinden daha düşük olduğu ifade edilmiştir.[18] Çalışmamızda renk pigmentlerinin polimerizasyon üzerindeki etkisinin elimine edilmesi ve sadece ışık cihazı ile CRM arasındaki mesafenin ve ışık uygulama sürelerinin etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla klinikte yaygın olarak tercih edilen renk olan A2 rengi kullanıldı.

Işık cihazlarının fiber optik uçlarında sterilizasyon, dezenfeksiyon işleminin eroziv etkileri, debris birikimi, kırılma gibi sebeplerle oluşan hasarlara bağlı ışık gücünde azalma olacaktır.[19, 20] 2018 yılında Almanya'da yapılan araştırmada, kullanılan ışık cihazlarının yaklaşık %10'u yetersiz polimerizasyona sebep olabilecek 400mW/cm²'den daha düşük ışık gücüne sahip olduğu saptanmıştır. Ayrıca, bu kliniklerde cihazların %50'sinin ışık çıkış gücünün düzenli olarak kontrol edilmediği öğrenilmiştir.[21] Bu çalışmalar ışık cihazlarının, üreticilerin belirttiği ışık gücünü sağlayıp sağlamadıklarını radyometre ile düzenli olarak kontrol edilmesini tavsiye eden Shimokawa ve arkadaşlarını[22] haklı çıkarmıştır. Çalışmamızda, GC D-Light Pro ışık cihazının çıkış gücü her kullanımdan önce cihazın standı üzerinde bulunan radyometre cihazı ile ölçüldü ve cihaz ucunda olası debris oluşumu engellendi.

CRM'nin polimerizasyonu dönüşüm yoluyla gerçekleşir. Rezin monomer molekülleri birbirlerine yaklaşarak sıkı bir şekilde kümelenir ve böylece polimer ağına dönüşür.[2,23] Polimerizasyonun enerji birimi joule'dür (J). 400 mW/cm² ışık yoğunluğunda 40 saniye ışık uygulaması 16 J enerji sağlar. 2 mm kalınlığında bir CRM'nin tam olarak polimerize olması için 16 J enerji gerekir. Aynı enerji, 20 sn. 800 mW/cm² veya 10 sn. 1600 mW/cm² polimerizasyon işlemleri ile elde edilebilir. Polimerizasyon için daha güçlü ışık enerjisi kullanıldığında, foto başlatıcı moleküllere daha fazla foton ulaşarak aktive olur ve polimerizasyon süreci başlatılır.[4,18]

Günümüzde kullanılan ışık cihazları genellikle tavsiye edilen minimum ışık gücünden çok daha fazlasını sağlamaktadır. Çalışmamızda 1400 mW/cm² ışık gücü sağlayan GC D-Light Pro, yüksek güç modunda kullanıldı. Üretici firma, 20 sn. ışık uygulandığında 28 J ve 40 sn. ışık uygulandığında 56 J ışık gücü sağladığını bildirmiştir. Ancak, üreticiler tarafından belirtilen ışık gücü değerleri genellikle ışık cihazının ucundan ölçülen değerlerdir.[4,24] Bu nedenle, çalışmamızda ışık cihazı ucundan uzaklaşan farklı mesafelerde 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulamasının, CRM üzerindeki yüzey mikrosertlik değerleri incelendi.

Yapılan bir araştırmada, kavite derinlikleri alt premolarlarda genellikle en fazla 4-5 mm, üst premolar ve alt molarlarda 5-6 mm, üst molarlarda 5-7 mm, diğer dişlerde 8 mm olarak belirlenmiştir.[25] Çalışmamızda klinik uygulama sırasında olası muhtemel en derin mesafe baz alındı ve ışık cihazı ucu ile CRM arasındaki en uzak mesafenin 8 mm olması sağlandı.

CRM ile ışık cihazı ucu mesafesi 8 mm olduğunda, cihaz ucunda ölçülen ışık yoğunluğunun yalnızca %25 veya daha azının iletildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur.[4] Polimerizasyon derecesi, kavite derinliğinin artması ile önemli derecede azalma gösterebilir. Bir çalışmada; ışık kaynağı ile CRM yüzeyi arasındaki

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

mesafe artışının incelenen tüm ışık kaynaklarında mikrosertlik değerlerinde ve dönüşüm derecesinde düşüşe neden olduğu belirtilmiştir.[5] Derin kavite preparasyonlarında polimerizasyon süresinin artırılması tavsiye edilir.[4,5]

Xu ve arkadaşları[25] 600 mW/cm^2 ışık gücüne sahip cihaz kullandıkları çalışmalarında, derin proksimal kutu kavitelerinde CRM'lerin polimerizasyonu için ışık uygulama süresinin 20 sn.'den 60 sn.'ye çıkarılması gerektiğini bildirmiştir. 1000 mW/cm^2 ışık gücüne sahip ışık cihazı uygulamalarında bile proksimal kutu kavitelerinde CRM'nin ilk tabakası için uygulama süresinin artırılması önerilmektedir.

Çalışmamızda en yüksek mikrosertlik değerleri 0 mm mesafeden 40 sn. ışık uygulanan üst yüzeylerde elde edildi. Ayrıca 20 ve 40 sn. olmak üzere her iki ışık uygulama süresinde üst yüzeylerde mikrosertlik değerleri alt yüzeylerdekinden daha yüksek tespit edildi. Bu sonuç, ışık kaynağından gelen enerjinin en büyük kısmını üst yüzeylerin aldığını belirten çalışmalar ile desteklenmektedir.[4,5,26]

Barakah[27], farklı mesafeler ve ışık uygulama sürelerinin, yüksek güçlü LED ışık cihazları ile polimerize edilen nano dolduruculu CRM'lerin mikrosertliği üzerinde etkisini incelediği çalışmasında, en yüksek mikrosertlik değerleri en yüksek ışık gücüne sahip (1570 mW/cm^2), çok dalga (multiwave) özelliğine sahip ışık cihazıyla ve uzaklığın 0 olduğu durumda elde etmiştir. 2 mm kalınlıkta hazırlanan test örneklerinin üst yüzey sertlikleri incelendiğinde 20 sn. ışık uygulama süresinde 0, 2 ve 4 mm uzaklıkta anlamlı farklılık gözlenmemiştir. 40 ve 60 sn. ışık uygulama süreleri ise 20 sn. ışık uygulama süresine kıyasla yüzey sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşturmamıştır. Çalışmamızda 20 sn. ışık uygulandığında üst ve alt yüzeylerde 0 ve 2 mm mesafeler ile 4, 6 ve 8 mm mesafeler arasında anlamlı farklılıklar saptandı. Işık uygulama süresi 2 katı olduğunda, 0, 2 ve 4 mm mesafeler ile 6 ve 8 mm arasında fark gözlendi. Çalışmamıza benzer sonuçlar elde eden Barakah'ın[27] çalışmasında gözlenen bazı farklılıklar ise kullanılan ışık cihazının ışınım değerinin (1400 mW/cm^2) daha düşük olması ve kullanılan CRM içeriğinin farklı olmasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda 20 ve 40 sn ışık uygulama sürelerinde yüzey mikrosertlik alt/üst sertlik oranları bakımından fark bulundu. 40 sn ışık uygulanan gruptaki sertlik değerleri 20 sn ışık uygulanan gruplardan anlamlı derecede daha yüksek saptandı. Bunun sebebi ışık uygulama süresinin arttırılması ile CRM'ye verilen toplam enerjinin artması ile açıklanabilir. Bu artış, CRM ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafenin artmasıyla ışığın dağılmasından kaynaklanan enerji kaybını kısmen telafi etmesine bağlanır.[5, 28] Ancak, üreticinin tavsiye ettiği polimerizasyon süresinin iki kat daha fazla ışık uygulanmasına rağmen tüm deney grupları için alt yüzey/üst yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki oran, ideal kabul edilen (0,8 veya daha büyük) değerlerden daha düşük tespit edildi.

Yüksek güçlü LED ışık cihazlarıyla farklı sürelerde ışık uygulanmasının CRM'nin dönüşüm derecesi ve yüzey mikrosertlik değerleri üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, 1417 mW/cm2 ve 1911 mW/cm2 ışık gücüne sahip LED ışık cihazları kullanılmıştır. Her iki ışık cihazında 40 sn. ışık uygulanan gruptaki alt/üst sertlik oranları ve dönüşüm dereceleri, 20 sn. ışık uygulanan gruptaki alt/üst sertlik oranları ve dönüşüm derecelerinden yüksek tespit edilmiştir.[29]

Aguiar ve arkadaşlarının[28] çalışmalarında kullandıkları CRM için üretici firmanın tavsiye ettiği ışık uygulama süresinin üç katı, önerilen sürenin iki katından önemli ölçüde daha yüksek alt yüzey sertlik değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda, 20 sn. ve 40 sn. ışık uygulamasının 8 mm uzaklıktaki CRMnin polimerizasyonu için yeterli olmadığı gözlendi. Bununla birlikte, ışık uygulama süresi 2 katına çıkarıldığına özellikle alt yüzey sertlik değerlerinde anlamlı bir artış olduğu görüldü. Segal ve arkadaşları[30], maksimum yüzey sertliği elde edebilmek için ışık cihazı ucu ile restorasyon arasındaki uzaklığın 6 mm'den fazla olmaması gerektiğini rapor etmiştir.

2007 yılında yapılan bir çalışmada, 2 mm kalınlığında test örneklerinde, aynı ışık uygulama sürelerinde 0 ve 3 mm mesafelerin istatistiksel olarak farklılık göstermediği belirtilmiştir. Ancak, 6 mm ve 9 mm uzaklıklarda benzer materyal kalınlıklarında daha düşük sertlik değerleri bildirilmiştir.[6,13]

CRM ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe artışının CRM'nin yüzey sertliği üzerine etkisini inceleyen bir başka çalışmada, 2 ve 4 mm uzaklıktan 20 sn. ışık uygulanması ile test örneklerinin alt yüzeyinde sertlik değerleri 8 mm uzaklıktaki test örneklerinden önemli ölçüde daha yüksek değerler göstermiştir.[31] Çalışmamızda, 20 sn. ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzeyleri arasındaki anlamlı fark 2 mm; 40 sn. ışık uygulanan gruplarda ise 4 mm'den sonra gözlendi.

Vickers sertlik ölçümlerinin hangi değerde optimal kabul edileceği konusunda bir fikir birliği yoktur. Bazı araştırıcılar, CRM için 50 VHN 'yi aşan yüzey sertlik değerinin ideal kabul edilebileceğini ifade etmektedirler.[32] Çalışmamızda, 20 sn. ışık uygulanan gruplarda üst yüzeylerde 0 ve 2 mm mesafede VHN değerleri 50 ve üzerinde iken, 40 sn. ışık uygulandığında 0, 2 mm ve 4 mm mesafede 50 ve üzeri değerler gözlendi. Alt yüzey VHN ölçümlerinde ise her bir uygulama süresi ve mesafede 50 VHN'nin altında kaldı.

Yetersiz polimerizasyon CRM'nin bağlanma gücünü ve restorasyonunun biyouyumluluğunu azaltabilir. Aşınma, bozulma, mikrosızıntı, pulpal toksisite, tekrarlayan çürük ve renk değişimlerine sebep olabilir. Ancak, uzun süre çok fazla ışık enerjisi verilmesi de pulpanın termal hasara uğramasına neden olabilir. Aynı zamanda, ışık cihazı ucunun yanlış ve/veya açılı yerleştirilmesi de yumuşak dokunun ışığa maruz kalmasına ve termal irritasyonlara neden olabilir.[33,34] Bu yüzden, ışık uygulama süresi ve cihaz ucu ile CRM

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

arasındaki uzaklık önemlidir. Diş hekimi, kullandığı ışık cihazı ve materyaller hakkında bilgi sahibi olmalı, uyguladığı tekniğin doğruluğundan emin olmalıdır. Ayrıca, düzenli aralıklarla ışık cihazlarının kalibrasyonu ve bakımı yapılmalıdır.

Kliniği taklit eden farklı uzaklıklarda farklı ışık uygulama sürelerinden elde edilen laboratuvar sonuçlarımızın polimerizasyon dönüşüm miktarının direkt dönüşüm derecesi ölçüm yöntemi olan Fourier Dönüşümlü Infrared Spektrofotometresi (FT-IR) yöntemiyle değerlendirilmemesi çalışmanın kısıtlılığı olarak düşünülebilir.

Sonuç

1. Çalışmanın bütünü değerlendirildiğinde elde edilen bulgulara göre nanohibrit yapıda bir CRM'nin yüzey mikrosertliği; polimerizasyon süresinden ve ışık cihazı ucu ile olan mesafeden etkilendi. En yüksek sertlik değerlerine ışık cihazı ucunun restorasyona en yakın olduğu mesafe ve tavsiye edilen ışık uygulama süresinin iki katı uygulandığı durumda ulaşıldı.

2. Üst ve alt yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldığında; 0 mm mesafeden 20 sn. ışık uygulanması ile 8 mm mesafeden 40 sn. ışık uygulama sonrası yüzey sertlikleri benzer değerler sergilediği için CRM'ye uzaklık arttığında, ışık uygulama süresi artırılmalıdır.

3. *İn vitro* çalışmanın sonuçlarına göre, ışık ile polimerize edilen CRM'lerde klinik uygulamalar sırasında, ışık uygulama süresinin 40 sn. olması tavsiye edilebilir.

Teşekkür ve Anma

Çalışma 2022 yılında Yükseköğretim Kurulu Başkanlığı " Ulusal Tez Merkezi" isimli sitede 10450453 referans numarası ile yayınlanmıştır.

Kaynaklar

1. Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental Resin Composites: A review on materials to product realizations. Compos. Part B Eng. 2022, 230, 109495.

2. Jakupovi´c S, Pervan N, Meši´c E, Gavranovi´c-Glamo˘c A, Bajsman A, Muratovi´c E, Kazazi´c L, Kantardži´c-Kova˘cevi´c *et al* A. Assessment of microhardness of conventional and bulk-fill resin composites using different light-curing intensity. Polymers 2023, 15, 2250.

3. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. Dent Update 2011;38:660-70.

4. Al-Zaini AO, Platt JA. Effect of light-curing distance and curing time on composite microflexural strength. Dent Mater J 2021; 40: 202–8.

5. Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. Oper Dent 2007;32:571-8.

6. Georgiev G, Dikova T. Hardness investigation of conventional, bulk fill and flowable dental composites. J Achiev Mater Manuf Eng 2021; 109: 68–77.

7. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater J 2013;29:835-41.

8. Yang DL, Sun Q, Niu H, Wang RL, Wang D, Wang JX. The properties of dental resin composites reinforced with silica colloidal nanoparticle clusters: effects of heat treatment and filler composition. Compos Part B Eng. 2020; 186: 107791.

9. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. Dent Mater J 2011;27:29-38.

10. Keleş ZH, Tarım B. Effect of preheating on microhardness, degree of conversion, and depth of cure of various bulk-fill composites. Selcuk Dent J 2024;11(1): 27-32.

11. Chang HS, Kim JW. Early hardness and shear bond strength of dual-cure resin cement light cured through resin overlays with different dentin-layer thicknesses. Oper Dent 2014; 39:398-406.

12. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. J Esthet Restor Dent 2000;12:320-7.

13. Araújo1 FS, Takeshita WM, Amaral RC, Mendonça AAM. Assessment of bulk-fill of resins microhardness longitudinal. Braz J Oral Sci. 2024;23:e240398.

14. Bala O, Ölmez A, Kalayci Ş. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. J Oral Rehabil 2005;32:134-40.

15. Deniz Arısu H, Eligüzeloglu Dalkilic E, Alkan F, Erol S, Uctasli MB, Cebi A. Use of artificial neural network in determination of shade, light curing unit, and composite parameters' effect on bottom/top Vickers hardness ratio of composites. Biomed Res Int 2018, Nov12; 2018:4856707.

16. Kaminedi RR, Penumatsa NV, Priya T. The influence of finishing/polishing time and cooling system on surface roughness and microhardness of two different types of composite resin restorations. J Int Soc Prev Community Dent 2014;4.Suppl 2:S99-S104.

17. Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater 1992;8:299-304.

18. Catelan A, de Araújo LSN, da Silveira BCM, Kawano Y, Ambrosano GMB, Marchi GM. Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. Acta Odontol Scand 2015;73:298-301.

19. Strassler HE, Price RB. Understanding light curing, Part I. Delivering predictable and successful restorations. Dent Today 2014;33:114-6.

20. Altaie A, Hadis MA, Wilson V, German MJ, Nattress BR, Wood D, Palin WM *et al*. An evaluation of the efficacy of LED light curing units in primary and secondary dental settings in the United Kingdom. Oper Dent 2021; 46: 271-82.

21. Ernst CP, Price RB, Callaway A, Masek A, Schwarm H, Rullmann I . Visible Light Curing Devices-Irradiance and Use in 302 German Dental Offices. J Adhes Dent 2018;20.

22. Shimokawa CAK, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. J Dent 2016;54:48-55.

23. Marovic D, Panduric V, Tarle Z, Ristic M, Sariri K, Demoli N, Klaric E, Jankovic B, Prskalo K. Degree *et al* of conversion and microhardness of dental composite resin materials. J Mol Struct 2013; 1044: 299–302.

24. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. Br Dent J 2016; 221: 453-60.

25. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. J Esthet Restor Dent 2006;18:19-28.

26. Poggio C, Lombardini M, Gaviati S, Chiesa M. Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. J Conserv Dent 2012;15:237-41.

27. Barakah H. Effect of different curing times and distances on the microhardness of nanofilled resin-based composite restoration polymerized with high-intensity LED light curing units. Saudi Dent J 2021;33:1035-41.

28. Aguiar FH, Braceiro A, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. J Contemp Dent Pract 2007;8:1-8.

29. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B. The effect of curing time by conventional quartz tungsten halogens and new light-emitting diodes light curing units on degree of conversion and microhardness of a

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı

nanohybrid resin composite. J Conserv Dent 2019;22:196-200.

30. Segal P, Lugassy D, Mijiritsky E, Dekel M, Ben-Amar A, Ormianer Z, *et al*. The effect of the light intensity and light distances of led and qth curing devices on the hardness of two light-cured nano-resin composites. J Mater Sci 2015;6:1071.

31. Aguiar FH, Lazzari CR, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. Braz Oral Res 2005;19:302-6.

32. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. Quintessence Int 2001;32 (5):401-5..

33. Knezevic A, Zeljezic D, Kopjar N, Tarle Z. Cytotoxicity of composite materials polymerized with LED curing units. Oper Dent 2008; 33:23-30.

34. Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. Open Dent J 2008; 2:137.

Influence of light curing tip distance and curing time on microhardness of a composite resin by simulation of the optical properties of dental tissues

Abstract

Objective: The aim of this study was to simulate the optical properties of dental tissues and to examine the influence of the distance of the composite resin from the light curing unit and the curing times on the surface microhardness of the composite resin.

Materials and Method: Crown parts of the 4 extracted intact human molar teeth (2, 4, 6 and 8 mm in height) were used to simulate the distance between the light curing unit tip and the composite resin. Test samples were placed in black teflon molds (2x4 mm). Extracted tooth models were placed on 4 groups (2, 4, 6 and 8 mm) and without extracted tooth models 1 group (0 mm) was polymerized for 20 seconds (n=10) and the other 5 groups were polymerized for 40 seconds (n=10). Microhardness measurements were performed from the top and bottom surfaces of each sample. The results were analyzed with Kruskal Wallis, Mann Whitney and Wilcoxon surface tests.

Results: Top surface microhardness values were higher at all distances than the bottom surfaces ($p<0.05$). The surface microhardness of the samples cured 20 seconds from 0 and 2 mm distance was significantly higher on both the top and bottom surfaces compared to the distance of 4, 6 and 8 mm ($p<0.05$). When the curing time was 40 seconds, the top and bottom surface microhardness at 0, 2 and 4 mm distances showed statistically higher microhardness values than 6 and 8 mm ($p<0.05$).

Conclusion: The tested composite resin materials revealed the highest microhardness values in the groups light cured for 40 seconds where the light curing unit tip was closest to the material.

Keywords: Composite resin; human tooth; microhardness; polymerization

© 2025 Çöltekin Olgun ve Üçtaşlı