

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİ FARKLI IŞIK KAYNAĞI İLE POLİMERİZE EDİLEN BEŞ
BULK-FİLL RESTORATİF MATERYALİN MİKROSİZİNTİ
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Yedigâr Hüseyin YILMAZ

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

Doç. Dr. Bayram İNCE

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2016

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİ FARKLI IŞIK KAYNAĞI İLE POLİMERİZE EDİLEN BEŞ
BULK-FİLL RESTORATİF MATERYALİN MİKROSIZINTI
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Yadigar Hüseyin YILMAZ

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

Doç. Dr. Bayram İNCE

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2016

Bu Doktora Tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri

Koordinatörlüğünce desteklenmiştir.

Proje No: Diş. 15.027

ONAY SAYFASI

ONAY SAYFASI

T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

“İki Farklı Işık Kaynağı İle Polimerize Edilen Beş Bulk-Fill Restoratif Materyalin Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesi.” isimli Doktora Tezi 29.02.2016 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Bayram İNCE

Tezi Teslim Eden : Dt.Yadigar Hüseyin YILMAZ

Jüri Üyesinin

Ünvanı

Adı Soyadı

Başkan : Doç. Dr. Mehmet DALLI

Üye : Doç. Dr. Bayram İNCE

Üye : Doç. Dr. Emrullah BAHŞI

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hakan KAMALAK

Üye : Yrd. Doç. Dr. Nedim GÜNEŞ

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

29.02.2016
Prof. Dr. Ali CEYLAN
Dicle Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tüm akademik bilgi ve klinik deneyimini benden esirgemeyen ve tezimi hazırlamamda başından sonuna kadar her zaman büyük bir özveriyle bana destek olan değerli hocam sayın Doç. Dr. Bayram İNCE'ye, eğitim sürecinde her ihtiyaç duyduğumda benden katkılarını esirgemeyen değerli bölüm hocalarıma, birlikte görev yapmaktan gurur duyduğum, en başta Uzm.Dt.Ömer ÇELLİK olmak üzere, bütün asistan arkadaşlarıma, hayatımın her anında benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme ve doktora eğitimi sürecinde bütün problemlerimin üstesinden gelmeme yardımcı olan sevgili eşim Seda YILMAZ'a sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
RESİM VE ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
TABLO VE GRAFİKLER DİZİNİ.....	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR	X
ÖZET.....	XI
ABSTRACT.....	XIII
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER.....	3
1. Kompozit Resinler	3
1.2. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	4
1.2.a. Organik Matriks Fazı.....	4
1.2.b. İnorganik Faz	5
1.2.c. Ara Faz	5
1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	6
1.3.1. İnorganik Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	6
1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	6
1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	6
1.3.1.a. Megafil Kompozitler	7
1.3.1.b. Makrofil Kompozitler	7
1.3.1.c. Midifil Kompozitler.....	7
1.3.1.d. Minifil Kompozitler	7
1.3.1.e. Mikrofil Kompozitler.....	8

1.3.1.f. Hibrit Kompozitler	8
1.3.1.g. Nanofil Kompozitler	9
1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	9
1.3.2.a. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler	9
1.3.2.b. Işıkla Polimerize Olan Kompozitler	10
1.3.2.c. Hem Işık ile Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler (Dual-Cure)	10
1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	10
1.3.3.a. Akışkan Kompozitler	10
1.3.3.b. Kondanse Olabilen Kompozitler	11
1.3.4. Ormoserler	12
1.3.5. Siloranlar	12
1.3.6. Bulk-Fill Kompozitler	13
1.4. Kompozit Rezinlerin Işıkla Polimerizasyonu	14
1.4.1.a. Aktivasyon Aşaması	14
1.4.1.b. Başlama Aşaması	15
1.4.1.c. İlerleme Aşaması	15
1.4.1.d. Bitiş Aşaması	15
1.4.2. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)	15
1.4.3. Işık Uygulama Tekniği İle İlgili Terimler	16
1.4.3.a. Işık Gücü	16
1.4.3.b. Işık Yoğunluğu	16
1.4.3.c. Toplam Enerji Yoğunluğu	16
1.4.3.d. Dalga Boyu	16
1.4.3.e. Elektromanyetik Spektrum	17
1.3.4. Polimerizasyona Etki Eden Faktörler	17

1.3.4.1. Soft-Start Polimerizasyon Teknikleri	19
1.3.4.1.a. Standart Polimerizasyon	19
1.3.4.1.b. Kademeli Güç Artışı Gösteren Uygulama Yöntemi	19
1.3.4.1.c. Düzenli Artan Güçte Işık Uygulama Yöntemi	20
1.3.4.1.d. Ara Verilmiş Kademeli Işık Uygulama Yöntemi.....	20
1.3.4.1.e. Aralıklı Işık Uygulama Yöntemi	20
1.3.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	20
1.3.5.1. Ultraviyole Işık Kaynakları	20
1.3.5.2. Halojen Işık Kaynakları.....	20
1.3.5.3. LED (Light Emitting Diode) Işık Kaynakları	21
1.3.5.4. Plazma Ark Işık Kaynakları	22
1.3.5.4. Lazer Işık Üniteleri.....	23
1.3.6. Işık Cihazlarında Işık Şiddetini Etkileyen Faktörler	24
2. Mikrosızıntı ve Tespit Yöntemleri	24
2.1. Boya Sızıntı Yöntemi	26
2.2. Otoradyografi Yöntemi	28
2.3.Elektro-Kimyasal Yöntem.....	29
2.4. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi.....	29
2.5. İnsan Serum Sızıntı Yöntemi	29
2.6. Sıvı Filtrasyon Yöntemi	30
2.7. Gaz Kromatografi Yöntemi.....	30
2.8. Nötron Aktivasyon Yöntemi	30
2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu Yöntemi (SEM)	31
2.10. Kimyasal İşaretleyiciler.....	31
GEREÇ VE YÖNTEM	32
BULGULAR	51

TARTIşMA	56
SONUÇLAR	68
KAYNAKLAR	70
ÖZ GEÇMİş.....	85



RESİM VE ŞEKİLLER DİZİNİ

Resim 1: Çalışmada kullanılan LED ı ışık kaynakları

Resim 2: Kesitlerin incelendiği stereomikroskobun görüntüsü

Resim 3: Kesitlerin incelendiği Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Resim 4: Optima-10 LED – SDR grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 5: Optima-10 LED – X-tra fil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 6: Optima-10 LED – Beaufil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 7: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 8: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 9: Valo LED – SDR grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 10: Valo LED – X-tra fil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 11: Valo LED – Beaufil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 12: Valo LED – Filtek bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 13: Valo LED – Venus bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü

Resim 14: Optima-10 LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 15: Optima-10 LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 16: Optima-10 LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 17: Optima-10 LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 18: Optima-10 LED – Beaufil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 19: Optima-10 LED – Beaufil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 20: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 21: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 22: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 23: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 24: Valo LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 25: Valo LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 26: Valo LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 27: Valo LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 28: Valo LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 29: Valo LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 30: Valo LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 31: Valo LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

Resim 32: Valo LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)

Resim 33: Valo LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

TABLO VE GRAFİKLER DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitlerin içeriği

Tablo 2: Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitler

Tablo 3: Mikrosızıntının değerlendirilmesinde kullanılan skorlama kriterleri

Tablo 4: İnceleme sonucu gruplardan elde edilen mikrosızıntı skorları.(O: oklüzal, G: gingival)

Tablo 5: Optima-10 LED ile polimerize edilen gruplardan elde edilen istatistiksel veriler

Tablo 6: Valo LED ile polimerize edilen gruplardan elde edilen istatistiksel veriler

Grafik 1: Gruplardan elde edilen oklüzal kenarlara ait mikrosızıntı ortalamaları

Grafik 2: Gruplardan elde edilen gingival kenarlara ait mikrosızıntı ortalamaları

Grafik 3: Optima LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin oklüzal ve gingival sızıntı ortalamaları

Grafik 4: Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerden elde edilen oklüzal ve gingival mikrosızıntı ortalamaları

SİMGELER VE KISALTMALAR

BIS-GMA: Bisfenol A Glisidil Metakrilat

UDMA: Uretan Di Metakrilat

TEG-DMA: Tri Etilen Glikol Di Metakrilat

Bis-EMA: Bisphenol-A Etoksi Dimetakrilat

EDMA: Etilen Glikol Dimetakrilat

MMA: Metil Metakrilat

UTMA: Üretan Tetra Metakrilat

EBPADMA: Ethoxylated Bisphenol-A-Dimethacrylate

MPTS: 3 Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan

sn: Saniye

μ: Mikron

nm: Nano metre

Mpa: Megapascal

LED: Light Emitting Diode

CQ: Kamforokinon

mW: Miliwat

cm²: Santimetrekare

mm: Milimetre

°C: Santigrat derece

ÖZET

Amaç: Bu in-vitro çalışmanın amacı iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilen beş bulk-fill restoratif materyalin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda periodontal ve ortodontik nedenlerle yeni çekilmiş 100 adet çürüksüz ve restorasyonsuz insan molar dişi kullanıldı. Dişler tek tek incelenerek kron kısımlarında çürük, kırık, çatlak veya daha önceden yapılmış bir restorasyon bulunmamasına dikkat edildi. Daha sonra dişler üzerindeki yumuşak eklentiler bir kretuvar yardımıyla uzaklaştırılıp tüm yüzeyler pomza ve politür lastiği ile temizlendi. Çalışma yapılıncaya kadar geçen sürede dişler distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletildi.

Bütün dişlerin bukkal yüzeyine hava ve su soğutması altında silindirik elmas frezlerle (Boshphorus, High Technology Dental Burs, Türkiye) standart Sınıf V kaviterler açıldı. Her kavite mezio–distal genişliği 3 mm, oklüzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde hazırlandı. Kavite sınırları mine-sement sınırının 1mm altına kadar uzatıldı. Daha sonra dişler iki farklı LED ışık kaynağından oluşan rastgele 2 gruba ayrıldı. Ardından bu iki grup da 5 farklı bulk-fill kompozit materyalinden oluşan 5 ayrı alt gruba ayrıldı. Her alt grup 10 adet diştten oluştu. Grup 1-LED ışık kaynağı ile SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill ve Filtek Bulk Fill restorasyon materyallerinden oluştu. Grup 2-Valo LED ışık kaynağı ile SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill ve Filtek Bulk Fill materyallerinden oluşan gruplar şeklinde hazırlanarak üretici firmaların talimatları doğrultusunda restorasyonlar tamamlandı. Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri 24 saat sonra elmas içerikli cila lastikleri (CLEARFIL Twist Dia, Kuraray Europe GmbH, ALMANYA) ile yapıldı.

Ardından örnekler 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arası ısı banyolarında 30 sn bekleme zamanı olmak üzere 1.500 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu. Daha sonra tüm dişlerin kök uçları kompozit rezin ile kapatıldı ve örnekler restorasyon sınırlarının 1 mm dışında kalacak şekilde aside dirençli tırnak cilası ile kaplandı. Tüm örnekler % 0.5' lik bazik fuksin boya solüsyonuna daldırılarak 24 saat boyunca bekletildi. Boyadan

çıkarılan dişler musluk suyu altında yıkanarak fazla boyanın uzaklaştırılması sağlandı. Sonrasında dişler bukko-lingual/palatinal yönde restorasyonu ortalayacak şekilde su irrigasyonu altında ikiye ayrıldı ve toplamda 100 adet diştten 200 adet örnek elde edildi. Elde edilen kesit yüzeylerindeki oklüzal ve gingival sızıntı değerleri stereooptik mikroskopta (Leica Z16 APO, Almanya) bağımsız bir araştırmacı tarafından x40 büyütmede incelenip skorlar kaydedildi. Ayrıca her gruptan rastgele birer diş seçilerek rezin materyal ile kavite duvarı arasındaki ilişki SEM mikroskobu ile çeşitli büyütmelerde fotoğraflanarak incelendi. Son olarak elde edilen veriler istatistiksel olarak ANOVA ve Student's t testleri ile değerlendirildi.

Bulgular: SDR, X-tra fil, Beautifil, Filtek bulk-fill ve Venus bulk-fill' den oluşan kompozitlerin sızıntı açısından istatistiksel olarak karşılaştırılmasında, oklüzal kenarlarlarda hem Optima-10 LED ışık kaynağı hem de Valo LED ışık kaynağı ile polimerizasyon arasında fark bulunmadı ($p > 0,05$). Kompozitler gingival sızıntı değerleri açısından değerlendirildiğinde ise hem optima LED hem de Valo LED ile polimerize edilen iki grupta da Beautifil, Filtek ve X-tra fil kompozitleri arasında fark bulunmazken SDR ve Venus bulk-fill kompozitleri diğerlerine oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla sızıntı gösterdi ($p < 0,05$). Optima LED ve Valo LED ışık kaynakları karşılaştırıldığında ise tüm kompozitlerde oklüzal kenarlar, ışık kaynakları arasında fark bulunmazken gingival kenarlar Valo LED ile polimerize edilen kompozitler Optima LED ile polimerize edilenlere göre anlamlı derecede daha az sızıntı gösterdi.

Sonuç: Çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere bakacak olursak Valo LED ile polimerize edilen restorasyonların Optima LED ile polimerize edilen restorasyonlara oranla daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Kompozitler arasında ise Beautifil, Filtek ve X-tra fil materyallerinden SDR ve Venus bulk-fill' e göre mikrosızıntı açısından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir.

Anahtar kelimeler : Bulk-fil, Mikrosızıntı, Kompozit, LED, Sınıf V

ABSTRACT

Aim: The aim of this in-vitro study is to evaluate in term of microleakage of five different bulk fill restorative materials which are polymerised by two different light devices.

Materials and Method: 100 non carious and non restored new extracted human molar teeth, which are extracted with periodontal and orthodontic indication, were used in our study. Teeth were examined one by one carefully in order to detect they don't have caries, fracture, crack and previous restoration. And then all soft tissues were moved away with a scaler and all surfaces were cleaned with pumice and polishing plastic. The teeth were kept in distilled water at room temperature until the study is performed.

Standard class V cavities were prepared on buccal surface of all teeth with cylindrical diamond bur with water irrigation. Cavities were prepared in, 3 mm mesio-distal, 2 mm occlusal-gingival, 2mm dept, dimensions. Cavity lines were widened 1mm below of enamel cement junction. And then the teeth were divided into 2 LED light device groups randomly. Subsequently, these two groups were divided into 5 different bulk-fill resin composite materials subgroups. All subgroups were presented from 10 teeth. Group 1 was presented LED light device with SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill restorative materials. Group 2 was presented Valo LED light device with SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill restorative materials. Restorations were completed due to the instructions of producers. Finishing and polishing were done with diamond content polishing plastics (CLEARFIL Twist Dia, Kuraray Europe GmbH, Germany) 24 hours later.

Subsequently, all samples were thermal cycled 1500 times in 5 ± 2 °C and 55 ± 2 °C for 30 seconds. And then apical foramina of all teeth were sealed with composite resin and the samples were coated with acid resistant nail polish 1 mm away from the

restoration borders. All samples were kept in %0,5 basic fuchsin paint solution for 24 hours. And then all samples were washed with water in order to move away excess paint solution. After, the teeth were splitted at the middle of the restorations buccal-lingual/palatinal direction and 200 samples were obtained from 100 teeth. Occlusal and gingival microleakage degrees of sectional surfaces were observed by an individual researcher under stereoptic microscope with x57 magnify and the scores were recorded. Add to this, one tooth from each groups was selected randomly and adaptation between resin material and cavity wall was observed under SEM with various magnifications and was photographed. Finally, results were statistically evaluated by ANOVA and Student's t tests.

Results: No statistically significant difference was found at the occlusal lines among polymerisation of SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Filtek Bulk Fill, Venus Bulk Fill by Optima-10 LED device and Valo LED device ($p > 0,05$). During the evaluation of gingival microleakage scores, no difference was found among Beautifil, Filtek, X-tra fil with both optima and valo LED but SDR and Venus has presented more microleakage statistically significant ($p < 0.05$). During the comparison of light devices, there was no difference among all composites at the occlusal lines, and at the gingival lines, Valo LED cured composites have presented less microleakage than optima LED cured composites.

Conclusion: Due to the our study's results, Valo LED cured restorations have presented better results than Optima LED cured restorations. Among the composites, Beautifil, Filtek, X-tra fil have presented beter scores than SDR and Venus Bulk Fill in terms of microleakage.

Key words: Bulk-fill, Microleakage, Composite, LED, Class V

GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz restoratif diş hekimliğinin amacı; çiğneme fonksiyonu ve tutuculuğun yanı sıra hastaların artan estetik eğilimleri nedeniyle yapılan tedavilerde diş yapısından minimum doku uzaklaştırarak, maksimum fonksiyon, tutuculuk, dayanıklılık ve estetik elde etmeye çalışmaktır.

Sınıf V lezyonlar dişlerin servikal bölgesinde çürük ve aşınmalar sonucu oluşan defektlerdir. Oldukça karmaşık bir yapıya sahip olan kole bölgesi restorasyonları mine-dentin-sement gibi üç farklı dokuda sonlandığından bu tür kavitelerin restorasyonlarında materyal seçimi oldukça önemlidir (1,2). Kole bölgesinde yer alan defektlerin tedavisinde amalgam, altın, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer ve kompozit gibi materyaller sıklıkla kullanılmaktadır (1,3).

Kompozit rezinler Sınıf V lezyonların tedavisinde klinik kullanımları oldukça yaygın olan estetik restoratif materyallerdir (4). Bu materyallerin yaygın olarak kullanılmalarının nedeni; mükemmel estetik, güçlü fiziksel özellik ve yüksek oranda çözünmeye karşı direnç gibi özelliklere sahip olmalarıdır (5). Ancak tüm bu özelliklere rağmen kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan kenar uyumsuzluğunun mikrosızıntıya neden olmasıdır (4).

Bakteri, sıvı, molekül ve iyonların kavite duvarları ile restorasyon materyali arasında sızması şeklinde tanımlanan mikrosızıntı restorasyonların başarısızlığı ve tekrarlanması en önemli nedenlerinden biri olarak görülmektedir. Mikrosızıntı varlığında restorasyonlarda belli bir süre sonra postoperatif duyarlılık, marjinal renkleşme, sekonder çürük veya pulpal problemler görülebilmektedir (6). Mikrosızıntı oluşumuna neden olan polimerizasyon büzülmesini azaltmak için kompozitin küçük parçalar halinde ve tabakalama tekniğiyle yerleştirilmesi önerilmektedir. Ancak kompozitler tabakalama yöntemiyle uygulandıklarında tedavi süresi uzamakta ve kompozit tabakaları arasında hava boşluğu kalması veya nemle kontaminasyon gibi olumsuzluklar oluşabilmektedir (7). Tabakalama tekniğinin olumsuzluklarını elimine

etmek amacıyla araştırmacılar son zamanlarda geleneksel kompozitlere alternatif olarak yeni bir kompozit materyali olan bulk fill rezinleri üretmişlerdir (8).

Bulk-fill kompozitlerin iyi bir marjinal adaptasyon ve düşük polimerizasyon büzülmesi özelliği ile dişin deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşma olasılığını azalttığı bildirilmektedir. Ayrıca bu materyallerin kaviteye tek seferde uygulanması hasta ve hekim için oldukça konforlu bir tedavi seçeneği sunmaktadır (9).

Bu in-vitro çalışmanın amacı iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilen beş bulk-fill restoratif materyalin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesidir.

GENEL BİLGİLER

1. Kompozit Rezinler

Kompozit; birbiri içerisinde erimeyen iki farklı kimyasal maddenin makroskobik düzeyde birbiri içerisinde dağılması, karışması ya da birlikte bulunmasıdır. Diş hekimliği açısından ise kompozit materyali; temel olarak organik bir matriks içerisine belirli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucu partiküller ve bu partiküller ile organik matriksin birbirine tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan restorasyon materyalleri şeklinde tanımlanır (10,11).

Diş hekimliğinde kompozitler ilk olarak 1962 yılında R. Bowen tarafından geliştirilmiştir. İlk geliştirilen bu kompozitler kimyasal olarak polimerize olmaktadır ve sadece sınıf III, IV ve V kavitelerde kullanımları önerilmekteydi. Ancak bu materyalin partikül boyutları büyük ve doldurucu miktarı düşük olduğundan dolayı polisajı iyi olmamaktaydı ve zamanla renk değiştirmektedir. Bununla birlikte ortalama 10 yıllık dayanımları tatmin ediciydi. Buna rağmen yüksek aşınma oranları ve kenar sızıntısı göstermeleri bu kompozit rezinlerin posterior dişler için kullanılabilirliğini azaltmıştır (12). 1970'li yıllarda ışıkla polimerize olan kompozitlerin bulunmasıyla birlikte kompozit teknolojisinde büyük gelişmeler olmuştur. Yapılan araştırmalar sonucunda aşınma direnci ve renk stabilitesi açısından ışıkla sertleşen kompozitlerin kimyasal olarak sertleşen kompozitlerden daha üstün olduğu görülmüştür (13). Aşınma direncinin artması daha küçük boyutta partiküllerin kullanılması ile sağlanmıştır. Ayrıca kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin karıştırılması esnasında oluşabilen hava boşluğunun elimine edilmesinden dolayı ışıkla polimerize olan kompozitlerin dayanıklılığı daha fazladır (14).

1980'li yıllarda inorganik doldurucu partikül boyutları azaltılıp partikül miktarı artırılarak aşınma direnci yükseltilmiş ve posteriorda kullanılan kompozitler geliştirilmiştir (13). Zamanla partikül boyutları daha da küçültülerek 0,04 μ 'a

düşürülmüştür. Böylelikle bu yeni kompozitler daha yüksek polisajlanabilirlik özelliğine, aşınmaya karşı dirence ve renk stabilitesine sahip oldu. Fakat bu materyallerin düşük fleksiyon gücü ve gerilme kapasitelerinin az olmasından dolayı sınıf II restorasyonlarda kullanımları önerilmemiştir (12).

1980'li yılların ortalarında geliştirilen ve ışıkla polimerize olan kompozitler rezin restoratif materyaller için standart hale getirilmiştir. Yeni geliştirilen bu materyaller hem anterior hem de posterior dişlerde kullanılabilir. Farklı boyutlardaki partiküllerin bir arada bulunmasından dolayı bu rezinler hibrit kompozitler olarak adlandırılmaktadır (12). Sonraki yıllarda kompozit yapısındaki partikül boyutları 0,6-0,7 μ 'a kadar küçültülerek mikrohibrit olarak adlandırılan rezinler geliştirilmiştir. Bu rezin kompozitlerde partiküller daha uniform bir yapıya sahip olduğundan fiziksel özellikleri daha üstün ve daha az yapışkan olduklarından dolayı kaviteye yerleştirmeleri kolay ve polisajları daha iyidir (13). Son yıllarda ise nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanımı ile birlikte partikül büyüklüğü 0,005-0,01 μ olan nanofil kompozitler geliştirilmiştir. Bu materyallerin aşınmaya karşı dirençleri artırılmış ve polimerizasyon bütülmesi azaltılmıştır (15).

1.2. Kompozit Resinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan rezin kompozitler temel olarak üç ayrı fazdan oluşur (15).

- 1) Organik matriks faz
- 2) İnorganik faz
- 3) Ara faz (bağlayıcı faz)

1.2.a. Organik Matriks Fazı

Organik faz esas olarak bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisfenol-glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerlerinden oluşur. Sonraki yıllarda daha iyi adezyon ve renk stabilitesi sağlayan üretan-dimetakrilat (UDMA)' da organik matriks olarak kullanılmaya başlanmıştır. Hem Bis-GMA hem de UDMA oligomerleri oldukça visköz yapıya sahiptirler. Bu nedenle viskoziteyi azaltmak amacıyla tri etilen

glikol dimetakrilat (TEGDMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), bisfenol A etoksi metakrilat (Bis-EMA) ve üretan tetra metakrilat (UTMA) gibi bazı monomerler matriks içerisine eklenmiştir. Ayrıca organik faz içerisine polimerizasyon hızlandırıcı ve başlatıcıları, ultraviole stabilizatörleri, rezinin ısı, ışık ve diğer yollarla kendiliğinden polimerize olmasını önlemek ve raf ömrünü arttırmak için 4-metoksifenol ve 2,4,6- tersiyer bütülfenol inhibitörleri de bulunmaktadır (15).

1.2.b. İnorganik Faz

İnorganik faz organik matriks içerisine dağılmış dolduruculardır. Bunlar çeşitli şekil ve büyüklükte olan kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitriyum cam, baryum aliminyum silikat stronsiyum ve alüminyum silikat partikülleridir. Bu partiküllerden stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum kompozite opasite sağlarken silika partikülleri, karışımın mekanik niteliklerini geliştirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylelikle rezin materyale mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kompozit rezinlerde kullanılan saf silika kristalin ve non kristalin formlarda bulunur. Kristalin formları sert olduğundan dolayı kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemleri zorlaşmaktadır. Bu sebeple günümüzde üretilen kompozitler de silikanın nonkristalin formu kullanılmaktadır. Partiküllerin büyüklüğü, miktarı ve şekli kompozitin fiziksel özelliklerini belirler (15).

1.2.c. Ara Faz

Organik matriks ile inorganik faz arasındaki bağlantıyı sağlayan kısımdır. Bu 3-metakriloksi propil trimetoksi (MPTS) silan aracılığıyla sağlanır. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silanlar rezin materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Böylelikle rezinin çözünürlüğü ve su emilimi azaltılmış olur (15).

1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler birçok faktöre göre çeşitli şekillerde sınıflandırılmışlardır. En yaygın olarak kullanılan sınıflama doldurucu içeriğine, miktarına ve büyüklüğüne göre yapılan sınıflamadır. Ayrıca kompozit resinlerin polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırmak da mümkündür. Bu sebeple kompozit resinler temel olarak şu şekilde sınıflandırılırlar (16);

1.3.1. İnorganik Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

a) Megafil Kompozitler	(50-100 μm)
b) Makrofil Kompozitler	(10-100 μm)
c) Midifil Kompozitler	(1-10 μm)
d) Minifil Kompozitler	(0,1-1 μm)
e) Mikrofil Kompozitler	(0,01-0,1 μm)
f) Hibrit Kompozitler	(0,04-1 μm)
g) Nanofil Kompozitler	(0,005-0,01 μm)

1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- a) Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler
- b) Işık ile polimerize olan kompozitler
- c) Hem ışık ile hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozitler.

1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- a) Kondanse olabilen kompozitler
- b) Akışkan kompozitler

Tüm bu kompozit resinlerde doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir işleme tabi tutulmadan organik matrikse eklenmişlerdir. Bu nedenle bu şekilde

Üretilen kompozitlere homojen kompozitler de denilmektedir (15). Kompozit rezinlerdeki viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde doldurucular elde edilecek şekilde öğütülmüş ve bu doldurucu partiküller matrikse eklenmiştir. Böylelikle doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozitlere ise heterojen kompozitler denilmektedir (16).

1.3.1.a. Megafil Kompozitler

Organik doldurucu boyutları genellikle 50-100 µm büyüklüğünde olan kompozitlerdir. Okluzal temas yüzeylerine veya aşınma oranının fazla olduğu alanlara yerleştirilmesi tavsiye edilen ve insert olarak adlandırılan cam partiküller de mega doldurucu partiküller olarak değerlendirilir (15).

1.3.1.b. Makrofil Kompozitler

Doldurucu partikül boyutları 10-100 µm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Büyük boyuttaki partiküllerin matriksten kolayca ayrılmasına bağlı olarak fazla aşınma gösterirler. Ayrıca yeterli polisaj sağlanamaz ve pürüzlü yüzeyler gözlenir. Gerilme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı dirençleri ve polimerizasyon büzülmeleri mikrofil kompozitlere göre daha kötüdür (17).

1.3.1.c. Midifil Kompozitler

Midifil kompozitler doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozitlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler olarak da adlandırılırlar (15).

1.3.1.d. Minifil Kompozitler

Minifil kompozit rezinlerde partikül büyüklüğü genel olarak 0,1-1 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha fazladır. İnorganik partiküllerin küçük ve çok sayıda olması nedeniyle makrofil kompozitlere oranla minifil kompozitler daha düzgün yüzeye sahiptir. Bu tür kompozitlerde aşınmaya karşı direnç arttırılmış, daha düzgün bir yüzey elde edilmiş ve rezine radyo opasite kazandırılmıştır.

Aşınmaya karşı direncin artırılması ile birlikte bu tür kompozitlerin sınıf II ve sınıf IV kaviterlerde kullanılabilirlikleri sağlanmıştır (15).

1.3.1.e. Mikrofil Kompozitler

1970'li yılların sonlarına doğru geliştirilen bu kompozitlere mikro doldurucu veya cilalanabilir kompozitler de denilmektedir. Geleneksel kompozitlerdeki büyük doldurucu partiküller yerine, mikrofil kompozitlerde genel olarak 0.01-0.04 μm çapa sahip koloidal silika partikülleri kullanılmaktadır. Bu kompozit rezinler geleneksel kompozitlerin pürüzlü yüzeylerinin aksine mineye benzer pürüzsüz kaygan bir restorasyon yüzeyi sağlarlar. Mikrofil kompozitlerdeki çok ince partiküller birim hacim başına çok fazla yüzey alanına sahip olduğundan bu tür kompozitler inorganik partiküller ile yoğun bir şekilde doldurulamazlar. Mikrofil kompozitler hacimlerinin ortalama %35-60 oranında doldurucu içerirler. Bu materyallerin doldurucu oranının diğer rezin kompozitlerden belirgin derecede düşük olması bazı fiziksel özelliklerinin geleneksel ve hibrit kompozitlerden daha kötü olmasına neden olur. Ancak yine de bu tür kompozitler klinik olarak dayanıklı kabul edilirler. Ayrıca mikrofil kompozit rezinler düşük elastik modüle sahip olduğundan kompozit restorasyonun dış yapısına benzer bir esnekliğe sahip olmasını sağlar ve bağlanma ara yüzünü streslerden korurlar. Bu özelliğinden dolayı mikrofil kompozitler servikal bükülmenin önemli olduğu sınıf V restorasyonlarda kullanılabilir (18).

1.3.1.f. Hibrit Kompozitler

Farklı büyüklükte inorganik partikül içeren iki farklı kompozitin karışımına hibrit kompozit denir. Her iki kompozit türünün özelliklerini taşımasına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi en fazla olan partiküllerin adı kullanılır (15). Hibrit kompozitler makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden birlikte faydalanmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu rezinlerde partikül büyüklüğü makrofil partiküllerden daha küçük, partikül miktarı ise mikro partiküllü kompozitlerden daha fazladır. Mekanik özellikleri ise her iki rezinden daha iyidir. Bu tür kompozitlerde partikül miktarı %87'ye kadar çıkarılarak organik faz hacimce azaltılmıştır. Organik fazın hacimsel olarak

azalması sonucunda hibrit kompozitler iyi kondanase edilebilir, aşınma direnci yüksek ve düşük polimerizasyon büzülmesi özelliğine sahip olurlar (17). Hibrit kompozitlerde submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına gelişigüzel bir şekilde dağıldığı için yüzey düzgündür. Bu nedenle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerde, sınıf III-IV-V restorasyonlarda ve labial venerlerde kullanımları tavsiye edilir. Ayrıca bu tür rezinler stres altında bulunan bölgelerde de sıklıkla kullanılırlar (15).

1.3.1.g. Nanofil Kompozitler

Nanofil kompozitler, estetik, düşük polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gibi restorasyon materyallerinin olumlu özelliklerinin tek bir materyalde toplandığı rezin kompozitlerdir. Organik matriks içerisine nanomer ve nanomer grupları birlikte katılarak ağırlıkça %72-87 oranında inorganik doldurucu içeren kompozit rezinler elde edilmiştir. Nanofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için, görünür ışık ile emilim ya da saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri iddia edilmektedir (19).

1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

1.3.2.a. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pat halinde bulunan sistemlerdir. Baz kısmında benzoil peroksit bulunurken katalizör kısmında ise tersiyer amin veya sülfürik asit veya türevleri bulunur. Polimerizasyon bu iki patın eşit oranda karıştırılmasıyla birlikte kimyasal olarak gerçekleşir. Bu tür kompozitler karıştırma esnasında hava kabarcığı kalması, amin renkleşmesi ve kısıtlı kullanım süreleri gibi dezavantajlara sahiptirler (20, 21).

1.3.2.b. Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Ultraviole Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

1970’li yıllarda üretilen bu kompozitlerin polimerizasyonunda ultraviole ışık kaynaklarından yararlanılır. Bu tür kompozitlerin yapısında 320-365 nm dalga boyuna sahip ultraviole ışık ile aktive olan benzoil metil eter bulunur. Ultraviole ışık ile aktive olan benzoil metil eter serbest radikallere dönüşerek polimerizasyonu başlatır. Bu tür kompozitler polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması ve ultraviole ışığın hem hekim hem de hastalar için zararlı olması nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır (22,23).

Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Bu tür kompozitler tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyonun gerçekleşmesi için 450-500 nm dalga boyundaki ve en az 400 mW/cm² şiddetindeki görünür mavi ışık gereklidir. Genellikle ışık absorbe edici olarak kamforokinon insiyatörleri kullanılır. Uygulanan ışık sonucunda kamforokinon harekete geçmekte ve serbest radikaller oluşarak polimerizasyon gerçekleşmektedir (24).

1.3.2.c. Hem Işık ile Hem de Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler (Dual-Cure)

Bu tür kompozit rezinlerde polimerizasyon hem kimyasal olarak hem de ışıkla gerçekleşir. Kimyasal olarak polimerizasyon hızı düşüktür. Ancak fotokimyasal olarak materyale ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Dual-cure kompozitler, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe duyulan bölgelerde, derin kavitelerde, 2’mm den kalın kompozit uygulamalarında ve girişin kısıtlı olduğu interproksimal aralıklarda kullanımları tavsiye edilmektedir (25).

1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

1.3.3.a. Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler kavite preparasyonunun ideal bir şekilde hazırlanamadığı durumlarda ve adeziv restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve kuvvet kırıncı bir bariyer oluşturmak amacıyla kullanılan rezin materyallerdir (26). Doldurucu

partikül miktarları ağırlıkça %45-67 arasındadır. İnorganik doldurucu partikül miktarlarının az olmasından dolayı aşınmaya karşı dirençleri zayıftır (15). Akışkan kompozitler düşük viskoziteye sahip olduklarından diş yüzeylerini iyi ıslatarak kavitede oluşmuş olan düzensizliklere penetre olup tam bir örtücülük sağlarlar. Bu tür rezinler posterior kompozitlerin altında kavite taban maddesi olarak da kullanılmaktadır (27,28).

Akışkan kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha fazla rezin içerdiğinden dolayı dayanıklılıklarının geleneksel kompozitlerden daha iyi olduğu ileri sürülmüştür. Ayrıca elastik modüllerinin düşük olması nedeniyle yüksek kırılma direncine sahiptirler (12). Bu tür kompozit rezinler akıcılıklarından dolayı amalgam, kompozit veya kron tamirinde, pit ve fissür örtücü olarak, koruyucu rezin restorasyonlarda, Sınıf V kaviterlerde ve insizal kenar kırıklarının tamirinde kullanılabilirler (3,29).

1.3.3.b. Kondanse Olabilen Kompozitler

Kondanse olabilen kompozitler yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler. Sınıf I ve II restorasyonlarda amalgama alternatif olarak üretilmişlerdir. Fakat klinik olarak karşılaştırıldığında bu tür kompozitlerin kullanımının amalgama göre daha zor olduğu belirtilmektedir (30,31). Kondanse olabilen kompozitlerde inorganik partikül büyüklüğü hibrit yapıdaki kompozitlerin partiküllerinden daha büyük olup rezin matriks yapısı modifiye edilerek daha fazla doldurucu partikül eklenmesine izin verecek şekilde düzenlenmiştir. Doldurucu miktarları hibrit kompozitlere oranla daha yüksektir (32).

Kondanse olabilen kompozitlerin yoğun doldurucu içerikleri nedeniyle organik matriks miktarı azalmış ve bunun sonucunda geleneksel kompozitlere oranla polimerizasyon büzülmesi de azalmıştır. Isısal genleşme katsayıları dişlerele elastik modülleri ise amalgam ile benzerdir. Bu kompozitlerde mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet ve sekonder çürük oluşumu en aza indirilmiştir. Ayrıca geleneksel kompozitlerde görülen yüksek aşınma oranı azaltılmış olup amalgama göre daha yüksek aşınma direnci gösterirler (12, 22, 33). Bu materyaller hibrit kompozitlere göre daha büyük doldurucu partikül içerdiklerinden, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra bu tür kompozitlerde pürüzlü bir yüzey kalabilmektedir (12).

1.3.4. Ormoserler

1998 yılında diş hekimliğinde kullanıma sunulan ormoserler ismini ‘Organik Modifiye Seramik’ kelimelerinin ilk hecelerinden alır. Bu kompozit materyalinin en önemli özelliği kompozit rezinlerin organik matriksinde yapısal değişikliklerin olmasıdır. Ormoserler çok fonksiyonlu üretilen ile tioeter oligo metakrilat alkoksil silanın inorganik-organik polimerlerinden meydana gelir. Geleneksel kompozitler ile ormoserler arasındaki en önemli farklardan biri organik matrikste ana komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması sonucunda dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır. Bu materyallerin aşınma dirençleri geleneksel kompozitlere oranla çok daha iyidir (34). Düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci, biyouyumlu bir materyal olması ormoserlerin en önemli avantajlarından (35).

1.3.5. Siloranlar

Son yıllarda monomerlerin polimerlere dönüşümü esnasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kimyasal yapısı farklı silikon bazlı hidrofobik bir monomer olan siloranlar geliştirilmiştir (15). Siloranlar siloksan ve oksiran yapılarının birleşmesi sonucu oluşan monomer sistemlerinden oluşur. Böylelikle düşük büzülme gösteren, yüksek oranda reaktif ve biyouyumlu olan kompozit materyallerinin üretilmesi amaçlanmıştır (36). Siloran yapısında bulunan siklo alifatik oksiran katyonik yapı, açık halkalı polimerizasyon oluşturarak polimerizasyon büzülmesini azaltır. Siloksan kısmı ise materyalin su emilimi ve renk stabilizasyonunu etkileyen fiziksel özelliklerin gelişiminden sorumludur (37). Polimerizasyon esnasında moleküllerin kimyasal bağlanmayı sağlaması için komşu moleküllere ulaşması gerekir. Bu durum hacim kaybına neden olan polimerizasyon büzülmesi olarak adlandırılır. Metakrilatlar radikal olarak, siloranlar ise katyonik olarak polimerize olurlar. Siloran esaslı kompozitlerde polimerizasyon halka sisteminin açılmasıyla başlar ve böylelikle kimyasal bağ oluştuğu zaman boşluk oluşumuna engel olarak büzülmeyi engeller (37-39).

1.3.6. Bulk-Fill Kompozitler

Geleneksel kompozit uygulamalarında polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kompozitin kaviteye 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir. Fakat bu durum derin kavitelere kompozitin uygulama süresini arttırmaktadır (40). Bu nedenle son yıllarda kompozitlerin kaviteye daha büyük kütleler halinde uygulanması ve uygulama süresinin azaltılması amacıyla 'bulk-fill' kompozit materyalleri geliştirilmiştir (41). Bu kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye, akışkan kompozitlere göre ise daha az polimerizasyon büzülmesine sahip olmalarından dolayı avantajlıdırlar (42). Bulk-fill kompozitlerin organik matriks kısmına Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, parsiyel aromatik dimetakrilat veya yüksek dallı metakrilat monomerleri eklenmiştir. Matriks ve monomer yapısındaki bu değişim, materyalin polimerizasyon büzülmesini %70 oranında azaltmakta ve rezinin translusent yapısını geliştirerek polimerizasyon için gerekli olan ışığın daha derin tabakalara yayılmasını ve konversiyon derecesinin artmasını sağlamaktadır (7).

Bulk-fill kompozitler genel olarak geleneksel kompozitlerle aynı içeriğe sahiptirler. Bu kompozitler de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve aynı yapıdaki inorganik doldurucular içerirler. Ancak ilk üretilen bulk fill rezinlerden biri olan SDR (Smart Dentin Replacement) bu yapıların dışında ayrıca ' Stress decreasing technology patentli 'UDMA' bulunur. SDR yapısındaki UDMA monomerinde polimerizasyon kinetiğini kontrol edebilen fotoaktif gruplar vardır (43). Diğer bir bulk-fill kompozit rezin olan Tetric Evo Ceram (TEC) sisteminde üretici firmanın belirttiğine göre normal kamforokinon/amin başlatıcı sistemin yanı sıra 'iniator booster' (ivocerin) yani başlatıcı güçlendirici yapı bulunmaktadır. Bu sayede kompozit rezinin daha kalın derinliklerde de polimerize olabileceği iddia edilmektedir (8). Farklı firmalar farklı inorganik doldurucu partiküllerle 4-6 mm kalınlığına kadar kompozitleri polimerize edebildiklerini belirtmişlerdir. Ayrıca bulk-fill rezin kompozitlerin kaviteye akma biçimleri de değiştirilerek kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonlarının daha iyi olduğu iddia edilmektedir (44,45).

Bulk-fill kompozitler kaviteye tek seferde kütleli olarak uygulandıklarından dolayı çalışma süresini kısaltırlar. Böylelikle hekim ve hasta konforunu arttırdıkları bilinmektedir. Bu materyallerin inorganik kısmında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri, kompozitin radyoopakitesini artırarak ışık kaynağının daha derinlere ulaşabilmesini ve etkinliğinin artmasını sağlamaktadır (46,47). Ayrıca bulk-fill kompozitlerde bulunan modifiye edilmiş metakrilat rezinlerin polimerizasyonun yavaş bir şekilde gerçekleşmesini sağladığı belirtilmiştir (48). Bulk-fill kompozit rezinlerin pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapıları sayesinde tek kütle halinde akışkan kaide materyali kullanmaksızın kavite tabanında ve duvarlarında üstün marjinal adaptasyona sahip olduğu bilinmektedir. Bu materyaller büzülme streslerini azaltıcı teknolojileri sayesinde marjinal bütünlüğü artırıp polimerizasyon büzülmesini düşük bir büzülme stresi olan 1.13 Mpa' a ve düşük bir büzülme hacmi olan % 1,9' a kadar indirmişlerdir. Polimerizasyon büzölmelerinin düşük olması ve marjinal adaptasyonlarının iyi olması nedeniyle diş deformasyonu, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük gibi olumsuzlukların azaltıldığı bildirilmiştir (9).

1.4. Kompozit Resinlerin Işıkla Polimerizasyonu

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıdaki molekülün bir takım kimyasal reaksiyonlar sonucu birleşerek bir makromolekül oluşturmasıdır. Kısaca monomerlerin birleşerek polimer oluşturmasına polimerizasyon denir. Polimerizasyon aktivasyon, başlama, ilerleme ve bitiş olmak üzere birbirini takip eden 4 safhadan oluşur (49).

1.4.1.a. Aktivasyon Aşaması

Polimerizasyonun başlayabilmesi için doymamış tek elektrona sahip reaktif moleküllerin yani serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller çeşitli aktivatörlerin (ısı, ışık, kimyasal bileşikler) oldukça zayıf bağ içeren başlatıcıları parçalaması ile oluşurlar. Işık ile polimerizasyon yöntemlerinde aktivatör olarak ultraviyole veya görünür ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde ışık emici bileşik ise genellikle kamforokinondur (CQ). Kamforokinon uygun dalga boyundaki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları absorbe ederek

molekölü aktive ederler. Aktive olan moleküller amin ile bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylelikle dış yüzeyinde tek bir elektrona sahip olan serbest radikaller meydana gelir. Oluşan bu radikaller diğer bileşenlerle kovalent bağ yapma eğilimindedirler (49).

1.4.1.b. Başlama Aşaması

Aktivasyon sonucu oluşan serbest radikaller monomerler ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomer moleküllerine bağlanarak yeni reaktif gruplar oluştururlar (49).

1.4.1.c. İlerleme Aşaması

Oluşan reaktif gruplar diğer monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Bu şekilde bütün monomerler birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesini sağlarlar (49).

1.4.1.d. Bitiş Aşaması

Kütle içerisinde bulunan tüm monomer moleküllerinin reaksiyona girmesiyle birlikte ilerleme safhasının tamamlanması gerekir. Fakat pratikte polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyona engel olabilirler. Bunun sonucunda ölü polimer zincirleri oluşmakta ve ilave reaksiyonlar meydana gelmemektedir. Polimerizasyon sonucu oluşan polimerin fiziksel özellikleri moleküler ağırlığına, çapraz bağların miktarına ve zincir dallanmasına bağlıdır (49).

1.4.2. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon)

Rezin materyallerin polimerizasyonları süresince monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarına polimerizasyon derecesi veya konversiyon denir. İdeal olarak kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında konversiyon derecesinin yüksek olması gerekir. Polimerizasyon derecesi ne kadar yüksek olursa reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı o derecede azalır ve böylece materyalin fiziksel özellikleri de aynı oranda gelişmiş olur (50).

Kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesini azaltmak için polimerizasyon derecesini d    r  ek gibi bir d    nce başlangıçta mantıklı gibi görünse de hatalı bir uygulamadır. Polimerizasyon derecesi azaldığı zaman materyalin mekaniksel özellikleri olumsuz yönde etkilenmektedir. Yetersiz polimerizasyon sonucu kalan artık monomerler pulpa üzerinde olumsuz etkilere sebep olmaktadır. Ayrıca kompozitlerin yetersiz polimerizasyonu dolgu-di  bağlantısında defektlerin oluşmasına ve buna bağlı olarak da mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve sekonder   r  k gibi olumsuz durumların gelişmesine neden olmaktadır (51).

1.4.3. Işık Uygulama Tekniği ile İlgili Terimler

1.4.3.a. Işık Gücü

Işık kaynağının birim zamanda yaydığı enerjidir. Birimi mW' dır.

1.4.3.b. Işık Yo unlu u:

I ı ın uygulandığı birim alana d   en i ık gücüne i ık şiddeti denir. Birimi $\text{mW}\backslash\text{cm}^2$ 'dir. Yeterli bir polimerizasyon için i ık yoğunluğunun en az $300 \text{ mW}\backslash\text{cm}^2$ şiddetinde olması gerekmektedir. Işık yo unlu unu arttırmak için ya i ık gücü artırılmalıdır ya da uygulama ucunun çapının azaltılması gerekir (52).

1.4.3.c. Toplam Enerji Yo unlu u

Polimerizasyon süresince rezin materyale uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin ($\text{mW}\backslash\text{cm}^2$) uygulama süresi (sn) ile çarpılmasıyla hesaplanır. Birimi $\text{mJ}\backslash\text{cm}^2$ dir. Toplam enerji yoğunluğu kompozit rezin özelliklerinin belirlenmesindeki en önemli etkindir. Bu sonuca göre yüksek i ık şiddetine sahip cihazlar ile daha kısa sürede polimerizasyon sağlanırken d    k şiddetteki cihazlar ile daha uzun süre uygulama ile aynı etki sağlandığı d    n lmektedir (53).

1.4.3.d. Dalga Boyu

I ı ın birim salınımda almış olduğu yol olarak tanımlanmaktadır(49).

1.4.3.e. Elektromanyetik Spektrum

Farklı enerji tiplerinin dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru sıralanmasına elektromanyetik spektrum denir. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık olarak adlandırılan dar bir enerji bandı kullanılır. Bu band kırmızı renkle başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora doğru dalga boyu giderek azalır (700 nm-400 nm dalga boyunda) (54).

Dental kompozitlerde en çok kullanılan reaksiyon başlatıcı bileşik kamforokinondur. Bu bileşik görünür ışık bölgesindeki 400 nm-500 nm aralığındaki dalga boyuna sahip mavi ışığa duyarlıdır (54).

1.3.4. Polimerizasyona Etki Eden Faktörler

Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri polimerizasyon işleminin tam olarak gerçekleştirilmesidir. Çünkü yetersiz bir polimerizasyon kenar sızıntısının artmasına, mekanik özelliklerin azalmasına ve bağlanmanın zayıflamasına sebep olarak restorasyonun başarısızlığına yol açar (55).

Restoratif diş hekimliğinde restorasyon materyalinin tipi, rengi, kavitenin derinliği, ışık tipi, ışığın yoğunluğu, restorasyon ile ışık ucu arasındaki uzaklık ve uygulama açısı gibi pek çok faktör polimerizasyonu etkilemektedir (56).

Polimerizasyon büzülmesi rezin esaslı materyallerin polimerize olduktan sonra göstermiş oldukları büzülme şeklinde tanımlanır. Dental materyallerde polimerizasyon ışık kaynağına en yakın yerden başlar ve polimerizasyon büzülmesi ilk 20 sn içerisinde meydana gelir. Polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntıya, post-operatif hassasiyete, kenar renklemesine ve sekonder çürüklere neden olabilmektedir. Restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkileyen polimerizasyon büzülmesini azaltmak için değişik kavite şekilleri, farklı yerleştirme teknikleri, indirek uygulamalar, ışık ucunun restorasyona dik açıyla en yakın mesafeden uygulanması ve 2mm'lik tabakalar halinde kompozitin yerleştirilmesi gibi teknikler araştırmacılar tarafından tavsiye edilmektedir (57-60).

Kinomoto ve ark. yaptıkları çalışmalarla kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin ışıkla sertleşen kompozitlerden daha az sızıntı gösterdiğini ortaya koymuşlardır (60). Kompozit rezinlerde meydana gelen büzelme miktarı 'linometre denilen bir cihazla ölçülebilmektedir (61).

Firmaların çoğu iyi bir polimerizasyon için yüksek yoğunlukta ışık gücünün kullanılmasını önermektedirler. Bunun aksine düşük yoğunluktaki ışık kaynağının da yeterli polimerizasyon sağlayacağını bildiren çalışmalar mevcuttur (62). Caughman ve ark. iyi bir polimerizasyon için en az 280 mW/cm^2 lik ışık şiddetinin olması gerektiğini bildirmişlerdir (63). Feilzer ve ark. yaptıkları çalışmalarında 250 ve 650 mW/cm^2 yoğunluktaki iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilen sınıf V restorasyonlarda her iki polimerizasyon düzeyinin de kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir (64).

Sonuç olarak 400 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip 400-500 nm dalga boyundaki bir görünür ışığın 2 mm kalınlığındaki bir kompozitin polimerizasyonu için yeterli olduğu belirtilmektedir (65).

Yüksek ışık şiddetine sahip ışık kaynaklarının kullanımının geleneksel ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında birtakım avantajlara sahip oldukları görülmektedir. Bu avantajlardan biri uygulama süresinin daha kısa olması, diğeri ise daha derin bir yoğunlukta polimerizasyon sağlanabilmesidir. Ancak bu tür kaynakların kullanımının bazı endişeleri de vardır. Bu endişelerden biri polimerizasyonun çok hızlı olması sonucu polimerizasyon büzülmesinin artmasıdır. Diğer bir endişe ise oluşan polimerin kalitesinin istenilen seviyede olmamasıdır. Hızlı bir polimerizasyon daha az çapraz bağlara sahip düşük molekül ağırlıklı polimerlerin oluşmasına neden olmaktadır. Polimerin kalitesini, oluşan çapraz bağ sayısı ve molekül ağırlığı belirLEDiğinden hızlı polimerizasyon ile materyalin fiziksel özelliklerinin olumsuz etkileneceği düşünülmektedir (49).

Polimerizasyon reaksiyonunun yavaş bir şekilde gerçekleşmesine müsaade edilirse kompozitin serbest yüzeylerden dış yüzeyine akması için zaman sağlanmış

olacaktır. Böylece polimerizasyon esnasında oluşan büzülme streslerinin azalacağı  n görülmektedir (49).

1.3.4.1. Soft-Start Polimerizasyon Teknikleri

Araştırmacılar polimerizasyon büzülmesinin azaltılması için polimerizasyonun yavaşlatılması gerektiği ve bunun için de yavaş başlayan (soft-start) polimerizasyon tekniklerinin kullanılmasını tavsiye etmektedirler (66). Bu yöntemde polimerizasyon streslerinin kompozitin akışkanlığı ile azaltılması amacıyla düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Yani sertleşme hızını yavaşlatarak kompozitin viskoelastik fazını arttırıp rezinin büzülme streslerini kontrol etmesi sağlanacaktır (67). Işık şiddetinin azaltılması ile polimerizasyon streslerinin azalacağı d ş n lmekle birlikte alt katmanlardaki rezinin yeterli düzeyde polimerize olmaması sonucu fiziksel ve mekanik özelliklerin olumsuz etkileneceğinden endişe duyulmaktadır (68). Bu nedenle son dönemde önce düşük ışık şiddeti uygulanarak polimerizasyon stresleri azaltılmakta sonrasında da materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla yüksek yoğunlukta ışık kullanılarak polimerizasyonun tamamlanması gerektiği bildirilmektedir (49).

1.3.4.1.a. Standart Polimerizasyon

Polimerizasyon işleminin başından sonuna kadar ışık şiddetinin değişmediği uygulama şeklidir (65,69).

1.3.4.1.b. Kademeli Güç Artışı Gösteren Uygulama Yöntemi

 lk önce kısa bir süre düşük yoğunlukta ışık uygulandıktan hemen sonra yüksek yoğunlukta ışık uygulanarak polimerizasyonun tamamlandığı uygulama şeklidir.  lk baştaki düşük yoğunluktaki ışık uygulaması ile polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılmaktadır (69,70).

1.3.4.1.c. Düzenli Artan Güçte Işık Uygulama Yöntemi

Düşük yoğunluktaki ışık ile başlayıp sonrasında süre ile orantılı olarak düzenli bir şekilde ışık yoğunluğunun arttığı bir uygulama yöntemidir. Bu uygulama ile kompozitin yavaş bir şekilde polimerizasyonu sağlanır ve böylelikle polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlanır (69,71).

1.3.4.1.d. Ara Verilmiş Kademeli Işık Uygulama Yöntemi

İlk olarak düşük şiddetteki ışık kısa bir süre rezin materyale uygulanır. Ardından belli bir süre bekLEDikten sonra yüksek yoğunlukta ve daha uzun bir süre ışık uygulanarak polimerizasyon işlemi tamamlanır. İlk uygulama ile polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılırken ikinci uygulama ile polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilmesi sağlanır (49).

1.3.4.1.e. Aralıklı Işık Uygulama Yöntemi

Bir saniyelik periyotlar süresince ışığın 0,5 sn tam güç olarak uygulandığı 0,5 sn ise ışığın kapalı olduğu uygulama yöntemidir (49).

1.3.5. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

1.3.5.1. Ultraviyole Işık Kaynakları

1970'li yıllarda ilk üretilen kompozit rezinler ultraviyole ışık kaynakları ile polimerize edilmekteydiler. Ancak sonrasında ultraviyole ışığın penetrasyon derinliğinin sınırlı olduğu ve ayrıca hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşünüldüğünden bu sistemlerin kullanımından vazgeçilmiştir. Günümüzde diş laboratuvarlarında ve rezinlerin indirek polimerizasyonları ile kullanımları oldukça sınırlıdır (56).

1.3.5.2. Halojen Işık Kaynakları

Kuartz-tungsten- halojen ışık kaynakları rezin materyallerin polimerizasyonunda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu ışık cihazlarında halojen tungsten ampul kullanılır. Oluşan ışık demeti, fiber optik veya polimer yapıtlı tüp aracılığı ile restorasyon yüzeyine iletilir (56).

Halojenler 380-520 nm arasında görünür mavi ışık üretirler. Halojenler genellikle 400-800 mW/cm² ışık şiddetine sahip olup, 2 mm kalınlığındaki kompozit rezini 40 saniyede polimerize ederler. Bununla birlikte günümüzde daha yüksek ışık şiddetine sahip halojen ışık kaynakları da kullanılmaktadır. Turbo tip denen bu cihazların bazılarında 1300 mW/cm² ye varan şiddette ışık üretilebilmektedir. Bazı tipleri iki veya üç farklı şiddette veya düzenli artan şiddette ışık yayabilmektedir (72).

Tungsten-halojen kaynaklarından kızıl ötesi enerji elde edilmektedir. Elde edilen kızılötesi enerjinin dişe ulaşmasını engellemek için filtre sistemleri kullanılmaktadır. Filtreler halojen ışık kaynaklarının önemli bir parçasıdır. Bu filtreler kızıl ötesi enerjiyi tutarak bizim için gerekli olan görünür mavi ışığın elde edilmesini sağlarlar. Filtre sistemleri halojen ışık kaynaklarının en pahalı parçalarıdır. Bu sistemler özelliklerini kaybettiği zaman kızıl ötesi enerji elimine edilememekte ve dolayısıyla yüksek derecede enerji dış yüzeyine ulaşmaktadır. Bu yüksek derecedeki enerji aşırı derecede ısı oluşmasına sebep olduğu için pulpa ve mukozada hasarlara sebep olabilmektedir. Bu nedenle halojen ışık kaynaklarının tüm aksamaları ve ışık şiddeti periyodik aralıklarla kontrol edilmelidir (49).

Halojenler uzun süreden beri çok yaygın bir şekilde kullanılmalarına rağmen bazı dezavantajlara sahiptirler. Kullanılan halojen ampüllerin ömrü 40-100 saat arasında değişmektedir. Yüksek çalışma sıcaklığından dolayı ampul, reflektör ve filtre zamanla bozulabilmekte ve ışık verimliliğinde azalma olabilmektedir. Ayrıca çalışma esnasında ses çıkarmaları fan sistemlerinden dolayı kontaminasyonun önlenememesi gibi durumlar da halojenlerin dezavantajları arasındadır (73).

1.3.5.3. LED (Light Emitting Diode) Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynaklarının sahip olduğu dezavantajları elimine etmek amacıyla LED teknolojisi kullanılarak yeni ışık kaynakları geliştirilmiştir. Bu sistemler 455-486 nm aralığında görünür mavi ışık üretmektedirler. Bu da çoğu kompozit materyalde başlatıcı olarak kullanılan kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir. LED ışık cihazlarının enerji spektrumunun dar olması nedeniyle filtre edilmesine gerek yoktur. Fanları olmadığı için sessizdirler ve küçük, taşınabilir şekilde üretilebilmektedirler. LED

ışık kaynakları oldukça uzun ömürlüdür ve ışık şiddetinde zamanla değişme göstermezler. Ayrıca kızıl ötesi enerji üretmediklerinden dolayı uygulanmış oldukları objede çok az ısı artışına sebep olurlar (74).

İlk üretilen 1. nesil LED ışık kaynaklarının ışık yoğunlukları 400 mW/cm^2 ile sınırlıdır. Bu nedenle 2 mm kalınlığındaki bir kompozitin polimerizasyonu için 40 sn süre uygulanması gerekmektedir. Ayrıca bu cihazlar geleneksel halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldıklarında çok iyi performans sağlamadıkları bilinmektedir. Tüm bu nedenlerden dolayı günümüzde 1. nesil LED' ler yerine daha yüksek ışık şiddetine sahip olan 2. nesil LED'ler üretilmiştir (73,75).

Yeni geliştirilen 2. nesil LED'ler yüksek yoğunlukta ($600-1000 \text{ mW/cm}^2$) görünür mavi ışık üretebilen cihazlardır. Yeni nesil LED'lerin dalga boyu spektrumu daha geniş olduğundan (390-490 nm) tüm kompozit rezinlerin polimerizasyonunda etkilidirler. Daha yüksek ışık şiddetine sahip olduklarından bu cihazlarda uygulama süresi 1. nesil LED'lerden daha kısadır. Bununla birlikte ışık şiddetinin artmasıyla birlikte cihaz içerisindeki ısı da artmaktadır. Artan bu ısının soğutulması için bu modellere fan eklenmesi, bu fanların çalışma esnasında ses oluşturmaları ve boyutlarının artması bu kaynakların dezavantajı olarak görülmektedir (49).

Son yıllarda halojen ve LED ışık kaynaklarını değerlendirildiği çalışmalarda LED ışık kaynaklarının halojenlere göre daha fazla polimerizasyon derinliği sağladığı belirtilmiştir (76).

1.3.5.4. Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma Ark ışık kaynakları iyonize moleküllerin ve elektronların gaza benzeyen bir karışımından oluşur. Bu sistemlerde xenon ark lambaları kullanılmaktadır (56).

Plazma Ark ışık kaynakları 2000 mW/cm^2 ' den daha yüksek yoğunlukta ışık üretmekte ve polimerizasyon süresini oldukça kısaltmaktadır. Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumları halojenlere göre daha geniş olup ultraviyole, görünür ve kızıl ötesi ışınları içerir. Ancak son modellerde bu enerji spektrumu oldukça daraltılmıştır. Enerji spektrumunun geniş olmasından dolayı PAC' lar oldukça fazla elektromanyetik enerji

üretirler. Bu üretilen gereksiz ve zararlı dalga boylarının engellenmesi için halojen ışık kaynaklarından daha fazla filtre edilmeleri gerekmektedir (63,77).

Plazma Ark ünitelerinde ışık yayılımı sırasında yüksek oranda ısı oluşur. Bu ısı artışı restore edilecek olan dişte intrapulpal ısı artışına neden olabilmektedir (63). Üretici firmalar çoğunlukla kompozit rezinlerin polimerizasyonu için 3 sn PAC kullanımının yeterli olduğunu belirtmektedirler. Ancak yapılan birçok çalışmada 3 sn'lik PAC uygulamasının yeterince polimerizasyon sağlamadığı sadece üst tabakaların sertleştiğini, yeterli mekanik özelliklerin gelişmediğini ve artık monomer miktarının arttığını bildirmiştir (78-81). Ayrıca kısa sürede yüksek yoğunlukta ışık uygulanmasının polimerizasyon büzülmesini arttıracığı ve polimerin kalitesini düşüreceği konusunda da endişeler mevcuttur (49).

Plazma Ark ünitelerinin ömrü halojen ışık kaynaklarına oranla daha uzundur. Ortalama 5 yıl gibi bir ömre sahiptirler. Ancak bu sistemlerde de zamanla ışık gücünde azalmalar olmaktadır (49).

1.3.5.4. Lazer Işık Üniteleri

Son yıllarda lazer teknolojisinde önemli gelişmeler kaydedilmiş tıp ve diş hekimliği gibi sağlık alanlarında kullanımları oldukça yaygınlaşmıştır. Lazerler ısı enerjisini ışık enerjisine çeviren sistemlerdir. Lazerler her iki tarafında yansıtıcı ayna bulunan optik rezonans odası ve lazerin adını belirleyen lazer aktif maddesini rezonans odasına gönderen pompa sisteminden meydana gelirler (56).

Argon lazerler 457-502 nm dalga boyunda gözle görülür spektrumda sürekli ışık yayan lazerlerdir. Bu sistemde hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgası olmadığı için pulpa ve yumuşak dokularda ısı artışı oldukça azalmıştır. Lazerler kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanıldığı gibi beyazlatma işlemlerinde, ülser tedavisinde ve yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır (82,83).

Lazerlerin ömrü kullanımlarına bağlı olmaksızın sınırlıdır. Bu sistemler kullanılsa da kullanılsa da zamanla eskiyecektir. Lazer kaynaklarının değiştirilmesi eğitilmiş bir eleman olmadan mümkün değildir. Ayrıca dalga boylarının dar olmasından dolayı hiçbir tip kompozit materyalin polimerizasyonunu gerçekleştiremezler ve fiyatları

da oldukça yüksektir. Tüm bu olumsuz nedenlerden dolayı lazerlerin kompozit polimerizasyonunda kullanımı yaygın değildir (49).

1.3.6. Işık Cihazlarında Işık Şiddetini Etkileyen Faktörler

Kompozit rezinlerin maksimum polimerizasyonu için üretici firmaların belirttiği şekilde ışık şiddetine ve uygulama sürelerine dikkat edilmelidir. Bununla birlikte halojen ışık cihazlarının zamanla ışık yoğunluğunda azalma olduğu akıldan çıkarılmamalı ve sık periyotlarla ışık yoğunluğu ölçülmelidir. Işık yoğunluğundaki % 10' luk bir azalma bile polimerizasyonu etkilemektedir. Bu tür durumlarda kompozitin üst tabakalarında polimerizasyon gerçekleşirken daha derin tabakalarda yeterince polimerizasyon sağlanamamakta ve materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenmektedir (56,84,85).

Işık gücünün azalmasında başka faktörler de vardır. Halojen lambaların hatalı filtrasyonu da zamanla ışığın çıkış gücünde azalmalara neden olmaktadır. Uygulama ucundaki kırık veya çatlaklar, intraoral nem, kompozit artıklarının kontaminasyonu gibi faktörler de ışık şiddetinde azalmalara sebep olacaktır. Bunların dışında dezenfeksiyon işleminde kullanılan materyaller ve şeffaf uçlar da ışık yoğunluğunu azaltan faktörlerdendir. Ayrıca ışık ucunun uygulanan materyalden uzaklaştırılması da ışık yoğunluğunun azalmasına neden olacağından, aproksimal bölgedeki restorasyonlarda ve matriks sistemlerinin kullanıldığı durumlarda ekspoz süresinin arttırılması tavsiye edilmektedir (56).

2. Mikrosızıntı ve Tespit Yöntemleri

Mikrosızıntı, kavite duvarları ile restorasyon materyali arasında oluşan boşluktan bakterilerin, sıvıların, iyon veya moleküllerin geçişi olarak tanımlanır (86). Restorasyon materyallerinin tümü kaviteye uygulandıktan kısa bir süre sonra büzülme göstererek kavite duvarları ile aralarında bir boşluk oluşturmaktadır. Oluşan bu boşluklardan da ağız ortamında bulunan bakteriler, çeşitli sıvı ve iyonlar geçiş yapmaktadır (87,88).

Restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından en önemli parametrelerden biri diş ile dolgu materyali arasında oluşan mikrosızıntının önlenmesidir. Diş ile restorasyon materyali arasında iyi bir yalıtım sağlanamaması sonucu oluşan kenar

boşluğu plak birikimine, bakteri ve toksinlerin geçişine neden olacak ve bunun sonucunda da restorasyonlarda kenar renkleşmesi, postoperatif hassasiyet, sekonder çürük, diş eti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi olumsuzluklar meydana gelecektir (89). Diş ile dolgu materyali arasında tam bir adaptasyon sağlanması durumunda ise çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi önlenecek ya da geciktirilebilecektir. Bunun yanı sıra bakteri ve bakteri toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpaya doğru sızmaları engellenmiş olduğundan pulpada iltihabi reaksiyonların gelişmesi de önlenecektir (89).

Mikrosızıntı açısından en önemli parametrelerden biri restoratif materyallerin fiziksel özellikleridir. Özellikle polimer yapıdaki materyallerin polimerizasyonları esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesi, dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki ısısal genleşme katsayısındaki farklılık, restorasyon materyalinin su emilimi gibi faktörler mikrosızıntı yönünden klinik başarıyı etkileyen özelliklerdir (90,91).

Mikrosızıntının önlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda ilk olarak üzerinde durulan konu mine ile kompozit materyali arasında sıkı bir bağlanma oluşturmaktır. Bounocore 1955 yılında yapmış olduğu çalışmada, mine yüzeyine asit uygulamasının bağlanmayı daha olumlu hale getireceğini düşünmüştür. Bu amaçla fosforik asiti farklı konsantrasyonlarda denemiş ve sonuçta çürükten etkilenmiş dokularda yeterli pürüzlülüğün sağlanması için ideal fosforik asit yüzdesinin %32-35 olduğunu göstermiştir. Günümüzde kullanılan çoğu demineralizasyon ajanı %30-40'lık fosforik asit içerirler ve kompozit rezinin ortalama 20 MPa'lık bir kuvvetle mineye bağlanmasını sağlarlar. Bu değere yakın bağlanma kuvvetleri klinik olarak başarılı kabul edilirler (87).

Kompozit rezinlerde de diğer polimer yapıdaki materyallerde olduğu gibi monomerlerin polimerlere dönüşümü sırasında % 1,5-3 arasında değişebilen oranlarda hacimsel bir büzülme oluşmaktadır. Oluşan bu hacimsel büzülme sonucunda ise mikrosızıntı oluşmaktadır. Kavite geometrisi, uygulama teknikleri ve restorasyon materyalinin özellikleri polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerdendir (92,93).

Mikrosızıntı çalışmaları in-vivo ve in-vitro olarak yapılabilmesine rağmen araştırmacılar tarafından daha çok in-vitro çalışmalar tercih edilmektedir. İn vitro çalışmalar ağız ortamını taklit etmeye çalışan bir model yöntemi ve model

kullanılmayan sadece materyalin davranışının test edildiği yöntem şeklinde ikiye ayrılır (94). Araştırmacılar mikrosızıntı çalışmalarında kavite hazırlama şekli, dişlerin seçilmesi, kullanılan materyal ve restorasyon şekli, örnek hazırlama ve test edilmesi arasında geçen süre ve örneklerin bekletilme şekli ile ısı çevrim işlemleri gibi faktörlerden dolayı sonuçların birbirleriyle kıyaslanmasının oldukça zor olduğunu bildirmişlerdir. Bunun nedeni ise deney sırasında yapılan işlemlerin birçoğunun sonuçları etkilemesidir (95).

Mikrosızıntının derecesinin tespiti için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler şunlardır (96);

- 1- Boya Sızıntı Yöntemi
- 2- Otoradyografi Yöntemi
- 3- Elektro-kimyasal Yöntem
- 4- Bakteriyel Sızıntı Yöntemi
- 5- İnsan Serum Sızıntı Yöntemi
- 6-Sıvı Filtrasyon Tekniği
- 7- Gaz Kromatografi yöntemi
- 8- Nötron Aktivasyon Yöntemi
- 9- Taramalı Elektron Mikroskobu Yöntemi
- 10- Kimyasal İşaretleyiciler

2.1. Boya Sızıntı Yöntemi

Mikrosızıntı tespit çalışmalarında en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Bu yöntemde mikrosızıntının ölçümü için özel boyalardan faydalanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan boyalar solüsyon ya da farklı büyüklüklerde partikül içeren süspansiyonlar şeklindedir. Boyama yönteminde kullanılan boyanın partikül büyüklüğünün, dentin kanallarının çapından daha geniş olması tercih edilir. Mikrosızıntının belirlenmesinde sıklıkla şu boyalar kullanılır (97);

- Metilen mavisi (% 0,2-2)
- Bazik fuksin (% 0,5-2)
- Floresan (% 2-20)

- Kristal Viyole (% 0,05)
- Anilin Mavisi (% 2)
- Gümüş Nitrat (%50)
- Toluidin Mavisi (% 0,25)
- Eritrosin (% 2)
- Rodamin B (% 0,2)

Bu yöntemde daha çok çekilmiş ve restore edilmiş dişler kullanılır. Hazırlanan örnekler restorasyon yapılmış alanın dışında kalan tüm kısımlar tırnak cilası gibi bir materyal ile izole edildikten sonra boya içerisine daldırılır. Daha sonra kullanılan boyanın türüne ve hazırlanan yoğunluğuna göre örnekler belirli bir süre solüsyon içerisinde bekletilir. Ardından boyadan çıkarılan örnekler akan su altında yıkanarak fazla boya ve tırnak cilası uzaklaştırıldıktan sonra şu yöntemlerden biri kullanılarak incelenir (99);

a) Kesit alma yöntemi;

Bu teknik dişlerden kesit alınarak veya aşındırma yapılarak arzu edilen bölgelerin mikroskop altında incelenmesi ve boyanın ne kadar sızdığına bakılarak ölçüm yapılmasına dayanır.

b) Şeffaflaştırma metodu;

Bu teknikte örnekler önce 48 saat boyunca % 5'lik nitrik asitte bekletilerek dekalsifiye edilir. Bunu takiben % 80'lik etil alkolde, daha sonra 2 saat % 90'luk etil alkolde ve son olarak da % 100'lük etil alkolde bekletilerek dehidrate edilir. Bu işlemlerden sonra 24 saat metil salisilatta bırakılan örnekler tamamen şeffaf hale gelmiş olurlar. Şeffaflaştırılarak boya penetrasyonunun görünür hale geldiği dişlerden mikrosızıntının ölçümü için fotoğraflar alınarak kayıt edilir.

c) Volümetrik Ölçüm Tekniği;

Bu yöntemde boyadan çıkarılan örnekler nitrik asit solüsyonunda çözündürülür. Spektrofotometre cihazı kullanılarak asit içerisindeki boyanın konsantrasyonu ölçülerek mikrosızıntı miktarı kantitatif olarak değerlendirilir (97).

Bu yöntemde boyaların hazırlanış şekli de önemlidir. Örneğin bazik fuksinin propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun çürük dentine bağlanma özelliğine sahip olduğu ve böyle bir durumda dentinin boyanmasının hatalı yorumlanmasına neden olacağı belirtilmiştir. Ayrıca boyalar her ortamda kalıcı olmayabilir. Anilin mavisinin alkalin pH’da rengini kaybetmesi bu duruma bir örnektir. Boyama yönteminin avantajları; ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak vermesidir (89).

Ancak üç boyutlu olan sızıntının yalnızca iki boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğundaki farklılaşmaların belirlenememesi bu yöntemin en önemli dezavantajıdır (97).

2.2. Otoradyografi Yöntemi

Mikrosızıntı tespit yöntemlerinden bir diğeri ise radyoaktif izotop yöntemidir. Radyoizotopların partikül boyutu çok küçük olduğundan (40 nm) çok küçük sızıntıların belirlenmesine olanak sağlar. Mikrosızıntısı incelenecek olan diş izotop solüsyonunda birkaç saat bekletilir ardından dişlerin incelenecek kısımlarından kesit alınır ve fotoğraf filmine aktarılır. Otoradyografi yöntemi alfa ya da beta partiküllü bir fotoğraf filminin enerji durumunu ışığın hareketine benzer olacak şekilde değiştirebilme temeline dayanmaktadır. Bu yöntemde en çok kullanılan izotoplar Ca45, C14, Na22, I131 dir. Bu tekniğin en önemli dezavantajı sonuçların subjektif olarak değerlendirilmesidir. Yöntemin çok pahalı olması, kompleks olması ve ek önlemlerin alınmasının zorunlu olması tekniğin diğer dezavantajlarındandır. Ayrıca dişin sert dokularında mevcut kalsiyum ile izotop solüsyonu arasında pasif iyon alış veriş olacağı ve kenar sızıntısının daha düşük tespit edilebileceği belirtilmiştir (96).

2.3.Elektro-Kimyasal Yöntem

Bu tekniğin ana prensibi, restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrot işlevi görecektir bir levha yerleştirildikten sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılarak dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi temeline dayanmaktadır. Elektrik kaynağında oluşan herhangi bir sapma diş ile restorasyon ara yüzeyinde bir aralık oluştuğunu gösterir. Bu yöntem metalik restorasyonlarda kullanılmaz (89).

2.4. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi

Bu yöntem daha çok in-vitro çalışmalarda tercih edilir. Teknik, dolgu materyali ile kavite duvarları arasındaki boşluktan sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteriyel ürünlerin incelenmesi esasına dayanır. Son zamanlarda bu yöntemle yapılan çalışmalarda yapay bakteri ortamı oluşturulmaktadır. Fakat bu ortam gerçek bakteriyel geçişi tam olarak yansıtmamaktadır. Örnekler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konulur ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan işaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine bakılarak sızıntı miktarı değerlendirilir (99). Bu yöntemin en büyük dezavantajı 0,5-1 µm den daha küçük boşluklardaki sızıntının ölçülememesidir. Çünkü bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünleri daha küçük boşluklardan geçemez. Ayrıca bu yöntemde elde edilen verilerin kantitatif değil kalitatif olması da bir diğer dezavantajdır (97,98).

2.5. İnsan Serum Sızıntı Yöntemi

Bu yöntemde kök kanallarının apikal üçte birlik kısmı doldurulduktan ve foramen apikale dışında kalan diş yüzeyleri kapatıldıktan sonra her kök kanalına radyoaktif C insan serum albümini enjekte edilmektedir. Kron kavitelerinin kapatılmasının ardından diş köklerinin 3-4 mm lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini solüsyonu içine daldırılmakta, belirli sürelerin sonunda kaptan toplanan solüsyonun 5 mm' si geri çekilmekte ve bir beta spektrometresinde ölçüm yapılarak meydana gelen sızıntı değerlendirilmektedir (99).

2.6. Sıvı Filtrasyon Yöntemi

Mikrosızıntı çalışmalarında uzun yıllardan beridir kullanılan bir tekniktir. Bu yöntemde temel prensip dişe kök kanalı ve pulpa boyunca basınçlı hava uygulanıp statik sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının belirlenmesidir. Mikroskopik çalışmalarda da su içine daldırılan restorasyonun kenarlarından hava kabarcığının çıkması kenar uyumsuzluğunun göstergesi olarak değerlendirilir. Bu tekniğin diş dokusuna herhangi bir zararının olmaması avantajıdır. Yöntemin uygulanmasında ayrıntılı cihazların gerekliliği, zaman alıcı olması ve klinik uygulamalar için uygun olmaması ise dezavantajlarındandır (96).

2.7. Gaz Kromatografi Yöntemi

Düşük molekül ağırlığındaki bakteriyel bir metabolit olan bütirik asiti kullanılarak sızıntıyı kantitatif olarak ölçen bir düzeneştir. Bu teknikte polietilen modellerde standart şekilde hazırlanan yapay kanalları iki ucu açık olan özel deney tüpleri içerisine yerleştirilmektedir. Kök kanalları doldurulduktan sonra tüpün kron kısmındaki rezervuarına % 0.5' lik bütirik asit solüsyonu ve % 0.1'lik valerik asit solüsyonu doldurulduktan sonra tüplerin her iki ucu lastik ile örtülmektedir. Kron kısmındaki rezervuara ise sıkıştırılmış nitrojen gazı enjekte edilerek basınç uygulanmaktadır. Apikaldeki rezervuardan alınan solüsyon örneği asit içinde çözdürülerek bir gaz kromatografi aletinde oluşan apikal sızıntının kantitatif analizi değerlendirilmektedir. Elde edilen verilerin kantitatif olması yöntemin avantajıdır (96).

2.8. Nötron Aktivasyon Yöntemi

Hem in-vivo hem de in-vitro olarak mikrosızıntının tespitine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına radyoaktif olmayan manganez gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlardan sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek Mn56 bombardımanına uğratılıp her bir örneğin aldığı mangan miktarı ölçülerek sızıntının tespit edildiği tekniktir. Elde edilen sonuçların kantitatif olduğu bilinmesine karşın yöntemin pahalı ve karmaşık olması, restorasyonun

hangi noktada sızdırdığının bilinmediği veya restorasyon kenarları dışında nereden manganez emilimi olduğunu göstermediği bildirilmiştir (89).

2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu Yöntemi (SEM)

Bu teknikte, diş ile dolgu materyalinin bağlantı yüzeyleri arasında bulunan mesafenin ölçümü mümkündür. Ayrıca restorasyon materyalinin özelliklerini de belirleyebilmek söz konusudur. Bu yöntem diğer sızıntı çalışmalarıyla birlikte uygulandığında sonuçların karşılaştırılmasında ancak kısmi bir bağlantı kurulabilmektedir. Bu tekniğin dezavantajı kesit oluşturulurken yüzeylerde oluşturulabilecek boşlukların yanılığa yol açabilmesidir (96).

2.10. Kimyasal İşaretleyiciler

Bu teknikte genellikle iki renksiz bileşen kullanılarak, bunların reaksiyona girmesiyle opak bir görüntü elde edilir. Gümüş tuzları fotoğraflama yöntemlerinde en çok tercih edilen işaretleyicilerdir. Bunlar içinde de en çok kullanılan % 50'lik gümüş nitrat tuzudur. Kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif özellikte olmaması bu tekniğin en önemli avantajıdır. Her iki ajanın da penetre olabilme özelliğine sahip olması gerekliliği ve sonuçların subjektif olarak değerlendirilmesi ise yöntemin dezavantajlarından (97).

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklenmektedir (Proje No. Diş. 15.027). Çalışmamız Dicle Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında tasarlandı. Çalışmamızın termal siklus aşaması Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, restorasyonlardan alınan kesitlerin stereomikroskop incelemeleri ve SEM' le değerlendirilmesi Dicle Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DÜBTAM)' nde, çalışmanın istatistiksel analizi ise Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında yapıldı.

Çekilmiş insan dişleri üzerinde yapacağımız bu in-vitro çalışma için Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (Dosya no: 2016-01). Çalışmamıza başlamadan önce 100 adet periodontal veya cerrahi nedenlerden dolayı yeni çekilmiş insan üçüncü molar dişleri toplandı. Dişler incelenerek kron kısımlarında herhangi bir çürük, kırık, çatlak veya daha önceden yapılmış bir dolgu olup olmadığı yönünden değerlendirildi ve problemli olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Daha sonra dişler üzerindeki yumuşak eklentiler bir kretuvar yardımıyla uzaklaştırılıp tüm yüzeyler pomza ve politür lastiği ile temizlendi. Çalışma yapılncaya kadar dişler distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletildi.

Örneklerin Hazırlanması

Çalışma öncesinde toplanmış olan tüm dişlerin bukkal yüzeyine hava ve su soğutması altında silindirik elmas frezlerle (Boshphorus, High Technology Dental Burs, Türkiye) standart Sınıf V kaviteler açıldı. Her kavite mezio–distal genişliği 3 mm, okluzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde hazırlandı. Kavite sınırları mine-sement sınırının 1mm altına kadar uzatıldı. Daha sonra dişler iki farklı LED ışık kaynağından oluşan rastgele 2 gruba ayrıldı. Ardından bu iki grup da 5 farklı bulk-fill rezin kompozit materyalinden oluşan 5 ayrı alt gruba ayrıldı. Her alt grup 10 adet diştten oluştu. Grup 1- Optima- 10 LED ışık kaynağı ile SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill, ve Filtek Bulk Fill restorasyon materyallerinden oluştu. Grup 2-Valo LED

ışık kaynağı ile SDR, X-tra fil, Beautifil Bulk, Venus Bulk Fill, ve Filtek Bulk Fill materyallerinden oluşan gruplar şeklinde tasarlandı ve örnekler şu şekilde hazırlandı;

GRUP 1-A (OPTİMA-10 LED- SDR)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 10 sn süre ile 1200 mW/cm² ışık şiddetne sahip LED (OPTİMA-10 Light-curing, B.A. International, Northampton, İNGİLTERE) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra bulk-fill rezin kompozit dolgu materyali olan SDR (Surefil SDR flow, Dentsply, Caulk, ABD) tek seferde kaviteye uygulanıp 20 sn süre ile OPTİMA-10 LED (OPTİMA-10 Light-curing, B.A. International, Northampton, İNGİLTERE) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 1-B (OPTİMA-10 LED-X-tra fil)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından tek kullanımlık fırça ile bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 10 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra bulk-fill bir kompozit materyali olan X-tra fil (Voco GmbH, cuxhaven, ALMANYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 20 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 1-C (OPTİMA-10 LED-Beautifil-bulk)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından tek kullanımlık fırça ile bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray

Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 10 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra Beautifil-bulk rezin kompozit materyali (BEAUTIFIL-Bulk, SHOFU Inc, Kyoto, JAPONYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 20 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi

GRUP 1-D (OPTİMA-10 LED- Venus bulk-fill)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından tek kullanımlık fırça ile bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 10 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra Venus bulk-fill kompozit materyali (Venus bulkfil, Heraeus kulzer GmbH, Hanau, ALMANYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 20 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 1-E (OPTİMA-10 LED- Filtek bulk fill)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından tek kullanımlık fırça ile bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 10 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra Filtek bulk-fill kompozit materyali (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kaviteye tek seferde uygulanarak 20 sn süre ile OPTİMA-10 LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 2-A (Valo LED- SDR)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc.

JAPONYA) uygulanıp 3 sn süre ile 3200 mW/cm² ışık şiddetine sahip extra güç modunda Valo LED (Valo cordless, Ultradent Product Inc., ABD) ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra bulk-fill rezin kompozit dolgu materyali olan SDR (Surefil SDR flow, Dentsply, Caulk, USA) tek seferde kaviteye uygulanıp 6 sn süre ile extra güç modunda Valo LED (Valo cordless, Ultradent Product Inc., ABD) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 2-B (Valo LED-X-tra fil)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 3 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra bulk-fill bir kompozit materyali olan X-tra fil (Voco GmbH, cuxhaven, ALMANYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 6 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 2-C (Valo LED- Beautifil-bulk)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 3 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra Beautifil-bulk rezin kompozit materyali (BEAUTIFIL-Bulk, SHOFU Inc, Kyoto, JAPONYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 6 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 2-D (Valo LED- Venus bulk-fill)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc.

JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 3 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra Venus bulk-fill kompozit materyali (Venus bulkfil, Heraeus kulzer GmbH, Hanau, ALMANYA) tek seferde kaviteye uygulanıp 6 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

GRUP 2-E (Valo LED-Filtek bulkfill)

Hazırlanan Sınıf V kavite yüzeylerine tek kullanımlık uygulama fırçasıyla kendinden asitli primer (Clearfil SE BOND primer, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 20 sn bekLEDikten sonra hafif hava yardımı ile solvent uzaklaştırıldı. Ardından bond (Clearfil SE BOND bond, Kuraray Noritake Dental Inc. JAPONYA) uygulanıp 3 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Daha sonra filtek bulk-fill kompozit materyali (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kaviteye tek seferde uygulanarak 6 sn süre ile extra güç modunda Valo LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi.

Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri tablo 1 ve 2' de gösterilmiştir.

Materyal	Matrik Yapısı	İnorganik doldurucular	İnorganik Doldurucu ağırlıkça %	Üretici firma
SDR	Mod UDMA, EBPADMA, TEGDMA	Ba-Al-F-B-Si cam Sr-F-Si cam	68	Dentsply
X-tra fil	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	-	86	Voco
Beautifil-bulk	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Fluoroboroaluminosilikat cam	73	Beautifil
Venus bulk fill	UDMA, EBPADMA	Ba-Al-F-SiO ₂ , YbF ₃ , SiO ₂	65	Heraeus Kulzer
Filtek bulk fill	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA(6), procrylat resins	YbF ₃ , zirconia, silica	64	3 M ESPE

Tablo 1: Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitlerin içeriği

		
Surefil SDR flow, Dentsply, Caulk, ABD	Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	X-tra fil Voco GmbH, cuxhaven, ALMANYA
		
BEAUTIFIL-Bulk, SHOFU Inc, Kyoto, JAPONYA		
		
Venus bulk fill, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, ALMANYA		

Tablo 2: Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitler



Resim 1: Çalışmada kullanılan LED ışık kaynakları

Tüm örnekler bitirme ve polisaj işlemlerinden önce 24 saat boyunca 37 °C’ deki etüvde (Nüve Incubator EN 500, Ankara, Türkiye) bekletildi. Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri 24 saat sonra elmas içerikli cila lastikleri (CLEARFIL Twist Dia, Kuraray Europe GmbH, ALMANYA) ile tamamlandı. Ardından örnekler 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C arası ısı banyolarında 30 sn bekleme zamanı olmak üzere 1.500 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu. Ardından tüm dişlerin kök uçları kompozit rezin ile kapatıldı ve örnekler restorasyon sınırlarının 1 mm dışında kalacak şekilde aside dirençli tırnak cilası ile kaplandı. Daha sonra tüm örnekler % 0.5’lik bazik fuksin boya solüsyonuna daldırılarak 24 saat boyunca 37 °C de etüvde (Nüve Incubator EN 500, Ankara, Türkiye)

bekletildi. Boyadan çıkarılan dişler musluk suyu altında yıkanarak fazla boyanın uzaklaştırılması sağlandı. Sonrasında dişler bukkal-lingual/palatinal yönde restorasyonu ortalayacak şekilde 0.2 mm kalınlığındaki elmas separe (Horico, Diamond Instruments, ALMANYA) ve piyasemen (Ultimate 500K, NSK, Japonya) yardımıyla su irrigasyonu altında ikiye ayrıldı ve toplamda 100 adet dişten 200 adet örnek elde edildi. Elde edilen kesit yüzeylerindeki oklüzal ve gingival sızıntı miktarı stereoptik mikroskopta (Leica Z16 APO, Almanya) bağımsız bir araştırmacı tarafından x57 büyütmede incelenip skorlar kaydedildi.



Resim 2: Kesitlerin incelendiği stereomikroskobun görüntüsü

Mikrosızıntı değerlerinin belirlenmesinde; Demirci ve ark.’nın kullandığına benzer standart skorlama sistemi kullanıldı (100). Sızıntı değerleri Tablo 3’teki gibi skorlandı;

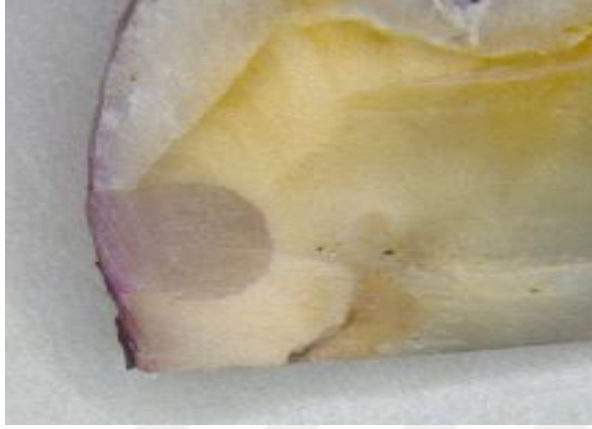
0	Boya sızıntısı yok
1	Kavite duvarlarının yarısına kadar boya sızıntısı
2	Kavite duvarının tamamında boya sızıntısı
3	Kavite duvarlarında ve tabanında boya sızıntısı
4	Kısmen veya tamamen pulpaya ulaşmış boya sızıntısı

Tablo 3: Mikrosızıntın değerlendirilmesinde kullanılan skrolama kriterleri.

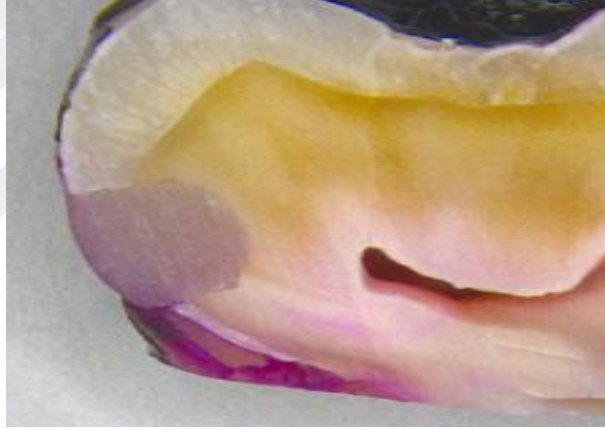
Ardından her gruptan rastgele 1'er diş seçilerek dişlerin rezin-diş sert dokusu arasındaki yüzeyin morfolojisi taramalı elektron mikroskobunda (SEM) (FEI, Quanta FEG 250, Almanya) çeşitli büyütmelemlerde incelendi ve fotoğraflandı.



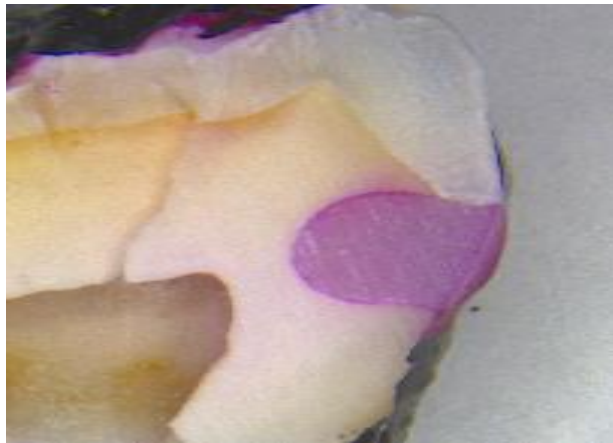
Resim 3: Kesitlerin incelendiği Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)



Resim 4: Optima-10 LED – SDR grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



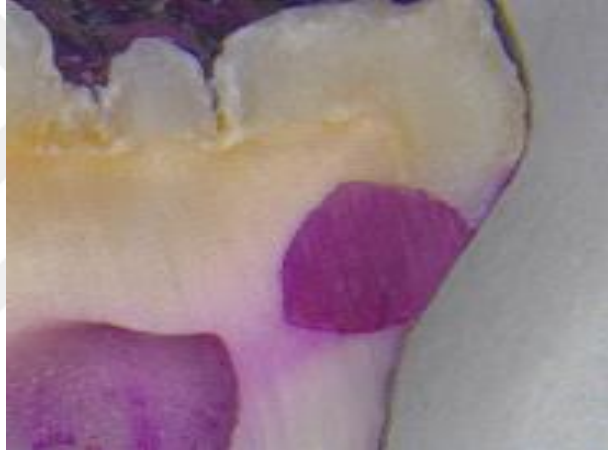
Resim 5: Optima-10 LED – X-tra fil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



Resim 6: Optima-10 LED – Beautifil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



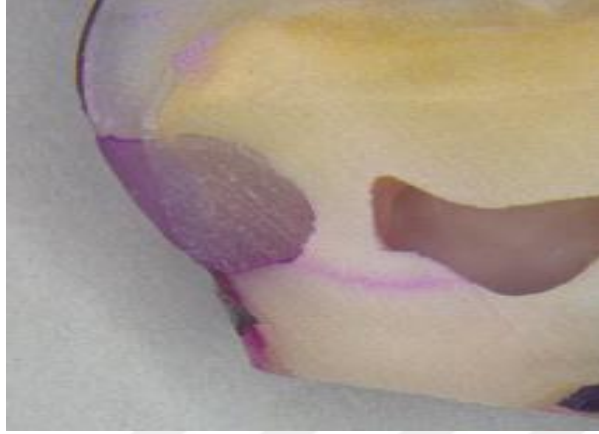
Resim 7: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



Resim 8: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



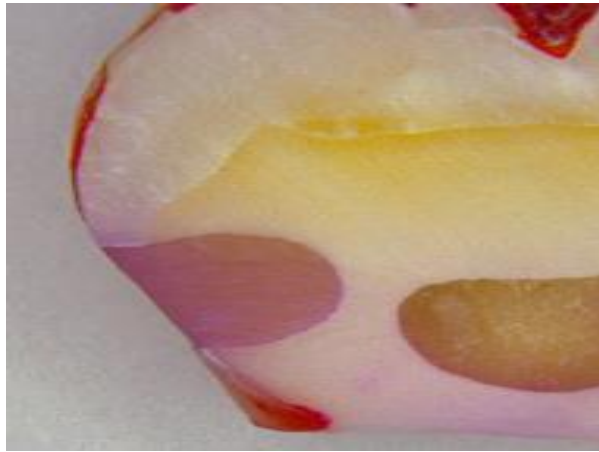
Resim 9: Valo LED – SDR grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



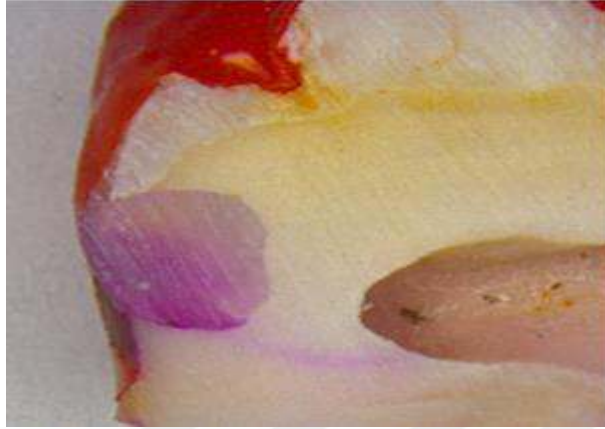
Resim 10: Valo LED – X-tra fil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



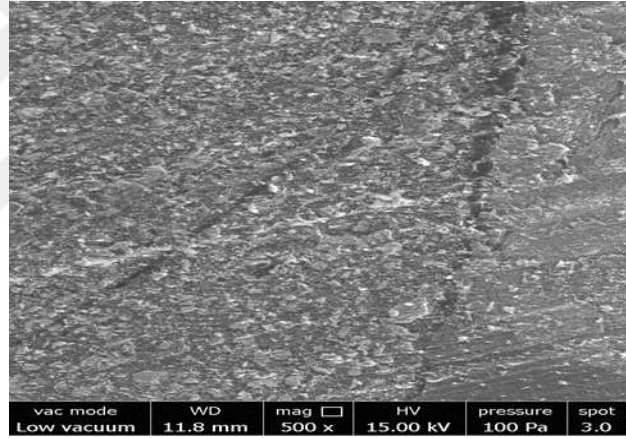
Resim 11: Valo LED – Beautifil grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



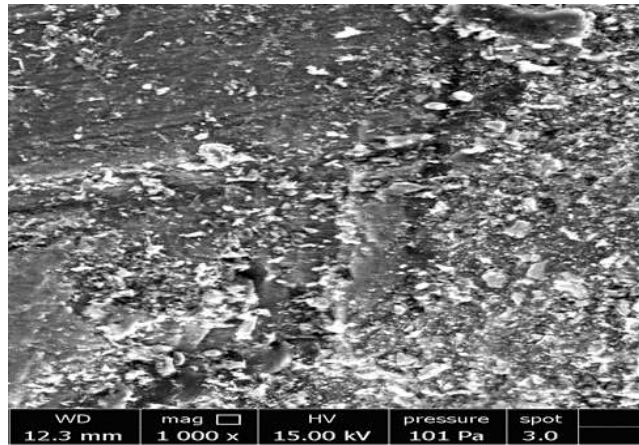
Resim 12: Valo LED – Filtek bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



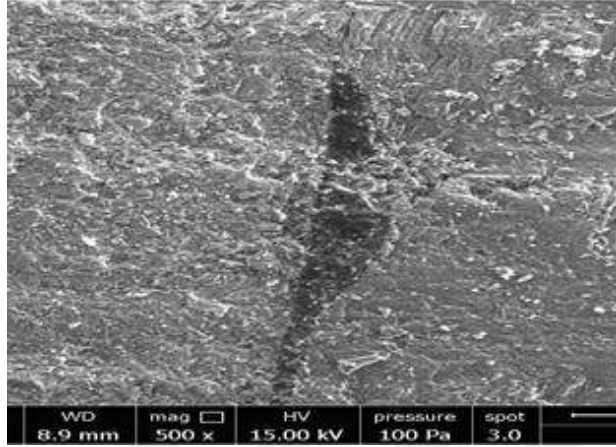
Resim 13: Valo LED – Venus bulk-fill grubundan elde edilen kesitin görüntüsü



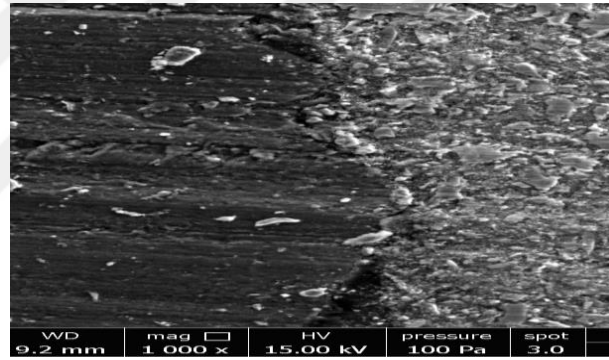
Resim 14: Optima-10 LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



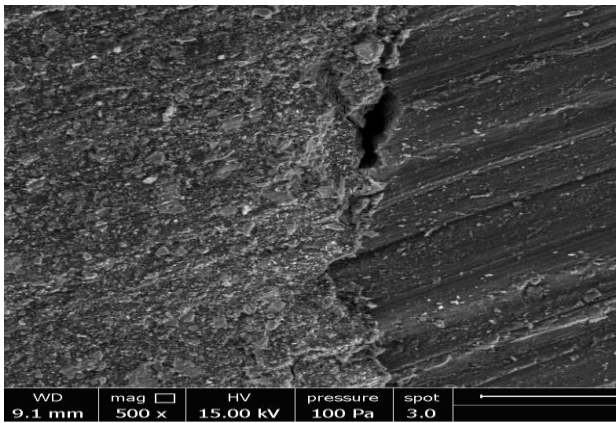
Resim 15: Optima-10 LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



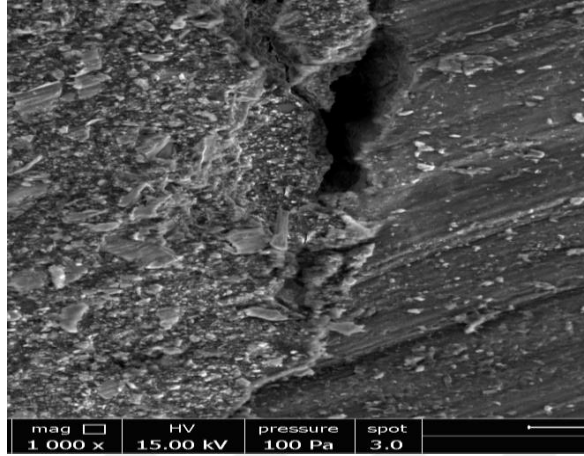
Resim 16: Optima-10 LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



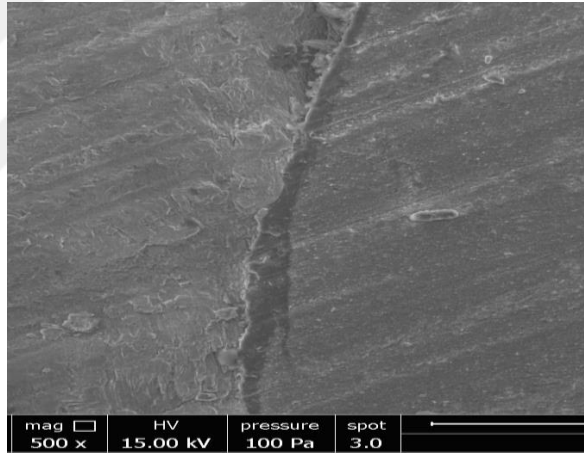
Resim 17: Optima-10 LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



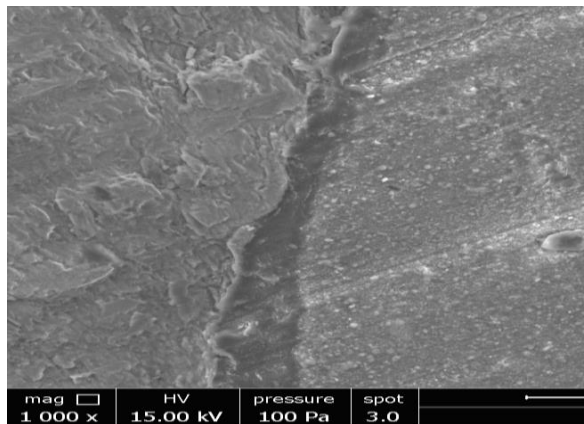
Resim 18: Optima-10 LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



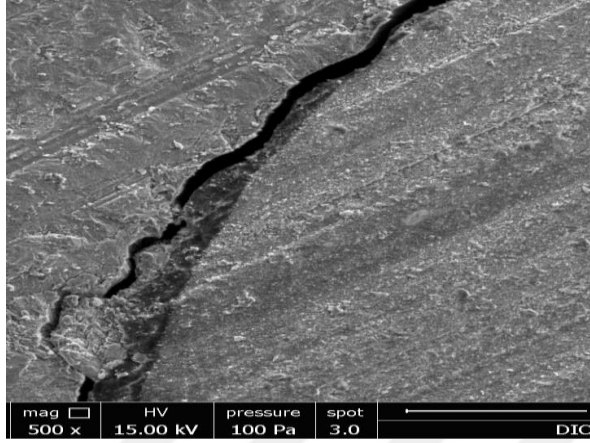
Resim 19: Optima-10 LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



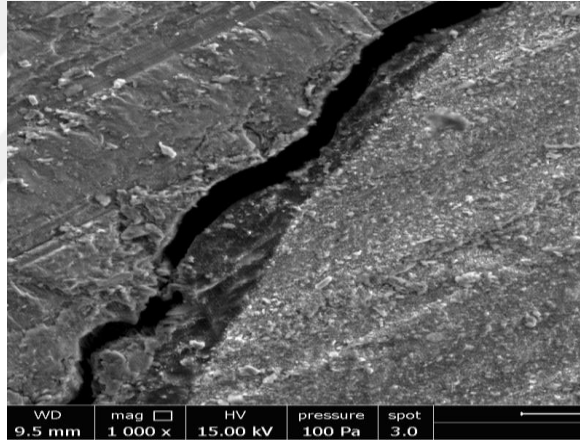
Resim 20: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



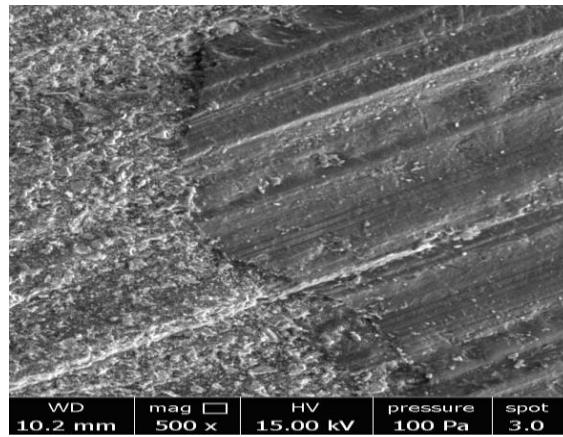
Resim 21: Optima-10 LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



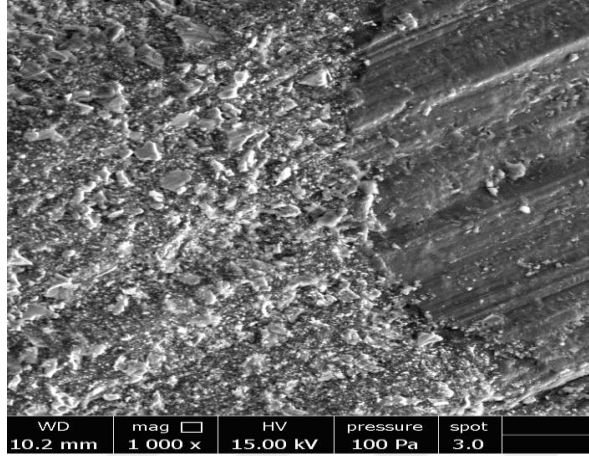
Resim 22: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



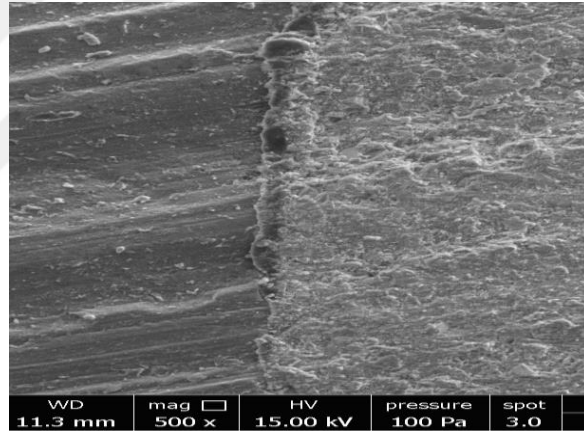
Resim 23: Optima-10 LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



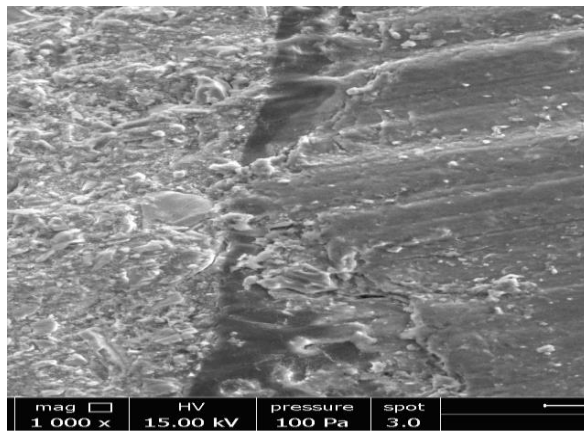
Resim 24: Valo LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



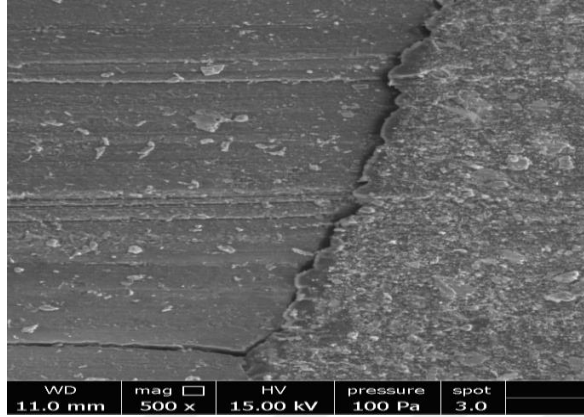
Resim 25: Valo LED – SDR grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



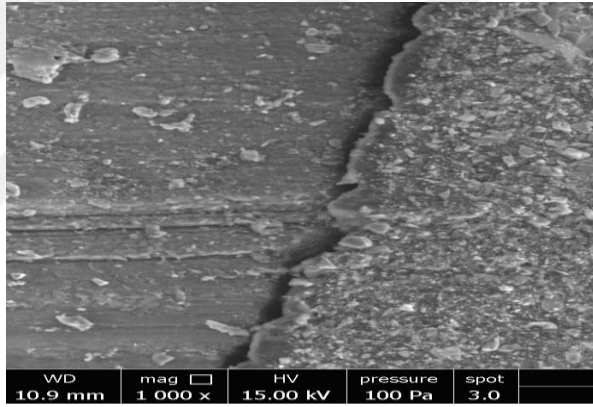
Resim 26: Valo LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



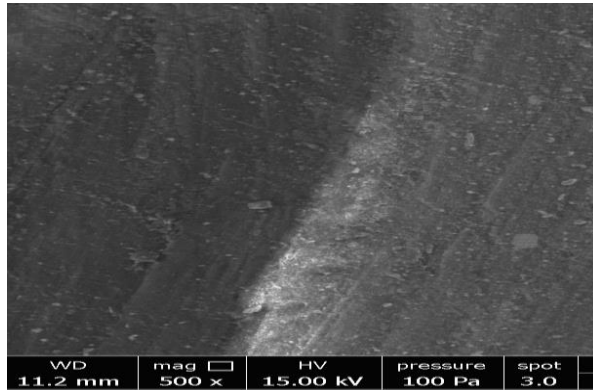
Resim 27: Valo LED – X-tra fil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



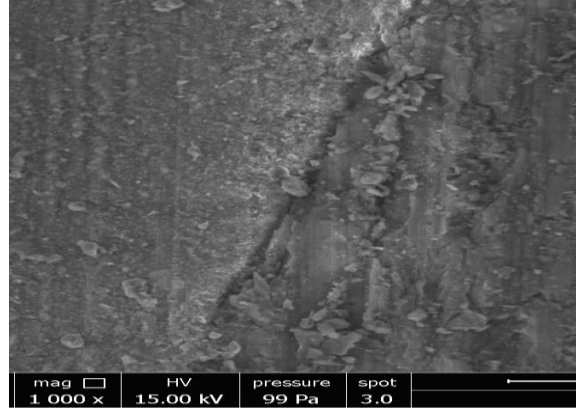
Resim 28: Valo LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



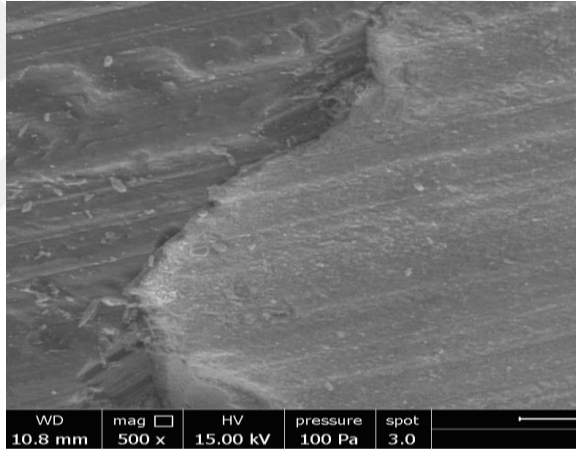
Resim 29: Valo LED – Beautifil grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



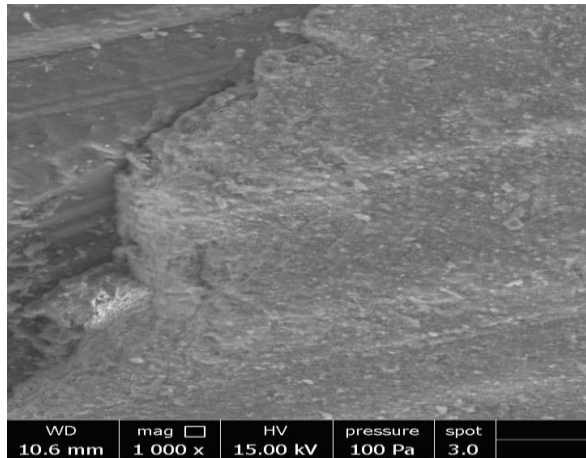
Resim 30: Valo LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



Resim 31: Valo LED – Filtek bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)



Resim 32: Valo LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x500)



Resim 33: Valo LED – Venus bulk-fill grubuna ait kesitin SEM görüntüsü (x1000)

BULGULAR

İki farklı LED ışık kaynağı ile polimerize edilen beş bulk-fill kompozitin mikrosızıntı açısından değerlendirildiği çalışmamızda gruplara ait elde edilen oklüzal ve gingival sızıntı değerleri tablo 4’de gösterilmiştir.

Işık Kaynakları	Bulk-fill kompozit materyalleri	Mikrosızıntı değerleri									
		0		1		2		3		4	
		O	G	O	G	O	G	O	G	O	G
Opüma-10 LED	SDR	13	1	6	4	0	2	1	6	0	7
	X-tra fil	17	1	2	5	1	6	0	7	0	1
	Beautifil Beautifil	18	3	2	9	0	3	0	3	0	2
	Filtek Bulk-fill	16	7	3	7	1	1	0	3	0	2
	Venus bulk-fill	15	0	4	0	1	3	0	8	0	9
Valo LED	SDR	14	6	2	7	4	0	0	6	0	1
	X-tra fil	11	7	7	11	1	2	1	0	0	0
	Beautifil Beautifil	18	17	1	3	1	0	0	0	0	0
	Filtek Bulk-fill	14	13	6	4	0	3	0	0	0	0
	Venus bulk-fill	14	10	1	2	4	5	1	3	0	0

Tablo 4: İnceleme sonucu gruplardan elde edilen mikrosızıntı skorları.(O: oklüzal, G: gingival)

Çalışmamızda farklı bulk-fill kompozit materyallerin birbiri ile karşılaştırılmasında ANOVA (tek yönlü varyans analizi) testi, grupların ikili karşılaştırılmasında ise Student’s t testi kullanıldı. Fark çıkan gruplar arasında ise Post Hoc Comparision olarak Tukey ‘s b testi yapıldı.

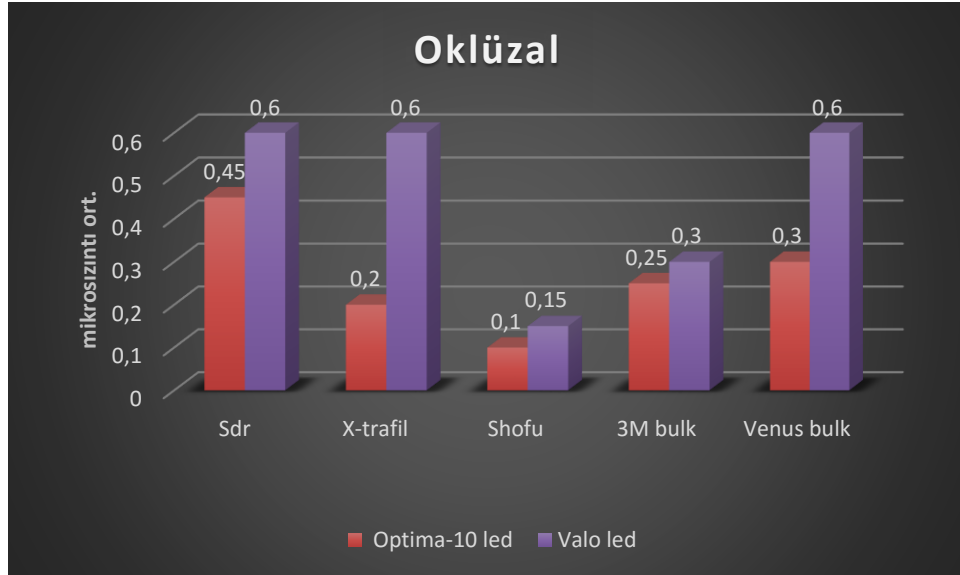
SDR, X-tra fil, Beautifil, Filtek bulk-fill ve Venus bulk-fill den oluşan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılmasında oklüzal kenarlarda hem Optima-10 LED ışık kaynağı hem de Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitler arasında fark bulunmadı ($p > 0,05$). Ortalama değerlere bakılarak kıyaslama yapılacak olursa Optima LED grubunda en azdan çoğa doğru sızıntı değerleri şu şekildedir; Beautifil> X-trafil> Filtek> Venus> SDR. Valo LED’ de ise Beautifil> Filtek> X-tra fil= Venus= SDR şeklindedir.

Kompozitler	Oklüzal					Gingival				
	N	Mean	Standart Deviation	Min.	Max.	N	Mean	Standart Deviation	Min.	Max.
SDR	20	0,450	,7592	0	3	20	2,700	1,3018	0	4
X-tra fil	20	0,200	,5231	0	2	20	2,100	1,0208	0	4
Beautifil	20	0,100	,3078	0	1	20	1,600	1,2312	0	4
3M bulk-fill	20	0,250	,5501	0	2	20	1,300	1,3803	0	4
Venus bulk	20	0,300	,5712	0	2	20	3,300	,7327	2	4

Tablo 5: Optima-10 LED ile polimerize edilen gruplardan elde edilen istatistiksel veriler.

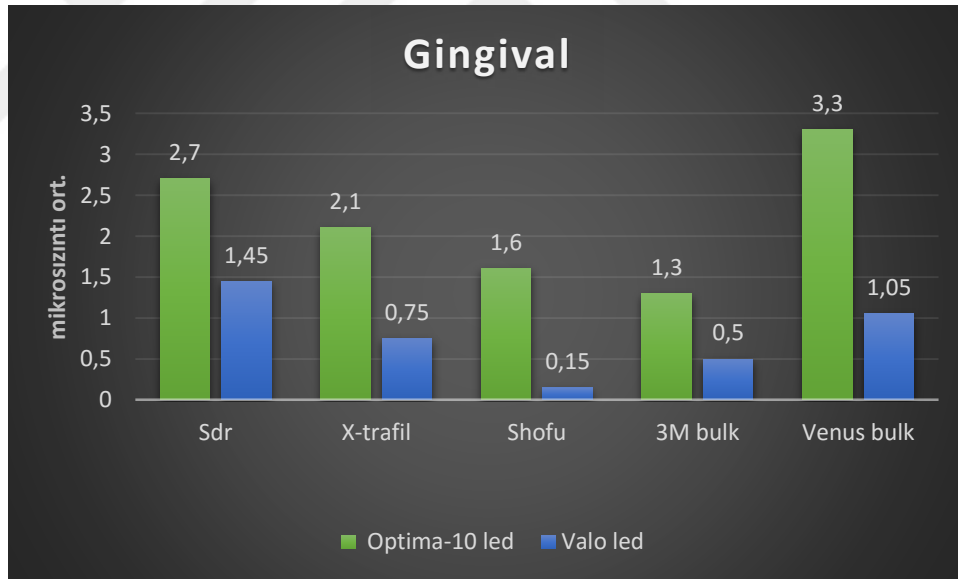
Kompozitler	Oklüzal					Gingival				
	N	Mean	Standart Deviation	Min.	Max.	N	Mean	Standart Deviation	Min.	Max.
SDR	20	0,600	,8826	0	2	20	1,450	1,3563	0	4
X-tra fil	20	0,600	,8208	0	3	20	,750	,6387	0	2
Beautifil	20	0,150	,4894	0	2	20	,150	,3663	0	1
3M bulk-fill	20	0,300	,4702	0	1	20	,500	,7609	0	2
Venus bulk	20	0,600	,9947	0	3	20	1,050	1,1910	0	3

Tablo 6: Valo LED ile polimerize edilen gruplardan elde edilen istatistiksel veriler.



Grafik 1: Gruplardan elde edilen oklüzal kenarlara ait mikrosızıntı ortalamaları.

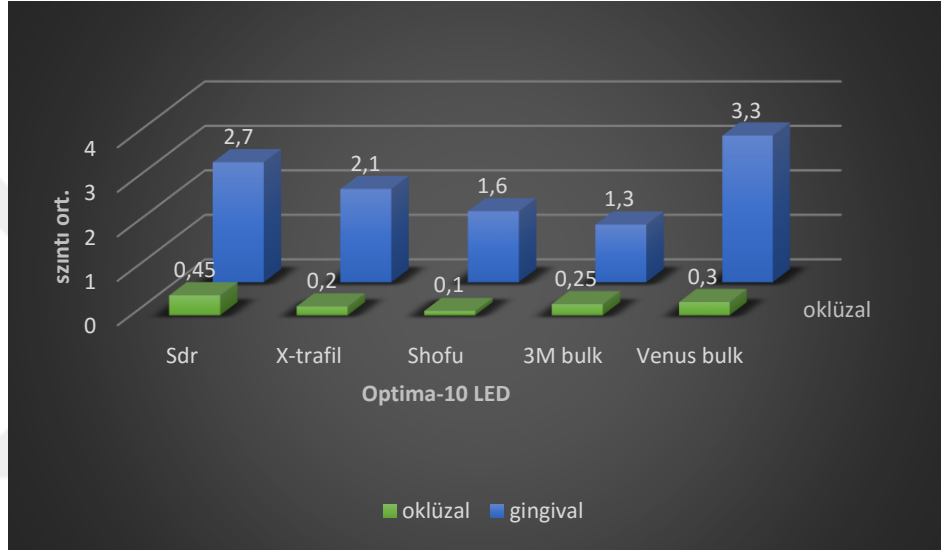
Gingival kenarlarda ise hem Optima LED hemde Valo LED ile polimerize edilen kompozit grupları arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Gingival kenarlarda Optima-10 LED ışık kaynağı ile polimerize edilen gruplarda Beautifil, X-tra fil ve Filtek bulk-fill arasında anlamlı fark yok iken SDR ve Venus ile restore edilen gruplarda anlamlı derecede daha fazla sızıntı olduğu görüldü. Yine aynı şekilde Valo LED ile polimerize edilen gruplarda Beautifil, X-tra fil ve Filtek bulk-fill kompozitleri arasında fark bulunmaz iken SDR ve Venus bulk-fill kompozitleri diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla sızıntı değerleri gösterdi. Optima LED ve Valo LED ile polimerize edilen gruplarda gingival kenarlarda en iyi sonuçlar sırasıyla Filtek ve Beautifil'dan elde edilirken en kötü sonuçlar ise Venus bulk-fill ve SDR materyallerinden elde edildi.



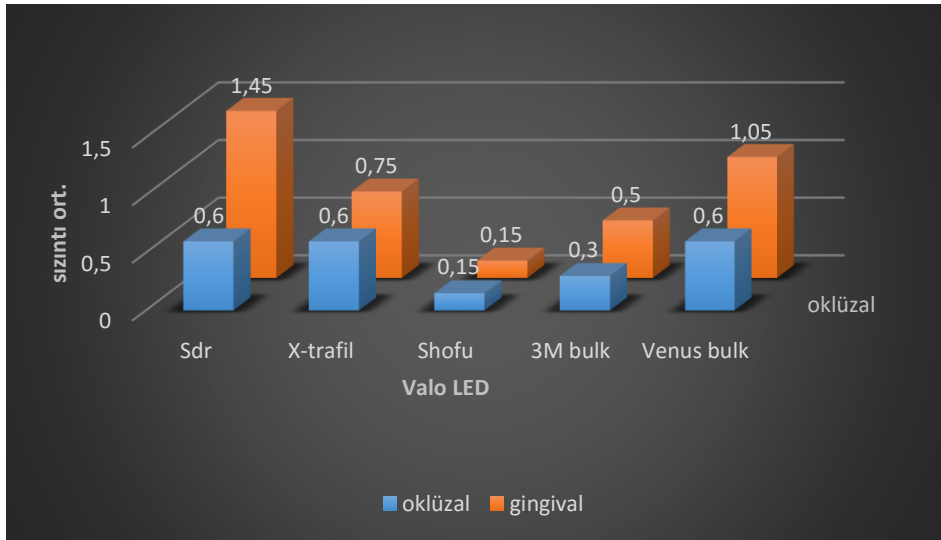
Grafik 2: Gruplardan elde edilen gingival kenarlara ait mikrosızıntı ortalamaları.

Optima LED ve Valo LED ile polimerize edilen kompozitler kendi içerisinde ikili karşılaştırıldığında oklüzal kenarlarda ışık kaynakları arasında mikrosızıntı açısından anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$). Gingival kenarlarda ise Valo LED ile polimerize edilen gruplarda optima LED ile polimerize edilen gruplara göre anlamlı derecede daha az mikrosızıntı değerleri elde edildi ($p < 0,05$). Tüm alt gruplar oklüzal ve

gingival sızıntı değerleri açısından kıyaslandığında Optima LED grubunda gingival kenarlarda oklüzal kenarlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla sızıntı olduğu görüldü ($p < 0,05$). Valo LED ile polimerize edilen gruplarda ise SDR ile restore edilen örnekler haricinde grupların oklüzal ve gingival kenarları arasında mikrosızıntı açısından fark olmadığı görüldü ($p > 0,05$).



Grafik 3: Optima LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin oklüzal ve gingival sızıntı ortalamaları.



Grafik 4: Valo LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerden elde edilen oklüzal ve gingival sızıntı ortalamaları.

TARTIŞMA

Günümüz restoratif diş hekimliğinin temel amacı, dişleri minimum düzeyde diş sert doku kaybı ile restore etmek ve bu restorasyonlar ile kişinin kaybolan fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi özelliklerini yeniden kazandırmaktır. Adeziv restorasyonların uzun ömürlülüğü ve başarısı kullanılan materyale, ışık kaynağının özelliklerine, kavite dizaynına, hekimin uygulama tekniği ve becerisine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu nedenlerden dolayı restorasyon işlemlerinde bütün bu faktörleri göz önünde tutmak gerekir (19).

Restoratif diş hekimliğinin bir diğer amacı ise tedavide kullanılan materyallerinin özelliklerini geliştirerek yapılan restorasyonların klinik ömürlerinin artmasını sağlamaktır. Adeziv diş hekimliğinde daha başarılı ve uzun ömürlü restorasyonlar yapabilmek için sürekli olarak yeni teknikler ve materyaller geliştirilmektedir. Bu materyallerin özelliklerini değerlendirmek için en etkili yöntem ise klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması ve zorluğu nedeniyle geliştirilen bu materyallerin restorasyonların başarısı üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla araştırmacılar in-vitro ortamlarda histolojik çalışmalar, bağlanma dayanım testleri veya mikrosızıntı testleri gibi laboratuvar çalışmalarını tercih etmektedirler. İn-vitro çalışmalar restoratif materyallerin gelişimine ve başlangıç değerlendirmesine katkı sağlayarak klinik değerlendirmelere yardımcı olur. Fakat yine de tam bir değerlendirme için uzun dönem klinik çalışmaların yapılması şarttır (101). Biz de yapmış olduğumuz bu çalışmada çekilmiş insan dişleri kullanarak yeni geliştirilen bulkfill rezin kompozitlerin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonunun mikrosızıntıya olan etkilerini in-vitro şartlarda değerlendirdik.

Klinik uygulamalarda servikal bölgedeki çürük lezyonlar ve erozyon, abrazyon, abfraksiyon gibi defektlerle sıklıkla karşılaşmaktadır. Bu bölgedeki restorasyonlar genellikle mine, dentin, sement gibi üç farklı yapıdaki dokuda sonlanmaktadır. Üç farklı yapıdaki bu dokulara aynı derecede bağlanabilen restorasyon materyallerinin eksikliği nedeniyle servikal bölgedeki lezyonların tedavileri esnasında güçlüklerle

karşılaşılmaktadır. Karşılaşılan bu problemler restoratif diş hekimliğinde, hekimleri en çok zorlayan durumların başında gelir (2,102).

Sınıf V restorasyonlar, diş eti dokusuna yakınlıklarının nem kontrolünü güçleştirmesi ve yoğun abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmalarından dolayı uzun dönemde yüksek başarı elde edilmesi zor vakalar olarak değerlendirilirler. Bu nedenle servikal lezyonların tedavisinde mikrosızıntıyı en aza indirecek restorasyon uygulamaları günümüz çalışmalarının en önemli amacı olmuştur (1,103).

Servikal lezyonların tedavisi esnasında görülen zorlukları en aza indirmek ve bu tip restorasyonların başarı oranlarını arttırabilmek için günümüzde değişik uygulama teknikleri ve restorasyon materyalleri kullanılmaktadır. Bu amaçla son yıllarda birçok materyal ve teknik geliştirilmiştir. Özellikle de yeni geliştirilen kompozit materyaller sınıf V kaviterin restorasyonlarında en çok kullanılan materyallerdir (2). Bu sebeple biz de çalışmamızda sınıf V kaviterlerde yeni geliştirilen beş farklı bulk fill kompozit materyalini iki farklı ışık kaynağını kullanarak polimerize ettik ve sonuç olarak hangi materyalin hangi ışık kaynağı ile kullanıldığında daha iyi sonuç verdiğini bulmaya çalıştık.

Kompozit materyaller sınıf V lezyonların tedavisinde sıklıkla kullanılan estetik restoratif materyaller olmasına rağmen bu materyallerin en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Oluşan bu büzülme marjinal uyumsuzluğa neden olmakta ve bunun sonucunda da mikrosızıntı meydana gelmektedir (4).

Mikrosızıntı bakteri ve bakteri ürünlerinin, ağız sıvılarının, iyonların kavite duvarları ile restorasyon materyali arasında oluşan boşluktan geçişi olarak tanımlanır (104). Mikrosızıntı oluşumu birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlileri, restoratif materyallerin dental dokulara zayıf bağlantısı, diş ve restorasyon materyali arasında görülen farklı ısısal genleşme katsayıları ve kompozit rezinlerde görülen polimerizasyon büzülmesidir (105).

Restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından en önemli parametrelerden biri diş ile dolgu materyali arasında oluşan mikrosızıntının önlenmesidir. Diş ile

restorasyon materyali arasında iyi bir yalıtım sağlanmaması sonucu oluşan kenar boşluğu plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine neden olacak ve bunun sonucunda da restorasyonlarda kenar renkleşmesi, postoperatif hassasiyet, sekonder çürük, diş eti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi olumsuzluklar meydana gelecektir. Diş dolgu materyali arasında tam bir adaptasyon sağlanması durumunda ise çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi önlenecek ya da geciktirilebilecektir. Bunun yanı sıra bakteri ve bakteri toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpaya doğru sızmaları engellenmiş olduğundan pulpada iltihabi reaksiyonların gelişmesi de önlenecektir (89).

Mikrosızıntı testi araştırmacılar tarafından restoratif materyallerin performanslarının ölçülmesinde en çok tercih edilen yöntemlerden biridir. Mikrosızıntıyı tespit etmek için kimyasal işaretleyiciler, nötron aktivasyon analizi, otoradyografi yöntemi, taramalı elektron mikroskobu analizleri ve boya sızıntı yöntemi gibi birçok değişik yöntemden yıllarca faydalanılmıştır. Organik boya sızıntı tekniği en eski yöntemlerden biri olup uygulaması kolay ve düşük maliyetli olduğu için diğer yöntemlere göre daha çok tercih edilmektedir. Bu yöntemle mikrosızıntının olup olmadığı gözlenerek aynı zamanda çeşitli restorasyonların başarısı belirlenebilmekte ve karşılaştırılabilmektedir. Boya sızıntı çalışmalarında floresan % 20, akridin turuncusu % 0.01, toluidin mavisi %0.25, eritrosin %2, kristal violet %0.05, gümüş nitrat %50, anilin mavisi %2, metilen mavisi %0.2-%2 ve bazik fuksin %0,5-%2 gibi değişik konsantrasyonlarda boya solüsyonları kullanılmaktadır (106).

Metilen mavisi ve bazik fuksinin molekül büyüklükleri çok küçük olduğu için sızıntı çalışmalarında en çok tercih edilen boyalardır. Konuyla ilgili Hanks ve ark. ile Ferrari ve ark. tarafından yapılan araştırmalara göre bazik fuksin ve metilen mavisi, bakteri büyüklüklerinin farklı olmasından dolayı mikrosızıntının tespitinde en gerçekçi sonuç veren ajanlar olarak rapor edilmişlerdir (107, 108).

Sızıntı tespitinde kullanılan yöntemlerden bir diğeri ise elektron mikroskobu (SEM) analiz çalışmalarıdır. Bu teknik boyama yönteminde boyalardan herhangi birisi ile sızıntının belirlenmesinin ardından, örneklerin SEM mikroskobunda çeşitli

büyükliklerde analizleri yapılarak restorasyon ile kavite duvarları arasındaki kenar uyumunun incelenmesi prensibine dayanır. SEM çalışmaları diğer sızıntı yöntemleri ile birlikte kullanılarak verilerin doğrulanmasına olanak sağlar (97). Biz de yapmış olduğumuz çalışmada kolay ve ucuz bir yöntem olduğu için %0,5'lik bazik fuksin ile boya yönteminden faydalandık. Ayrıca her gruptan rastgele birer örnek alarak restorasyon materyali ile kavite duvarları arasındaki uyumu SEM mikroskobunda analiz ederek sonuçların doğruluğunu desteklemeye çalıştık.

Ağız içerisinde restoratif materyaller sürekli olarak ısı ve pH değişimlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle mikrosızıntı çalışmalarında in-vivo şartların in-vitro ortamlarda taklit edilmesi için termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme gibi uygulamalar kullanılmaktadır. Termal siklus yöntemi en çok kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntem sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etkisini taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir (109).

Termal siklusun mikrosızıntı üzerine olan etkisi ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında ise farklı çalışmalarda farklı sonuçlar rapor edilmiştir.

Wahab ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında 500 kez termal siklus uygulamasının mikrosızıntıyı önemli derecede arttırdığını bildirmişlerdir (110). Şengün ve ark. termal siklusun kompozit restorasyonların mikrosızıntısı ve kavite duvarlarına adaptasyonu üzerine etkisini inceLEDikleri çalışmalarında, hazırladıkları örneklerle 1000, 5000 ve 10.000 kez termal siklus uygulamışlardır. Araştırmacılar 10.000 kez termal siklus uygulanan grupta mikrosızıntının anlamlı derecede daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Daha düşük sayıda uygulanan siklusların ise mikrosızıntıyı etkilemediğini belirtmişlerdir (111). Ancak Liberman ve ark. ile Mitsui ve ark. ise yapmış oldukları çalışmalarda termal siklus uygulamasının mikrosızıntıyı artırmadığını bildirmişlerdir (112,113). Yine aynı şekilde Dallı ve ark. sınıf V kompozit restorasyonlarda termal siklusun mikrosızıntıya etkisini inceLEDikleri çalışmalarında,

10.000 kez termal siklus uygulanan grup ile termal siklus uygulanmayan grup arasında mikrosızıntı açısından fark olmadığını göstermişlerdir (114).

Sonuç olarak ISO TR 11450 standardına göre (1994) 5 °C ile 55 °C derece sıcaklığındaki su banyolarında 500-630 adet siklus uygulamasının suni yaşlandırma testi için yeterli olduğu kabul edilmektedir. Belirtilen bu standartların altındaki termal siklus uygulamalarının ise yaşlanma etkisini elde etmede yetersiz olacağı bildirilmiştir (114).

Kompozit restorasyonlar yapıldıktan hemen sonra termal siklus uygulanmasının daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu bilinmektedir. Bu bulgu kompozit resin materyalin özelliğine bağlıdır. Bu sebeple kompozit restorasyon tamamlandıktan en az 24 saat sonra termal siklus işlemi uygulamak gerektiği bilinmektedir (96). Bu sebeple biz de yapmış olduğumuz çalışmada örnekleri hazırladıktan 24 saat sonra ISO standartlarını da göz önünde bulundurarak dişlere 5 °C ile 55 °C derecedeki su banyolarında 30 sn bekleme süresi ile 1500 kez termal siklus işlemi uyguladık.

Son yıllarda kompozitlerle birlikte kullanılan adeziv sistemlerin gelişen özellikleri sayesinde diş ile restorasyon arasındaki bağlantı güçlenmekte ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır (115). Total-etch adeziv uygulamalarında dentinin aşırı pürüzlendirilmesinin bağlantıyı zayıflatması ve asit uygulamasından sonra dentinin aşırı kurutulmasıyla kollajen fibrillerin büzülmesi gibi nedenlerden dolayı uygulama esnasında daha çok teknik hassasiyet gerektiği bilinmektedir. Self-etch adeziv sistemler de ise ayrı bir basamak olarak asitleme ve yıkama işlemi olmadığından dolayı uygulama esnasında daha az teknik hassasiyete gereksinim vardır (116).

Borges ve ark. sınıf V restorasyonlarda self-etch ve total-etch sistemlerinin mikrosızıntılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında self-etch adezivlerin daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (117). Arias ve ark. yapmış oldukları bir in-vitro çalışmada sınıf II kavitelerde üç farklı adeziv sistemi karşılaştırmışlar ve self etch adezivlerin mikrosızıntı açısından en iyi sonuçları verdiğini bildirmişlerdir (118). Yine benzer bir çalışmada sınıf II restorasyonlarda self etch adezivlerin başarılı bir şekilde geleneksel üç basamaklı total etch sistemlere alternatif olacağı rapor edilmiştir (119). Biz de bu

çalışmaların sonuçları ışığında ve daha az teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle yapmış olduğumuz restorasyonlarda 6. kuşak self etch adeziv sistemlerini kullandık.

Mikrosızıntı oluşumuna neden olan en önemli etkenlerden biri tüm adeziv sistemlerde monomerlerin polimerlere dönüşümü esnasında görülen % 1,5-3 oranında değişen polimerizasyon büzülmesidir (120). Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler ise kavite geometrisi, uygulama tekniği ve restoratif materyalin özellikleridir (68). Konfigürasyon faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin bağlanmayan serbest yüzeylere olan oranı olarak tanımlanmaktadır. Eğer bu oran belirli bir limiti aşarsa materyalin prejelasyon safhasındaki akıcılığı engellenir ve büzülme stresleri artar. Konfigürasyon faktörü 1'in altında ise büzülme stresleri azalır 3'ün üzerinde ise büzülme stresleri artış gösterir (121). Kavite boyutları polimerizasyon büzülmesine etki eden bir diğer faktördür. Kavite boyutları ne kadar küçük ise bir başka deyişle kullanılan kompozit rezinin hacmi ne kadar az ise büzülme miktarı da o kadar az olur. Restorasyonun boyutu özellikle kompozitin tek kütle halinde kullanıldığı durumlarda daha da önemli hale gelmektedir (68)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında organik matrikste bulunan monomerler, polimer haline geçerken birbirlerine yaklaştıkları için büzülme meydana gelir. İnorganik fazda ise herhangi bir değişim görülmez. Bu nedenle kompozit rezinin içeriğindeki inorganik doldurucu partikül miktarı arttırıldığında organik matriks içeriği azalacağından polimerizasyon esnasında oluşan büzülme miktarı da azalacaktır (122,123).

Doldurucu miktarının arttırılması, daha küçük boyutta partiküllerin yapıya katılmasıyla mümkün olmaktadır. Kompozit rezinlerin yapısına katılan nanofil silika partikülleri, hibrit ve mikروفil kompozitlerde polimerizasyon büzülmesini önemli derecede azaltmıştır. Son yıllarda geliştirilen nanofil kompozitler diğer tip kompozitlerden daha fazla doldurucu içeriğine sahip olduğundan hibrit yapıdaki kompozitlere oranla daha düşük polimerizasyon büzülmesi sergilerler (124). Kompozit yapısındaki organik matriks oranını azaltmak amacıyla son yıllarda kullanılmaya

başlanan bir diğer yöntem ise restorasyon içerisine blok halinde quartz insertlerin yerleştirilmesidir. Bu insertler restorasyonun hacimce büyük bir bölümünü kaplayarak organik matriks oranını düşürürler ve dolayısıyla polimerizasyon büzülmesini de azaltmış olurlar (125).

Kompozit rezin yapısındaki organik matriks belli oranda doldurucu ile bağlanabildiğinden doldurucu miktarının arttırılması belirli sınırlar dahilinde yapılabilmektedir. Bu nedenle polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik yapılan bir diğer uygulama da organik matriksin modifiye edilmesidir (126). Uzun yıllardır kompozit rezinlerin organik matriks yapısı Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinden oluşmaktadır. Bu monomerlerin hacimsel büzülme değerleri sırasıyla % 5.2 ve % 12.5 olup yapıya inorganik doldurucuların eklenmesiyle bu oranlar % 2 ve % 6' ya kadar düşmektedir. Ancak bu değerlerin klinik başarı açısından yeterli bulunmaması birçok yeni monomerin geliştirilmesine neden olmuştur (125). Bu amaçla üretilen ormoser ve siloran esaslı kompozitler organik matriks yapısının modifiye edilmesiyle elde edilmiş kompozitlerdir (126).

Schneider ve ark. siloran, ormoser ve Bis-GMA esaslı kompozitleri karşılaştırdıkları çalışmalarında su absorpsiyonu ve suda çözünme miktarı ile yüzey özelliklerinde en az değişimi siloran esaslı kompozit materyalinden elde ettiklerini bildirmişlerdir (127). Benzer olarak Mahmoud ve ark. siloran, ormoser ve metakrilat esaslı üç farklı kompozit materyalin marjinal adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında en iyi kenar uyumunun siloran esaslı kompozit materyalinden elde ettiklerini belirtmişlerdir (128).

Polimerizasyon büzülmesini azaltan bir diğer yöntem de rezinin kaviteye küçük parçalar halinde uygulanmasıdır. Bu yöntemde kompozit kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilir ve her parça diğerlerinden bağımsız olarak polimerize edilir. Böylece her parçanın gösterdiği polimerizasyon büzülmesi bir sonraki tabaka ile kompanse edilerek büzülme azaltılmaya çalışılır (125). Ancak kompozit rezinlerin formülasyonuna bağlı olarak her tabakaya 20 ile 40 sn arasında ışık verilmesi gerekir. Bu da hastanın

tedavi süresini oldukça arttırmaktadır. Bunun yanı sıra tabakaların arasında hava boşluğu kalması veya nemle kontamine olma riski de önemli bir sorun oluşturmaktadır (7).

Geleneksel kompozitlerin kaviteye uygulanmasında kullanılan bir diğer yöntem ise kompozitin kütle halinde yerleştirilmesidir. Fakat bu yöntem çok tercih edilmemektedir. Bunun sebebi ise 2 mm den fazla kalınlıklarda kompozitin alt yüzeyinin polimerizasyonunun tam olarak sağlanamamasıdır. Yetersiz polimerizasyon da artık monomer miktarının artmasına, bağlanmada problemlere, mikrosızıntıya ve fraktüre neden olur (129,130).

Her iki uygulama seçeneğinin olumsuzluklarını elimine etmek amacıyla araştırmacılar yakın zamanda geleneksel kompozitlere alternatif olarak yeni bir kompozit materyal olan bulk-fill rezinleri üretmişlerdir (8). Bu kompozitlerin ışık geçirgenliği arttırılarak 4 mm' den daha fazla derinlikte materyalin polimerize edilebildiği iddia edilmektedir (131).

Yeni geliştirilen bulk-fill rezin kompozitlerin marjinal bütünlük, düşük polimerizasyon stresi ve konversiyon derecesinde herhangi bir negatif etki oluşmadan 4 mm' ye kadar tek seferde uygulanabileceği üreticiler tarafından iddia edilmektedir. Hatta üreticiler bulk fill rezinlerin akışkan kompozit ve geleneksel rezin kompozitlerden daha düşük derecede polimerizasyon stresleri sergilediklerini belirtmişlerdir. Bu durumun polimerizasyon streslerine bağlı olarak gelişen, mikrosızıntı, sekonder çürük, post-operatif hassasiyet ve pulpal irritasyonlar gibi olumsuzlukları en aza indirgeyeceği belirtilmektedir (132).

İlk üretilen bulk-fill rezin kompozit olan SDR'nin (Smart Dentin Replacement), yapısında fotoaktif bir grup olan modifiye uretan dimetakrilat bulunur. Bu yapı polimerizasyon için gerekli ışık şiddetinin kompozitin daha derin tabakalarına ulaşmasına olanak vererek restorasyonun 3-4 mm kalınlığında bulk tekniği ile yerleştirilmesine imkan tanımaktadır (133).

Jang ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında 4 mm derinlikte SDR örneklerinde % 80' nin üzerinde bir sertlik oranı gösterdiğini belirtirken, metakrilat bazlı kompozitlerin ise yeterli polimerizasyon derinliğini göstermediğini bildirmişlerdir (134). Yine Flury ve ark. da yapmış oldukları araştırma sonucunda “bulk-fill” kompozitlerin geleneksel kompozitlerden daha fazla polimerizasyon derinliğine sahip olduğunu rapor etmişlerdir (7).

Koyutürk ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında total etch ve self-etch adeziv sistemlerle birlikte SDR ve posterior bir kompoziti mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında SDR ile yapılan restorasyonlardan sızıntı açısından başarılı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir (135). Scotti ve ark. nanohibrit kompozit, geleneksel akışkan ve bulk-fill bir kompoziti mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında minede birbirine benzer sonuçlar elde etmelerine rağmen dentinde bulk-fill kompozitin diğer materyallerden daha az sızıntı oluştuğunu bildirmişlerdir (136).

Polimerizasyon streslerinin düşük olması nedeniyle bulk fill restorasyonlarda rezin-diş ara yüzündeki bağlantının olumsuz etkilenmesinin engelleneceği için mikrosızıntının daha az olması beklenir. Bu konuyla ilgili El-Damanhoury ve Platt yapmış oldukları çalışmalarında beş farklı bulk fill kompozit ile geleneksel bir kompoziti polimerizasyon stresleri açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda bulk fill kompozitlerin geleneksel kompozitlerden anlamlı derecede daha düşük polimerizasyon stresleri oluşturduğu görülmüştür (137). Moorthy ve ark. bir başka çalışmada geleneksel kompozitlerle bulk-fill kompozit rezinlerin mikrosızıntılarını ve tüberkül sapmalarını kıyaslamışlardır. Bu çalışma sonuçlarına göre bulk-fill kompozitlerde tüberkül sapması belirgin derecede daha az bulunmuştur. Mikrosızıntı açısından ise materyaller arasında fark olmadığı belirtilmiştir (48). Yapılan çalışmalarda genellikle bulk-fill kompozitler ile geleneksel kompozitler kıyaslanmıştır. Bizim yapmış olduğumuz çalışmada ise piyasada bulunan 5 farklı bulk fill kompozit materyalini iki farklı LED ışık kaynağı ile polimerize ederek materyallerin mikrosızıntı açısından etkinliklerini kıyasladık. Çalışmamız sonucunda oklüzal kenarlarda kompozitler

arasında mikrosızıntı açısından anlamlı fark bulamadık. Ancak gingival kenarlarda Beautifil, Filtek ve X-tra fil materyallerinden SDR ve Venus bulk-fill materyallerine oranla anlamlı derecede daha az sızıntı değerleri elde ettik.

Kompozit rezin restorasyonların başarısını etkileyen bir diğer önemli faktör ise kompozitin polimerizasyon derecesidir. Işıkla sertleşen kompozitlerde polimerizasyon derecesi ışık şiddetine ve uygulama süresine bağlıdır. Ancak polimerizasyon derecesinin artmasıyla birlikte polimerizasyon büzülmesinin de artması kompozit rezinlerin halen önemli sorunlarından (138). Işıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyonunda quartz tungsten halojen, LED, Plazma ark ve argon lazer gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır (49).

LED ışık kaynakları halojen ışık kaynaklarının sahip olduğu bazı dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla üretilmiş yeni ışık kaynaklarıdır. LED ışık cihazlarının enerji spektrumunun dar olması nedeniyle halojen ışık kaynakları gibi filtre edilmelerine gereksinim yoktur. Ayrıca bu ışık kaynakları klinik kullanım ömürlerinin uzun olması, polimerizasyon esnasında dişlerde ısı oluşturmamaları, polimerizasyon sürelerinin kısa olması, hafif, kablolu ve ergonomik olmaları gibi avantajlara sahiptirler (139).

İlk üretilen 1. nesil LED ışık kaynaklarının ışık şiddetleri 400 mW/cm^2 ile sınırlıdır. Böylece 2mm kalınlığındaki bir kompozitin polimerizasyonu için 40 sn süre uygulanması gerekmektedir. Bunun yanı sıra bu cihazlar geleneksel halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldıklarında çok iyi performans sağlamadıkları bilinmektedir. Bu nedenlerden dolayı günümüzde 1. nesil LED'ler yerini daha yüksek ışık şiddetine sahip 2. nesil LED'lere bırakmıştır. Yeni geliştirilen 2. nesil LED'ler yüksek yoğunlukta görünür mavi ışık üretebilen cihazlardır. Yeni nesil LED'lerin dalga boyu spektrumu daha geniş olduğundan (390-490 nm) tüm kompozit rezinlerin polimerizasyonunda etkilidirler. Ayrıca daha yüksek ışık şiddetine sahip olduklarından uygulama süreleri 1. nesil LED'lerden daha kısadır (49).

Bu güne kadar halojen ışık kaynakları ile LED' ışık kaynaklarının etkinliklerinin karşılaştırılması amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Mills ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada LED ışık kaynaklarının üç farklı tip kompozit materyalinde oluşturdukları polimerizasyon derinliğinin halojenlerden daha fazla olduğu görülmüştür. Ayrıca LED ışık kaynakları aynı güce sahip halojen ışık kaynakları ile kıyaslandığında % 50 ye varan daha kısa sürede polimerizasyon sağladığı belirtilmiştir (140). Oberholzer ve ark. LED ışık kaynağı ile yapılan restorasyonların geleneksel halojenlere oranla daha az sızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir (141).

Rezin kompozitlerde polimerizasyon etkinliğini arttırmak ve hekimin daha hızlı çalışma isteğini karşılamak üzere, üreticiler daha yüksek ışık yoğunluğuna sahip cihazlar geliştirmeyi sürdürmektedirler. Ancak bu ışık kaynaklarının kullanımında bazı endişeler vardır. Bu cihazlarla polimerizasyon çok hızlı bir şekilde gerçekleştirileceğinden kompozit diş yüzeyine akamaz. Bu yüzden polimerizasyon büzülmesi artar ve büzülme stresleri diş ile restorasyon ara yüzeyine iletilir (49). Bu amaçla üretilen plazma Ark (PAC) kaynaklarında ışık, çok yüksek enerji ile ($\geq 1500 \text{ mW/cm}^2$) 3 sn gibi kısa sürede etkin polimerizasyon sağlayabilmektedir (142). Ancak, bu hızlı polimerizasyonun kısa polimer zincir formasyonuna ve intrapulpal ısı artışına yol açması bu kaynakların en önemli dezavantajı olarak düşünülmektedir (143).

Stritikus ve ark. geleneksel ışık kaynaklarının kompozit restorasyonların polimerizasyonunda Plazma Ark ışık kaynaklarından daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (144). Park ve ark. yapmış oldukları çalışmaları sonucunda PAC ünitesinin kompozit rezinlerin optimal polimerizasyonu için yetersiz olduğunu bildirmişlerdir (145). Yine yapılan bazı araştırmalarda da bu tip yüksek ışık şiddetine sahip uygulamaların polimerizasyon büzülmesini ve kenar boşluklarını arttırdığını göstermektedir (146-148).

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz OPTİMA-10 (B.A. International, Northampton, İNGİLTERE), 420-480 nm dalga boyu aralığında 1200 mW/cm^2 ışık şiddetine sahip 2. nesil bir LED ışık kaynağıdır. Çalışmamızda kullandığımız bir diğer ışık kaynağı ise yeni geliştirilen 3. nesil yüksek ışık şiddetine sahip Valo (Valo cordless,

Ultradent Product Inc., ABD) LED' dir. 395-480 nm arısında değişen dalga boyunda mavi ışık üreten Valo LED standart (1000 mW/cm^2), ekstra güçlü (1400 mW/cm^2) ve plazma emülsiyon (3200 mW/cm^2) olmak üzere üç farklı şiddette ışık üretme moduna sahiptir.

Diğer bir çalışmada Öz C. yapmış olduğu çalışmasında halojen, 2. nesil ve 3. nesil (Valo LED) LED gibi üç farklı ışık cihazını farklı modlarda kullanarak bulk-fill bir kompozitin polimerizasyon büzülmesi, mikrosertlik ve polimerizasyon esnasında açığa çıkan ısı özelliklerini değerlendirmiştir. Bu çalışma sonucunda polimerizasyon büzülmesi en az 2. Nesil LED ile gerçekleşirken en fazla büzülme ise 3. nesil ışık kaynağından elde edilmiştir (149). Bizim çalışmamızda ise ışık kaynakları birbirleri ile karşılaştırıldığında tüm kompozitlerde oklüzal kenarda sızıntı açısından fark bulunmazken gingival kenarlarda ise Valo LED ile polimerize edilen gruplarda anlamlı derecede daha az sızıntı değerleri elde edildi. Biz bu farklılığın sebebini bağlanmanın birçok faktörlere bağlı olmasına ve ışık kaynaklarının farklı modlarda kullanılmasına bağlamaktayız.

SONUÇLAR

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar şu şekildedir.

SDR, X-tra fil, Beautifil, Filtek bulk-fill ve Venus bulk fill kompozitleri mikrosızıntı açısından değerlendirildiğinde oklüzal kenarlarda hem optima LED hem de valo LED ile polimerize edilen kompozitler arasında istatistiksel açıdan fark bulunmadı.

- ❖ Gingival kenarlarda ise hem optima LED hem de valo LED ile polimerize edilen kompozitler arasında sızıntı açısından istatistiksel olarak fark vardır.
- ❖ Her iki ışık kaynağı grubunda da Beautifil, Filtek ve X-tra fil kompozitleri arasında gingival kenarlarda mikrosızıntı açısından fark yok iken SDR ve Venus bulk-fill materyalleri diğerlerinden anlamlı derecede daha fazla sızıntı göstermişlerdir.
- ❖ 2. nesil ve 3. nesil ışık kaynakları birbiri ile kıyaslandığında ise tüm kompozit gruplarında oklüzal kenarlarda fark bulunmazken ($p > 0,05$), gingival kenarlarda tüm kompozitlerde Valo LED ile anlamlı derecede daha az sızıntı değerleri elde edilmiştir.
- ❖ Her alt grupta örnekler oklüzal ve gingival sızıntı değerleri açısından karşılaştırıldığında optima LED ile polimerize edilen tüm kompozitlerde gingival sızıntı değerleri oklüzal sızıntı değerlerinden anlamlı derecede daha yüksek çıktı.
- ❖ Valo LED ile polimerize edilen gruplarda ise SDR grubu haricindeki tüm kompozitlerde gingival ve oklüzal sızıntı değerleri arasında fark bulunmadı.
- ❖ Elde etmiş olduğumuz bu verilerin sonucunda sınıf V restorasyonlarda Beautifil, Filtek bulk-fill ve X-tra fil kompozitleri ile SDR ve Venus bulk fill kompozitlerine oranla daha iyi sonuçlar elde edileceği kanaatindeyiz.
- ❖ Yine 3. nesil yüksek ışık şiddetine sahip olan Valo LED' in bulk-fill rezinlerin polimerizasyonunda kullanılabileceği söylenebilir.

Ancak bu in-vitro çalışmadan elde etmiş olduğumuz verilerin doğruluğunun kanıtlanması için daha birçok çalışma ve uzun dönem klinik takiplerin yapılması gerektiği kanaatindeyiz.



KAYNAKLAR

1. Ermiş B. 5. Sınıf restorasyonların retansiyonunu etkileyen faktörler. GÜ Diş Hek Fak Derg 2003; 20: 53-59.
2. Schwartz RS, Summit JB, Robbins JW. class 5 restorations. Fundamentals of operative dentistry. A contemporary Approach. Quintessence Publishing Co. Illionis 1996; 309-320.
3. Nalçacı A. Self-etch tek şişe bonding sistemlerin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. AÜ Diş Hek Fak Derg 2005;32: 85-90.
4. 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 Rehab 2001;28: 586–591.
5. Tuncer D, Çelik Ç, Çehreli SB, Arhun N. Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporary adhesives in class II resin restorations. J Adhesion Science and Technology. 2014; 28: 1288-1297.
6. Oba A, Aras Ş. Fuji II ve F2000’in mikrosızıntı özelliklerinin süt dışında in vitro koşullarda karşılaştırılması GÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2003; 20(3): 23-28.
7. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of rezin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? Dent mater.2012; 28(5): 521-528.
8. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. Oper Dent. 2013; 38(6): 618-625.
9. Vasquez D. A new generation bulk-fill composite for direct posterior restorations,İnside Dentristry. 2012;5: 5.
10. Cengiz T., Endodonti, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1983, 5, S:188-194 .

11. Arıkan S. Posterior Kompozitler, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005; 8(1): 63-70.
12. Jackson R.D, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. JADA. 2000; 131: 375-383.
13. Altun C, Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi 2005; 47 (1): 77-82.
14. Leinfelder K. New developments in resin restorative systems. JADA 1997; 128: 573-581.
15. Dayangaç, B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, 2. baskı İstanbul- 2011 Quintessence yayıncılık Ltd. Şti. 1-24.
16. Robberson T.M, Heymann H.O. Swift E.J. Art and Science of Operative Dentistry, 2011, 196-215, 497-526.
17. Önal B., Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları, Bornova- İzmir, 2004, 4-9, 66-98.
18. Heymann HO et al. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study, J Am Dent Assoc. 1991; 124: 41-47.
19. Gökçe K, Özel E, Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2005; 15(3): 52-60.
20. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. In: Phillips' Science Of Dental Materials 11th Ed. Ed: Anusavice K.J, St. Louis: W.B. Saunders 2003; p: 399-437.
21. MC Cabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub 2000; p: 87-178.
22. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co 2002; 231-257.

23. Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984; 156: 209-215.
24. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. The art and science of operative dentistry. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc. 1995; p: 252-263.
25. Manhart, J.,Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y. ,Hickel, R.: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 2000; 16: 33-40.
26. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15: 128–137.
27. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ. A characterization of first-generation flowable composites. *JADA* 1998; 129: 567-577.
28. Ölmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent* 2004; 29: 713-719.
29. Unterbring, G.L.Lienberg, W.H.:Flowable Resin composites"Filled adhesives":
Literatüre Review and Clinical Recommendations. *Quint. Int.* 1999;30(4): 249-256.
30. Loguercio AD, Reis A, Rodrigues F, Busato ALS. One year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Oper Dent* 2001; 26: 427-434.
31. 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.
32. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am* 2001; 45: 7-27.
33. Tung FF, Estafan D, Scherer W. Microleakage of a condensable resin composite: an in vitro investigation. *Quint Int* 2000; 31: 430-434.

34. Paraizo MA, Mendes LC, Gomes AS, Miranda MS, Amaral ACF. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. *Materials Research* 2004; 7(4): 639-642.
35. Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The use ofOrmocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005; 75(1): 106-108.
36. 3M ESPE Filtek Silorane LS. Technical product profile. St Paul: 3M ESPE, 2007;1-37
37. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 68-74.
38. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J* 2006; 25(3): 445-54.
39. Eick J, Kotha S, Chappelow C, Kilway K, Giese G, Glaros A, Pinzino C. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer: *Dent Mater* 2007; 23(8), Pages 1011-17.
40. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater* 2011;27(12):1221-1228.
41. Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent* 2012;14(5):485-92.
42. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk-fill composites. *Clin Oral Investig* 2013;17(1): 227-35.
43. Jin XPS, Hammesfahr PD. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *Journal of dental research*. 2009; 88: 1651.

44. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent.* 2007; 35(6): 482-489.
45. El- Helali R, Dowling AH, McGinley EL, Duncan HF, Fleming GJ. Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic Access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *J Dent.* 2013; 41(3): 216-222.
46. David A. Lazarchik, Dmd, Barry D. Hammond, Dmd, Christy L. Sikes, Stephen W. Looney, Phd, And Frederick A. Rueggeberg, Dds, Ms, Hardness Comparison of Bulk-Filled/Transtooth and Incremental-Filled/Occlusally Irradiated Composite Resins, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98, 129-140.
47. S. El- Safty, N. Silikas, D.C. Watts. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 2012, 28, 928-935.
48. Moorthy A., Hogg C.H., Dowling A.H., et al., Cuspal Deflection and Microleakage in Premolar Teeth Restored with Bulk-Fill Flowable Resin-Based Composite Base Materials, *J Dent.* 2012; 40: 500-505.
49. Bektaş ÖÖ, Siso HŞ, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2006; 27: 117-124.
50. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; 22: 359-365.
51. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997; 76: 1508-1516.
52. Özel E, Soyman M. LED IŞIK KAYNAKLARI. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2004; 14(1) 13-17.

53. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004; 25: 4465-4477.
54. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999; 25: 4-15.
55. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a lightcured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 277-279.
56. Küçükeşmen Ç. Farklı Işık Kaynakları Ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006; 9(2): 127-137.
57. Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT. Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 71-80.
58. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005; 21: 1150-1157.
59. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int* 2004; 35: 790-794.
60. Alvarez-Garyosso C, Barcelo-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Saez-Espinola G, Canseco-Martinez MA. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dent Mater* 2004; 20: 228-35.
61. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent* 2006; 31: 3-10.
62. Leinfelder KF. Ask the expert. What intensity is best in light curing? *J Am Dent Assoc* 1999; 130: 534.
63. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995; 126: 1280-1286.

64. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; 103: 322-326.
65. Strydom C. Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *SADJ* 2005; 60: 252-253.
66. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 44-49.
67. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 636-638.
68. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *CÜ Dişhek Fak Derg* 2002; 5: 52- 56.
69. Aguiar FH, Barros GK, dos Santos AJ, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: An in vitro study. *Oper Dent* 2005; 30: 602-607.
70. Nalcaci A, Salbas M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent* 2005; 7: 309-14.
71. 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.
72. Çekiç I, Ergün G. Diş Hekimliğinde Kullanılan Görünür Işık Kaynakları. *GÜ Diş Hek. Fak. Derg.* 2007; 24 (2) : 131-136.
73. Oberholzer TG, Du Preez, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resinbased composite restoration. *Biomater* 2005; 26: 3981-3986.

74. Hubbezoğlu İ, Doğan A, Doğan M, Demir H. Kompozit Rezin Materyallerin Farklı Işık Kaynaklarıyla Polimerizasyonu Sırasında Oluşan Isısal Değişikliklerin İncelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008; 11(1): 16-22.
75. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second generation LED curing light. J Can Dent Assoc 2003; 69: 666-666.
76. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 1999; 186: 388-391.
77. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. Compend Contin Educ Dent Suppl. 1999; 25: 4-15.
78. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. J Dent 2004; 32: 479-488.
79. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. J Adhes Dent 2002; 4: 41-47.
80. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 2000; 16: 330-336.
81. Munksgaard EC, Peutzfeld A, Asmussen E. Elution of TEG-DMA and Bis-GMA from resin and resin composite cured with halogen or plasma light. Eur J Oral Sci 2000; 108: 341-345.
82. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. J Clin Laser Med Surg 2003; 21: 7-17.
83. Lalani N, Folay TF, Voth R, Banting D, Mamandias A. Polymerization with the argon laser; curing time and shear bond strength. Angle Orthod 2000; 70: 28-33.

84. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16: 41- 7.
85. 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* 2000; 24: 221-227.
86. Jensen ME, Chan DJN: Polymerisation shrinkage and microleakage: International symposium on posterior composite resin dental restorative materials G. Vanharla, DC Smith, Peter Szulc, Publishing co. Netherlands, : 1995; 62-243.
87. R. Frankerberger, N. Kramer, A.: Petschelt 'Long term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation' *Operative Dentistry* 2000; 25,11-19
88. Jordan, R.E.: *Esthetic composite bonding techniques & materials* Mosby-Year book Inc. Missouri, USA 2003;174-205.
89. Erdemir U, Yaman CB. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011; 45: 25-35.
90. Setcos JC, Staninec M, Wilson NH. Bonding of amalgam restorations: existing knowLEDge and future prospects. *Oper Dent*, 2000; 25: 121-129.
91. Muniz M, Quioca J, Dolci GS, Reis A, Loguercio AD. Bonded amalgam restorations: microleakage and tensile bond strength evaluation. *Oper Dent*, 2005; 30: 228-233.
92. Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC J Dent Child*, 2001; 68: 161-167.
93. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 2001; 26: 260-266.

94. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent, 1992; 20: 3-10.
95. Déjou J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. Dent Mater, 1996; 12: 342-349.
96. Karadağ S. Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak.2005; 15: 80-87.
97. Ayyıldız S, Uyar A.H, Yüzügüllü B. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve İnceleme Yöntemleri. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 2009;19: 219-226.
98. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterail penetration of restored cavities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 34(7): 547-553.
99. Haikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. J Endod 2000; 26(3): 148-52.
100. Demirci M, Özer F, Küşdemir M, Sancaklı HŞ, Karakaya Ş. Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V. sınıf kavitelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. SÜ Dişhek Fak Derg. 2007;16: 29-38.
101. Cebe Ata M. Farklı Kavite Preparasyonları Ve Dezenfeksiyon Yöntemlerinin Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanma Dayanımına Ve Mikrosızıntısına Etkisinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
102. Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. J Dent 1991; 19: 24-32.
103. Uzer E, Türkün LŞ. Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının karşılaştırılması. AÜ Diş Hek.Fak. Derg 2005;32: 181-190.

104. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 575-585.
105. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997; 22: 173-185.
106. Karaaslan SE, Altıntaş S, Cebe A, Usumez A. Işıklı Aktive Edilen Dezenfeksiyon İşlemi Uygulanmış Kompozit Restorasyonlarda Mikrosızıntının Değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010; 34(1-2): 2-9.
107. Hanks GT, Wataha JC, Parsel RR. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *J Oral Rehabil*, 1994;2: 475-487
108. Ferrari M, Garcia-Godoy F. Sealing ability of new generation adhesive restorative materials placed on vital teeth. *Am J Dent* 2002;15: 117-128.
109. Akın EG, Siso HŞ, Akın H. Termal Siklus Ve Suda Bekletmenin Kendinden Asitli Adezivlerin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımları Üzerine Etkileri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2012; 2(22): 125-131.
110. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The Effect of Thermocycling on Microleakage of Several Commercially Available Composite Class V Restoration İn-vitro. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 168-174.
111. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;22: 163-168.
112. Liberman R, Ben-Arnar A, Frayberg E, Abramovitz I, Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRIVI and calcium sulfate-based temporary fillings. *J Endod* 2001; 27: 724-729.
113. Mitsui FH, Bedran-de-Castro AK, Ritter AV, Cardoso PE, PimentavLA. Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dent İn adhesive systemsin dentin. *J Adhes Dent* 2003;5:209-216.

114. Dalı M, Ercan E, İnce B, Çolak H, Bahşi E, Şahbaz C, Bağlar S. Termal Siklusun Mikrosızıntıya Etkisinin Sınıf V Kavitelerde Kompozit Restorasyonlarda İn Vitro İncelenmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 2010; 2: 105-113.
115. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, ToLEDano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strength of total-etch and selfetching adhesives to caries-affected dentine. J Dent 2003;31;469–477.
116. Pashley DH, Carvolho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. J Dent 1997; 25: 355–372.
117. Borges MA, Matos IC, Dias KR. Influence of two self-etching primer systems on enamel adhesion. Braz Dent J 2007;18: 113-118.
118. Arias VG, Campos IT, Pimenta LAF. Microleakage study of three adhesive systems. Braz Dent J 2004;15: 194-198.
119. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 1999;24: 172-180.
120. Jendrychovvski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative class II restorations. ASDC J Dent Child, 2001;161 -167.
121. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. The effect of photopolymerization method on the quality of composite resin samples. J Oral Rehabil, 1988; 25: 436-442.
122. Aw T.C., Nicholls J.I. Polymerization shrinkage of densely filled resin composites. Oper. Dent. 2001; 26: 498-504.
123. Condon JR., Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J. Am. Dent. Assoc. 2000; 131: 497-503.
124. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1-The evolution of contemporary composite materials. Pract. Proced. Aesthet. Dent. 2004; 16: 417-422.

125. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2011; 5(2): 895-902.
126. Pehlivan N, Karacaer Ö. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi Acta Odontol Turc 2014; 31 (3): 160-166.
127. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resinbased dental composites. J Oral Sci 2011;53: 413-419.
128. Mahmoud SH, Al-Wakeel Eel S. Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. Quintessence Int. 2011;42(10):13-19.
129. Wiecekowsky G. Jr, Joynt RB, Klockowsky R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. J Prosthet Dent. 1988; 60(3): 283-287.
130. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent. 2000; 25(2): 113-120.
131. Ching K. Deep and fast: Kerr's SonicFill bulk fill composite. HDA Now. 2012; 24-25.
132. Czacch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Invest 2013; 17: 227-235.
133. Karataş Ö, Yapar İM, İlday ÖN, Bayındır ZY. Bulk-fill” ve Akışkan Kompozitlerin Polimerizasyon Derinliklerinin Karşılaştırılması. Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2015; 21(3): 216-220.
134. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resincomposites and highly filled flowable resin. Oper Dent 2015;40(2):172-80.

- 135.Koyuturk AE, Tokay U, Sari ME, Ozmen B, Cortcu M, Acar H, Ulker M. Influence of the bulk fill restorative technique on microleakage and microtensile of class II restorations pediatric dental journal. 2014; 24: 148-152.
136. Scotti N, Comba A, Gambino A, Paolino SD, Alovisi M, Pasqualini D, Berutti E. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. European Journal of Dentistry. 2014; 8(1): 1-8.
- 137.El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. Oper Dent. 2014; 39(4):374-382.
148. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F.,Curtis, C.F.: Effect of light intensty and exposure duration on cure of resin composite. Oper. Dent. 1994; 19: 26-32.
- 139.Baglar S, Dalli M, Colak H, Ercan E, Hamidi MM. İki Farklı Restoratif Materyalin Sınıf V Kavitelerdeki Mikrosızıntıya Etkisi. Cumhuriyet Dental Journal. 2010; 13(1): 9-14.
140. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 1999; 186: 388-391.
141. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four lightcured dental restorative materials. Biomaterials 2003; 24: 3593-3598.
- 142.Lovell LG, Newman SM, Donaldson MM, Bowman CN. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. Dent Mater 2003; 19: 458-465.
143. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. Dent Mater 2003; 19: 517-22.
144. 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 2000; 24: 221-227.

145. Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 2002; 27: 30-37.
146. 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.
147. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-336.
148. Aw TC, Nicholls JJ. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *Gen Dent* 2001; 49: 473-479.
149. Öz C. Farklı ışık cihazları ve farklı uygulama teknikleri ile polimerize edilen bir posterior kompozitin mikrosertlik, polimerizasyon büzülmesi ile polimerizasyon esnasında açığa çıkan ısı açısından değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2015.

ÖZ GEÇMİŞ

1984 yılında Diyarbakır'da doğdum. İlk, orta ve lise eğitimimi Diyarbakır'da tamamladıktan sonra 2003 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde eğitime başladım. 2009 yılında diş hekimliği eğitimini tamamladım. 2010 yılının eylül ayında Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi bölümünde doktora eğitimine başladım.