

## FARKLI IŞIK CİHAZLARININ HİBRİT VE NANOHİBRİT KOMPOZİT REZİNLERİN YÜZEY SERTLİĞİNE ETKİSİ

Effect of Different Curing Lights on Surface Hardness of Hybrid and Nanohybrid Composite Resins

Dr. Dt. Deniz DELİKTAŞ\*

Prof. Dr. Nuran ULUSOY\*\*

### ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of halogen and LED light curing units on surface hardness of a nanohybrid composite resin and a hybrid composite resin.

40 standard holes, each 2 mm thick and 5 mm in diameter were prepared on the top surfaces of plexiglass molds. Half of the holes were filled with a nanohybrid composite resin (Grandio) and the others were filled with a hybrid composite resin (Charisma). 20 specimens were prepared for each composite resin. Half of the composite specimens were then polymerized 40 s from the top surfaces using a halogen light curing unit and the others were polymerized using a LED light curing unit for 10 s. The specimens were divided into four groups each containing 10 composite specimens. All specimens were placed in dark colored glass containers and were stored at 37°C for one week. Surface hardness measurements were made by using Barcol surface hardness measuring device from three different points on the top surface of each specimen and the average values were calculated. The data were subjected to statistical analysis using three-way ANOVA and Duncan's Multiple Range test at a significance level of  $p < 0,01$ .

According to the results of statistical analysis, significant differences were found among groups. Although the effect of LED and halogen light curing on surface hardness of nanohybrid composite resins were not statistically different, nanohybrid composite resin specimens showed higher surface

hardness values than hybrid composite resin specimens. Halogen light curing resulted in better surface hardness values than LED curing for the hybrid resin specimens.

Key Words: Composite resin, light curing unit, surface hardness.

### ÖZET

Bu çalışmanın amacı; bir hibrit ve bir nanohibrit kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine biri halojen ışık cihazı diğeri LED ışık cihazı olmak üzere farklı ışık cihazlarıyla polimerizasyonun etkisini değerlendirmektir.

Bu amaçla 2 mm kalınlığındaki pleksiglass kalıplar üzerinde 5 mm çapında 40 adet standart yuva hazırlandı. Yuvaların yarısına nanohibrit kompozit rezin (Grandio) diğeri yarısına hibrit kompozit rezin (Charisma) uygulandı. Bu şekilde kompozit rezinlerin herbiri için hazırlanan 20 adet örneğin yarısı halojen ışık cihazı ile 40 s, diğeri yarısı LED ışık cihazı ile üreticilerin tavsiye ettiği süre olan 10 s süreyle üst yüzeylerinden polimerize edildi. Her bir kompozit rezin-ışık cihazı kombinasyonunda 10 adet örnek olacak şekilde hazırlanan örnekler 4 gruba ayrıldı. Tüm örnekler koyu renkli cam şişelere yerleştirildikten sonra 37 °C de etüvde 1 hafta süre ile bekletildi. Sonra Barcol yüzey sertlik ölçüm cihazıyla her bir örneğin üst yüzeyinin üç değişik noktasından yüzey sertlik ölçümleri yapılarak ortalamaları hesaplandı. Sonuçlar Üç Yönlü Varyans Analizi ve Duncan Çoklu Karşılaştırma Yöntemi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ( $p < 0,01$ ).

\* 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.

*İstatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasında farklılık bulundu. Aynı ışık cihazı ile polimerize edilen nanohibrit kompozit rezin örneklerinin yüzey sertliğinin hibrit kompozit rezin örneklerinden istatistiksel olarak önemli derecede yüksek olduğu gözlemlendi. Nanohibrit kompozit rezinin sertliği üzerine halojen ve LED ışık cihazlarının etkisi istatistiksel olarak önemli değilken, hibrit kompozit rezin örneklerinden, halojen ışık cihazı ile polimerize edilenlerin Barcol yüzey sertlik değerlerinin, LED ışık cihazı ile polimerize edilenlere göre daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.*

**Anahtar Sözcükler:** Kompozit rezin, ışık polimerizasyon cihazı, yüzey sertliği

## GİRİŞ

Estetik restorasyonlara talebin artması ile klinisyenler ve bilim adamları diş renginde yeni estetik restoratif materyaller konusunda yoğun olarak araştırmalar yürütmeye başlamışlardır (1). Kompozitlerin dişe bağlanması konusunda gelişmeler ve uygulamalar ile bu materyallerin klinik kullanımı önemli derecede artış göstermiştir (2, 3).

Kompozit rezinler içindeki inorganik doldurucuların; oranı, büyüklükleri ve rezin matriks içerisindeki dağılımları ile organik matriksin yapısı fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler (4, 5). Bu nedenle; inorganik doldurucular ve organik matriks yapısındaki değişikliklerle, kompozit materyallerin özellikleri geliştirilerek hibrit ve nanodoldurucu teknolojisi temel alan kompozitler geliştirilmiştir (6, 7).

Nanodoldurucular, 20-75 nm büyüklüğünde, toplu halde bulunmayan (non-aggregated) ve aglomerize olmayan partiküllerdir. Nanodoldurucular konusunda yapılan çalışmalar sonucunda, toplu halde bulunan doldurucular (nanocluster) geliştirilmiş olup; bunlar, nano boyuttaki partiküllerin gevşek bağlı agglomeratlarıdır. Bu nano boyutlu doldurucu partiküller, hibrit kompozitlerin kolay kullanılabilirlik, dayanım ve aşınma özelliklerine ilave olarak, mikrodoldurucu kompozitlerin cilalanma ve cilalı kalma özelliklerini uzun süre devam ettirebilme özelliklerine de sahiptirler (7-10).

Restoratif doldurucu materyallerin klinik başarısına katkıda bulunan en önemli fiziksel özelliklerden biri yüzey sertliğidir ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirler. Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (11). Materyallerin yüzey sertliği; orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verilebilme özelliği, çekme ve basma dayanımı gibi özellikleriyle ilişkilidir. Bununla birlikte, materyallerin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar veya materyaller karşısında abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır (12).

Polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde, farklı yöntemler kullanılmakta olup bunlar arasında mikrosertlik değerlendirmesi de yer almaktadır. Sertlik, kompozit rezin polimerizasyonu ile oldukça ilişkili olduğundan, materyalin polimerizasyon derinliğini gösterebilir (13). Yüksek sertlik değerleri genelde daha yaygın polimerizasyonun göstergesidir (14).

Kompozit rezinlerdeki teknolojik gelişmelere ilave olarak, ışık cihazlarına da restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için daha iyi özellikler kazandırılmıştır (15). Daha güvenilir, bakımı daha kolay, uzun bir çalışma ömrü boyunca uygun polimerizasyon sağlayabilen ışık cihazları arzu edilmektedir. Ancak yeni dizayn edilmiş bir dental polimerizasyon ışığının, ideal koşullar altında geleneksel bir halojen ışık kadar iyi performans göstermesi beklenir (16). Resin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu amacıyla kullanılan ve halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak geliştirilen ışık kaynaklarından biri (Light Emitting Diode-Işık Yayan Diyotlar) LED'lerdir (17, 18).

Halojen ışık cihazlarının polimerizasyon siklusu boyunca önemli oranda ısı üretimi ve yüksek işlem sıcaklıkları nedeniyle zamanla ampul, reflektör ve filtrelerinin bozulması gibi bazı dezavantajlarının üstesinden gelmek için, LED'lerin kullanılması önerilmiştir (19-21).

Bugüne kadar yapılan çalışmalar sonucunda LED teknolojisi önemli oranda geliştiği

belirtilmektedir (22). 470 nm dalga boyunda yeni LED ışık cihazları ve LED ışık cihazı yapısında, geleneksel ışık cihazıyla benzer irradyansta, yüksek çıkış güçlü ışık kaynakları günümüzde mevcuttur (23, 24). Yarı iletken teknolojisinin gelişimiyle halojen ışık cihazları, LED ışık cihazlarıyla değiştirilebilecektir (25). Bu yüzden yeni LED ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin mekanik özellikleriyle ilgili bilgiler LED'lerin klinik potansiyeli hakkında hüküm vermek için gereklidir (26).

Bu çalışmanın amacı bir hibrit ve bir nanohibrit kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine LED ve halojen ışık cihazlarıyla polimerizasyonun etkisinin incelenmesidir.

### GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; iki farklı ışık cihazı ile polimerize edilmiş bir hibrit kompozit rezin ile bir nanohibrit kompozit rezin kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 1 de, cihazlar ise Tablo 2 de gösterilmiştir.

Çalışmamızda, 2 mm kalınlığındaki pleksiglass kalıplar üzerine 5 mm çapında 40 adet yuva açıldı. 1 mm kalınlığında bir cam lam üzerine şeffaf bant konularak üzerine pleksiglass kalıplar yerleştirildi. Yuvaların yarısına açık renkte (B2) Grandio, diğer yarısına ise Charisma kompozit uygulandı. Örneklerin üst yüzeylerine de şeffaf bant ve cam lam kapatılarak fazla materyalin uzaklaştırılması için sabit basınç uygulandı ve oksijen inhibisyon tabakası engellenmeye çalışıldı. Halojen ışık cihazı (Hilux Expert, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ile polimerize edilecek örnekler; ışık cihazının ucu kompozit yüzeyine dik olacak şekilde tutuldu ve üst yüzeylerinden 700 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetinde ışık uygulanarak, 40 s süreyle polimerize edildi. Test örnekleri polimerize edilmeden önce ışık ucu, polimerizasyon cihazının üzerinde bulunan sensör üzerine degecek şekilde yerleştirilip, bar şeklindeki ışık ölçerden ışık yoğunluğu okunarak kontrol edildi. LED ışık cihazı (Litex 692S, Dentamerica, CA, USA) ile polimerize edilecek örnekler ise; ışık cihazının ucu kompozit yüzeyine dik olacak şekilde tutularak, üst yüzeylerinden, üretici firmanın verdiği değer olan 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetinde ışık uygulanarak,

10 s süreyle polimerizasyon uygulandı. Her bir örneğin polimerizasyonu öncesi, ışık ucu polimerizasyon cihazının üzerinde bulunan sensör üzerine degecek şekilde yerleştirilerek ışık yoğunluğu kontrol edildi. Tüm örnekler standart mesafeden polimerizasyon uygulamak için, halojen veya LED ışık kaynağının ucu cam yüzeyine temas edecek şekilde tutuldu. Işıkla polimerizasyonun ardından matriks bantlar uzaklaştırıldı ve örnek üst yüzeylerine, Sof-Lex bitirme ve polisaj diskleri (3M Dental Products, St. Paul MN, USA) ve mikromotor ile düşük hızda ve tek yönlü bir hareket ile, 15-20 s süre boyunca bitirme ve cila işlemleri uygulanarak standart bir yüzey yapısı oluşturuldu (27). Her 5 örnekte bir diskler değiştirildi. Bu şekilde hazırlanan 40 adet standart örnek, her grupta 10'ar örnek olacak şekilde 4 gruba ayrıldı. Her bir gruptaki örnekler ışığı geçirmeyecek özellikte olan, içi boş, koyu renkli bir cam şişe içine birbirine temas etmesini önleyecek şekilde dik olarak yerleştirildi. Şişenin ağzı parafilm ile kapatılarak hava ile temas etmemesi sağlandı. Tüm örnekler 37°C'deki etüvde (Thelco GCA/Precision Scientific, Chicago, USA) 1 hafta süre ile bekletildi. Sonra Barcol sertlik ölçüm cihazı (Barber Colman Impressor, Rockford, Illinois, USA) ile örneklerin üst yüzeylerindeki üç değişik noktadan sertlik ölçümleri yapıldı. Her bir örnek için, üç sertlik ölçümünün ortalaması alındı ve elde edilen değerler Üç Yönlü Varyans Analizi (Three-way ANOVA) tekniği ve Duncan Çoklu Karşılaştırma Yöntemi (Duncan's Multiple Range Test) kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

### BULGULAR

Çalışmada örneklerden elde edilen Barcol sertlik değerlerinin, istatistiksel olarak Varyans analizi ile değerlendirilmesiyle elde edilen ortalamaları ve standart hataları Tablo 2 de izlenmektedir. Elde edilen değerlerin Üç Yönlü Varyans Analizi tekniği ile analizi sonrası gruplar arasında farklı sonuçlar olduğu bulunmuştur (p<0,01). Hangi gruplar arasındaki farklılığın istatistiksel olarak önemli olduğu ise, Duncan Çoklu Karşılaştırma Yöntemi kullanılarak araştırılmıştır. Duncan Çoklu Karşılaştırma Yöntemi sonuçları Tablo 3 de,

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller.

MATERYALLER	ÜRETİCİ FİRMA	ÜRETİM NUMARASI	İÇERİK	DOLDURUCU HACMİ (%)	DOLDURUCU AĞIRLIĞI (%)
CHARISMA (Hibrit kompozit)	Heraeus Kulzer GmbH&Co. KG- Hanau, Germany	30045	Bis-GMA-TEGDMA, ortalama $0.7\mu\text{m}$ partikül büyüklüğündeki baryum alüminyum borosilika cam içeren ve maksimum büyüklüğü $2\mu\text{m}$ 'yi geçmeyen mikrocam (Microglass®) doldurucu partiküller ve pirojenik silisyum dioksit ( $0.01-0.07\mu\text{m}$ )	61	78
GRANDIO (Nanohibrit kompozit)	Voco GmbH Portfach 767, Guxhaven, Germany	421480	Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA, $1\mu\text{m}$ büyüklüğünde cam seramik mikrodoldurucular ve 20-60 mm büyüklüğünde küresel SiO <sub>2</sub> nanodoldurucular	71.4	87

Tablo 2: Varyans analizi ilue değerlendirilen tüm gruplara ait Barcol yüzey sertlik değerlerinin ortalamaları ve standart hataları.

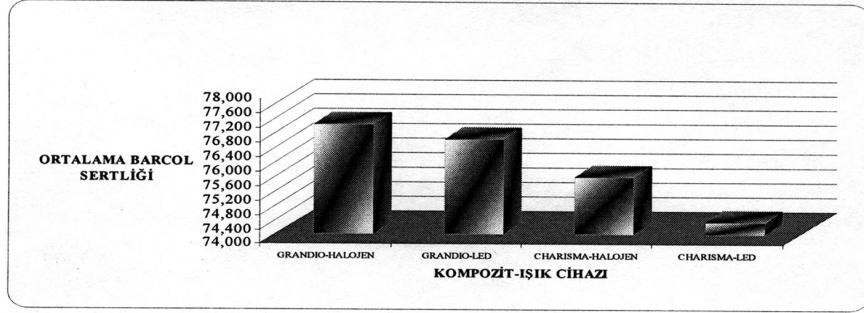
GRUPLAR	GRUP NO.	ÖRNEK SAYISI n	$\bar{X}$	$\pm S\bar{x}$
GRANDIO-HALOJEN	Grup 1	10	77.000	0.0852
GRANDIO-LED	Grup 2	10	76.602	0.0935
CHARISMA-HALOJEN	Grup 3	10	75.568	0.1030
CHARISMA-LED	Grup 4	10	74.333	0.0865

Tablo 3: Halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin Grandio ve Charisma kompozit rezinlerinin Barcol yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılmasını gösteren Duncan testi sonuçları

IŞIK CİHAZI	MATERYAL			
	GRANDIO		CHARISMA	
	$\bar{X}$	$S\bar{x}$	$\bar{X}$	$S\bar{x}$
HALOJEN	<sup>a</sup> 77.000 <sup>A</sup>	0.0852	<sup>a</sup> 75.568 <sup>B</sup>	0.1030
LED	<sup>a</sup> 76.602 <sup>A</sup>	0.0935	<sup>b</sup> 74.333 <sup>B</sup>	0.0865

<sup>A,B</sup>: Her bir satırda farklı harf taşıyan gruplar arası fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0.01$ ).

<sup>a,b</sup>: Aynı sütunda farklı harf taşıyan gruplar arası fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0.01$ )



Şekil 1: Polimerizasyonlarını takiben 1 hafta süre ile havada saklanan farklı kompozit-ışık cihazı kombinasyonlarının ortalama Barcol sertlikleri.

polimerizasyonlarını takiben 1 hafta süre ile havada saklanan farklı kompozit-ışık cihazı kombinasyonlarının ortalama Barcol sertlikleri ise, Şekil 1 de gösterilmiştir.

Duncan testi sonuçlarına göre:

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen örnekler arasında Grandio kompozit materyali ile hazırlanan örneklerin yüzey sertliği, Charisma kompozit materyali ile hazırlanan örneklerden istatistiksel olarak önemli derecede daha yüksektir ( $p < 0,01$ ).

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Grandio kompozit örnekleri, Charisma kompozit örneklerinden istatistiksel olarak  $p < 0,01$  önemlilik derecesinde daha yüksek Barcol yüzey sertlik değerleri göstermişlerdir.

Grandio kompozit rezin örneklerinin yüzey sertliği üzerine; halojen ve LED ışık cihazlarıyla polimerizasyonun etkisi istatistiksel olarak önemli değildir ( $p > 0,01$ ).

Charisma kompozit rezin örneklerinden, halojen ışık cihazı ile polimerize edilenlerin Barcol yüzey sertlik değerlerinin, LED ışık cihazı ile polimerize edilenlere göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

### TARTIŞMA

Kompozit rezinler içindeki metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu oldukça yüksek çapraz bağlı yapılara yol açar (28). Bir monomer kompozisyonu için çift bağların dönüşüm derecesi, sonuç polimerin basma dayanımı, aşınma ve sertlik gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirleyicisidir (29).

Kompozit rezinlerin klinik başarısı için çok önemli olan polimerizasyonlarının etkinliğini değerlendirmek için direkt ve indirekt yöntemler kullanılabilir. Direkt yöntemler arasında sayılabilen infrared spektroskopisi (30), laser Raman spektroskopisi (31) elektron spin rezonans (32), Fourier Transform Infrared spektroskopisi (FTIR) (33, 34) ve kromatografi (35) polimerizasyon reaksiyonları esnasındaki karbon çift bağlarının ( $C=C$ ) tek bağlara dönüşme yüzdesinin miktarını ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını direkt olarak belirleyebilir. Fakat kompleks, yüksek maliyetli ve zaman alıcı yöntemler olmaları nedeniyle bu direkt yöntemlerin hepsi rutin kullanıma girememiştir (36). İndirekt yöntemler ise; scraping (kazıma) ve penetrometre testi (37), görsel inceleme (38) ve yüzey sertliğini (39) içerir.

Yüzey sertliğinin; polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olduğu ve infrared spektroskopisi ile iyi bir uyuma sahip olduğu gösterilmiştir. Sertlik testleri; yöntemin nispeten kolaylığı ve elde edilen sonuçların güvenilirliği nedeniyle; polimerizasyonun değerlendirilmesi için popüler bir yöntem olarak görünmekte olup (40) indirekt bir yöntem olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (4, 36, 39, 41, 42). Yüzey sertlik testleri, kalınlığı bilinen bir kompozitin polimerizasyonunda farklı polimerizasyon tekniklerinin ve farklı ışık cihazlarının etkinliğinin karşılaştırılması için elverişlidir (43).

Farklı ışık cihazlarının, çeşitli kompozit rezinlerin polimerizasyonu üzerine etkinliğini karşılaştırmak için; araştırmamızda Dietschi ve

ark.(29) nın, Tsai ve ark.(44) nın, Price ve ark. (45) nın çalışmalarına paralel olarak yüzey sertlik değerleri kullanılmıştır. Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen kompozitlerin sertliğini değerlendirmek için; taşınabilir olması ve ölçümlerin direkt olarak izlenebilmesi kolaylığından yararlanmak amacıyla, birçok çalışmada (26, 46-49) kullanılmış olan Barcol yüzey sertlik ölçüm cihazından araştırmamızda da yararlanılmış olup, in vitro örneklerin üst yüzeylerinden ölçüm yapılmıştır.

Yap ve ark. (40) nın çalışmasında, ışıqla polimerizasyonun ardından başlangıç sertliği kaydedilmiş, ancak bu veriler kullanılmamıştır. Çünkü kompozitlerin, başlangıç çapraz bağlanma reaksiyonunu takiben ilerleyici bir çapraz bağlanma reaksiyonu geçirdiğini gösteren, post polimerizasyon sertleşmesi gösterdikleri bu nedenle, başlangıç sertliği ile solüsyonda bekletildikten sonraki sertliğin kıyaslanmasının hatalı olabileceği belirtilmiştir. En iyi kontrolün, örneklerin belli bir zaman için havada bekletilmesiyle yapılabileceği bildirilmiştir. Uhl ve ark. (50) nın çalışmasında da co-initiatör içeren veya içermeyen dental kompozitler, LED ve halojen teknolojisi ile polimerize edilmiş ve saklama ortamı olarak kuru hava kullanılmıştır. Quance ve ark.(51) nın, Yap ve ark.'nın (1-3, 6, 52), Uhl ve ark.(50) nın çalışmalarına paralel olarak araştırmamızda da saklama ortamı olarak kuru hava tercih edilmiştir.

Kompozit rezinlerin sertliği, inorganik doldurucuların hacimsel oranı ve rezin matriksin kalitesiyle ilişkilidir (14). Matriks içine yerleştirilmiş doldurucu partiküller, matriksin kendine göre daha iyi mekanik özellikler sağlar. Bu yüzden, belli limitlere kadar yüksek doldurucu oranı mekanik özellikleri geliştirir (53). Resin kompozisyonu ve içeriğindeki farklılıkların yanısıra doldurucu farklılıkları da, farklı materyaller arasında polimerizasyon derecesinin farklı olmasına neden olur (54). Kompozitlerin hacimsel inorganik doldurucu içeriği ile sertlik arasında pozitif bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (4, 55). Yüksek sertlik değerleri, bir kompozit materyalin doldurucu içeriğindeki artışın sonucu olabilir (14, 53). Doldurucu içeriğinin azal-

ması, mekanik özelliklerin de azalmasıyla sonuçlanır ve klinik performans zayıflar (56). Ancak bu olay oldukça kompleksdir. Partikül büyüklüğü ve partiküllerin dağılımının yanısıra, doldurucu partiküller ve rezin matriks ile ilişkili çok sayıda faktörün, karşılıklı etkileşiminden kaynaklanır (4, 42).

Bala ve ark. (26) farklı kompozit rezinlerin, LED ve halojen ışık ile polimerizasyonu sonrası, yüzey sertliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında; hem LED ışık cihazı, hem de halojen ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerde, en düşük sertlik değerini en düşük doldurucu hacmine sahip materyalde bulmuşlardır. Bu durumu doldurucu hacmi arttıkça kompozitlerin sertliğinin artması ile açıklamışlardır.

Farklı doldurucu oranlarına sahip kompozitlerin, sertliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; ağırlıkça en yüksek oranda doldurucu içeren kompozitler, en sert materyaller olmuşlardır. Araştırmacılar doldurucu hacmi ve sertlik arasında önemli bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır (4,12,42,46,53,55-60).

Schulze ve ark. (61), çalışmalarında, kullandıkları materyaller içinde en yüksek sertlik değerlerini, en yüksek doldurucu oranına sahip materyallerde izlemişlerdir. Bununla birlikte, doldurucu oranları benzer, doldurucu boyutları farklı materyaller arasında da sertlik farklılıkları bulunmuştur. Araştırmacılar, yüksek sertlik değerlerinin sadece yüksek doldurucu oranı ile ilişkili olmadığını, doldurucu boyutlarının kompozisyonu ve dağılımının da sertlikte önemli faktörler olabileceğini ifade etmişlerdir.

Bağış ve ark. (62), ışıqla polimerize olan iki hibrit reçinenin (Charisma ve Herculite XR), yüzey sertliklerini in vitro olarak inceledikleri çalışmalarında, Herculite XR' a göre, daha küçük doldurucu büyüklüğüne, dolayısıyla daha fazla hacimsel doldurucu oranına sahip Charisma kompozit rezinin sertliğini, daha yüksek olarak bulmuşlardır. Ulusoy ve ark.(63) nın, iki hibrit kompozit rezinin (Charisma ve Herculite XR) yüzey sertliklerini değerlendirdikleri çalışmaları da, bu sonucu desteklemektedir.

Bu çalışmalara benzer olarak araştırmamızda da; hem halojen ışık cihazı hem de LED ışık

cihazı ile polimerize edilen Grandio kompozit materyali ile hazırlanan örnekler, Charisma kompozit materyali ile hazırlanan örneklerden istatistiksel olarak önemli derecede yüksek sertlik değerleri vermişlerdir. Grandio'nun her iki ışık cihazı için, Charisma'dan daha yüksek sertlik değerleri vermesinin, doldurucu oranlarındaki farklılıklarla ilişkili olabileceği düşüncesindeyiz. Grandio ağırlıkça %87 doldurucu oranına sahip iken, Charisma ağırlıkça %78 doldurucu oranına sahiptir. Grandio kompozit materyalinde doldurucu oranının yüksek, monomer oranının düşük olmasının sonucu olarak; daha fazla polimerizasyon gerçekleşmekte ve sertlik değerleri daha yüksek olmaktadır. Bu sonuç, Manhart ve ark.(4) nın, Ulusoy ve ark. (46)nın, Gökay ve Türkün(57)ün, Say ve ark.(58) nın çalışmalarının bulgularıyla uyumludur. Ayrıca araştırma sonuçlarımız; partikül boyutları çok küçük olduğundan hacimsel doldurucu oranını artırarak, sertliği artırma özelliklerinin yanısıra; küresel nanopartiküller içeren nanohibrit yapıdaki kompozitlerin, hibrit kompozitlere göre daha sert yüzeylere neden olduğunu ortaya koymaktadır.

Dental materyallerin ışıkla aktivasyonu için LED teknolojisinin potansiyelini gösteren pek çok çalışma yapılmıştır (23, 64). Halvorson ve ark. (33), polimerizasyon etkinliği açısından halojen ve LED'leri karşılaştırdıklarında; LED'leri halojenden daha etkin bulurlarken; Yoon ve ark. (24); Micali ve Basting (15); Vandewalle ve ark. (64) LED'lerin polimerizasyon etkinliklerinin halojenden farklı olmadığını bulmuşlardır.

Güçlü bir LED ışık cihazıyla polimerize edilen kompozitlerin, bir halojen ışık cihazıyla polimerize edilenlere benzer veya daha iyi mekanik özellikler sergileyebileceği gösterilmiştir. LED'lerin etkili bir polimerizasyon derinliği ve dönüşüm derecesi sağladığı bildirilmiştir (17, 26, 34, 41, 65, 66).

Tarle ve ark. (67) ile Rahiotis ve ark. (68) ise, LED ışık cihazı kullanıldığında, monomer dönüşüm yüzdesinin halojen ile elde edilenden düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Piyasada bulunan LED ve halojen bazlı ışık cihazları karşılaştırıldığında Tsai ve ark. (44) ve

Schneider ve ark. (69) çalışmalarında, LED cihazlarını 2 mm ya da daha az kalınlıktaki rezin polimerizasyonunda rutin klinik kullanım için uygun bulurlarken, Kurachi ve ark. (18), Dunn ve Bush (23) LED'lerin performanslarının zayıf olduğunu ve rezin bazlı kompozitlerin 2 mm'lik tabakalarını yeterince polimerize edemeyebileceğini iddia etmişlerdir.

Price ve ark. (16) çalışmalarında, ikinci jenerasyon bir LED polimerizasyon cihazı kullanılarak polimerize edilen 10 kompozitin hepsinin, kuartz tungsten halojen ışıklarıyla polimerize edildiğinde elde edilen sertlik değerlerinin %80'inden fazla sertlik değeri gösterdiklerini bulmuşlardır. Ancak LED ışıkları kompozitlerin tümünü halojen kadar iyi polimerize edemediği için; hekimlerin kullandıkları rezinleri yeterince polimerize etmek için, gerekli zamanı ve polimerizasyon cihazını kontrol etmeleri gerektiğini belirtmişlerdir.

Peris ve ark.(70) nın farklı LED ışık cihazları ve bir halojen ışık cihazının, mikrofil ve mikrohibrit olmak üzere, iki farklı kompozitin sertliğine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; mikrohibrit kompozitlerin sertliğinde değerlendirilen LED'lerden biri ile halojene benzer değerler elde etmişler; ancak sonuçların kompozitin tipi ve markasıyla, ışık cihazının tipi ve derinlikle büyük oranda değiştiğini bulmuşlardır.

LED ile polimerize edilen kompozitlerin Knoop veya Vickers sertlik değerlerinin, halojen ışık cihazı ile elde edilen değerlerden çok farklı olmadığını belirten çalışmalar mevcuttur (17,18,71). Bizim çalışmamızda da, paralel bulgular elde edilmiş olup; halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edilen nanohibrit kompozit rezin örnekleri benzer sertlik değerleri ortaya koymuşlardır.

Araştırma sonuçlarımız; benzer sertlik değerleri gösteren nanohibrit kompozitlerin aksine; halojen ışık cihazı ile polimerize edilen hibrit kompozit rezinin, LED ışık cihazı ile polimerize edilen hibrit kompozit rezin örneklerine göre daha yüksek sertlik değerleri verdiğini ortaya koymuştur. Bu sonuçlar, kompozit rezin polimerizasyonu için LED teknolojisinin halojene alternatif oluşturabilecek potan-

siyele sahip olduğunu ancak, ışık cihazı seçiminde kullanılacak kompozit rezin seçiminin de önemli olduğunu göstermektedir.

#### KAYNAKLAR

1. Yap AUJ, Teoh SH, Tan KB. Influence of water exposure on three-body wear of composite restoratives. *J Biomed Mater Res (Appl. Biomater)* 2000a; 53: 547-53.

2. Yap AUJ, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on the surface characteristics of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper Dent* 2000b; 25: 170-76.

3. Yap AUJ, Lee MK, Chung SM, Tsai KT., Lim CT. Effect of food- simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper Dent* 2003a; 28: 529-34.

4. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res (Appl. Biomater)* 2000; 53: 353-61.

5. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105: 97-116.

6. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004a; 29: 269-74.

7. Yap AUJ, Lim LY, Yang TY, Ali A, Chung SM. Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent* 2005; 30: 129-33.

8. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA* 2003; 134: 1382-89.

9. Davis N. A nanotechnology composite. *Compendium* 2003;24: 662-67.

10. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium* 2003; 24: 380-82.

11. Sonugelen M, Artunç C, Güngör MA. Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. *E Ü Diş Hek Fak Derg* 2000; 21: 1-10.

12. Yap AUJ, Tan SHL, Wee SSC, Lee CW. Chemical degradation of dental composites. *J Oral Rehabil* 2001;28: 1015-21.

13. Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 1993; 24: 517-21.

14. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Pub Co, 1997; 18-114.

15. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs ) or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res* 2004; 18: 266-70.

16. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 666-75.

17. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16: 41-7.

18. Kurachi C, Tuboy A.M, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001; 17: 309-15.

19. Mills RW. Blue light emitting diodes-another method of light curing? *Br Dent J* 1995; 178: 169 (letter).

20. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing lights used in private dental offices. *Oper Dent* 1998; 23: 50-4.

21. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 27: 235-41.

22. Mills RW, Jandt KD, Blackwell GB, Ashworth SH. Light emitting diode and halogen curing-composite depth of cure. *J Dent Res* 1999b; 78: 1053 (Abstract no: 147).

23. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *JADA*. 2002; 133: 335-41.

24. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 1165-73.

25. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 236-41.

26. Bala O, Üçtaşlı MB, Tüz MA. Barcol hardness of different resin based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent* 2005b; 30: 69-74.

27. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. The art and science of operative dentistry. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc, 1995;: 252-63.



28. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. *J Dent Res* 1997; 76: 1508-16.
29. Dietschi D, Marret N Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite microhardness in different curing conditions. *Dent Mater* 2003; 19: 493-500.
30. Hussain LA, Dickens S.H, Bowen RL. Properties of eight metacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dent Mater* 2005; 21: 210-16.
31. Miyazaki M, Onose H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater* 2003; 19: 245-51.
32. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue emitting diodes (LEDs). *Biomaterials* 2003; 24: 2097-103.
33. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin based composite. *Oper Dent* 2004; 29: 105-11.
34. Bala O, Ölmez A, Kalaycı Ş. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin based composites. *J Oral Rehabil* 2005a; 32: 134-40.
35. Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 463-68.
36. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light cured composite. *J Dent Res* 1988; 67: 932-37.
37. Koupis NS, Vercurysse CWJ, Marks LAM, Martens LC, Verbeeck RMH. Curing depth of composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater* 2004; 20: 908-14.
38. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 167-170.
39. Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain JC. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness *Dent Mater* 2004; 20: 158-66.
40. Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000; 25: 113-20.
41. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur Oral Sci* 2002; 110: 471-9.
42. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004; 29: 698-704.
43. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent* 2004; 32: 321-6.
44. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004; 20: 364-8.
45. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004; 25: 4465-77.
46. Ulusoy N, Gökay O, Müjdecı A. Farklı kalınlıklarda uygulanan yeni geliştirilmiş üç kompozitin yüzey sertliği. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 2000; 27: 29-35.
47. Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness *J Prosthet Dent* 2001a; 86: 632-5.
48. Abate PF, Bertacchini SM, Garcia-Godoy F, Macchi RL. Barcoll hardness of dental materials treated with an APF foam *J Clin Pediatr Dent* 2001b; 25: 143-6.
49. Kauppi MR, Combe ECC. Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 316-22.
50. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen Technologies. *Dent Mater* 2004b; 20: 21-8.
51. Quance SC, Shorthall AC, Harrington E, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and postcure temperature storage on hardness of contemporary photo activated composites. *J Dent* 2001; 29: 553-60.
52. Yap AUJ, Wattanapayungkul P, Chung SM. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent* 2003b; 28: 723-7.
53. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of

degree of conversion, filler volume and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42: 465-72.

54. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20: 183-8.

55. Saygılı G, Şahmalı S, Demirel F. Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time. *Polym Adv Technol* 2003; 14: 616-22.

56. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 1993; 24: 641-57.

57. Gökay N, Türkün LŞ. Farklı kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 2002; 28: 263-70.

58. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Güleriyüz C. Wear and microhardness of different resin composite materials *Oper Dent* 2003; 28: 628-34.

59. Knobloch LA, Kerby RE, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Oper Dent* 2004; 29: 642-9.

60. 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: 401-5.

61. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2003; 19: 612-9.

62. Bağış YH, Kasar B, Ulusoy N. Işıklı polimerize olan iki hibrid reçinenin yüzey sertliklerinin in vitro olarak incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 1996; 23: 153-60.

63. Ulusoy N, Bağış YH, Kasar B. Isı ve ışık fırınında polimerizasyonları tamamlanan iki hibrid kompozit rezinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *A. Ü Diş Hek Fak Derg* 1998; 25: 221-8.

64. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halojen curing lights. *Oper Dent* 2005; 30: 257-64.

65. Asmussen E, Peutzfeldt A. Light-emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int* 2003b; 34: 71-5.

66. Oberholzer TG, Preez ICD, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 2005; 26: 3981-6.

67. Tarle Z, Meniga A, Ristic M. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 436-42.

68. Rahiotis, C., Kakaboura, A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 89-94.

69. Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent* 2005; 30: 516-21.

70. Peris A.R, Mitsui FHO, Amaral CM, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten halogen or LED lights. *Oper Dent* 2005; 30: 649-54.

71. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo, J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 586-91.

### **Yazışma Adresi**

*Prof. Dr. Nuran ULUSOY*

*Ankara Üniversitesi*

*Diş Hekimliği Fakültesi*

*Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı*

*06500 - Beşevler / ANKARA*