

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**

**ÜÇ FARKLI KOMPOZİT REZİNİN MARJİNAL BÜTÜNLÜK,  
MİKROSIZINTI VE POLİMERİZASYON DERECELERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Kadir DEMİR**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üyesi Yusuf BAYRAKTAR**

**2018 – KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**

**ÜÇ FARKLI KOMPOZİT REZİNİN MARJİNAL BÜTÜNLÜK,  
MİKROSIZINTI VE POLİMERİZASYON DERECELERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Kadir DEMİR**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üyesi Yusuf BAYRAKTAR**

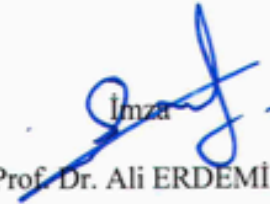


**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Projelendirme  
tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2017/053**





**2018 – KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 04/04/2018

  
Prof. Dr. Ali ERDEMİR

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi  
Jüri Başkanı

 Doç. Dr. Bilal YAŞA İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Üye	 Dr. Öğr. Üyesi Ali TÜRKYILMAZ Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Üye
 Dr. Öğr. Üyesi Yusuf BAYRAKTAR Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Danışman	 Dr. Öğr. Üyesi Serdar BAĞLAR Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay .....	III
İçindekiler .....	IV
Önsöz .....	VIII
Simgeler ve Kısaltmalar .....	IX
Şekiller .....	XI
Çizelgeler .....	XIII
ÖZET .....	1
SUMMARY .....	2
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>5</b>
<b>1.1. Kompozit Esaslı Dolgu Maddeler .....</b>	<b>7</b>
<b>1.2. Kompozit Esaslı Dolgu Maddelerinin İçerikleri .....</b>	<b>7</b>
1.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı.....	8
1.2.1.1. Monomer ve Ko-monomer.....	8
1.2.1.2. İnhibitörler.....	10
1.2.1.3. Başlatıcılar (İnitiatörler) ve Aktivatörler .....	10
1.2.2. İnorganik Doldurucular .....	11
1.2.3. Ara Faz .....	12
<b>1.3. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması .....</b>	<b>12</b>
1.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	12
1.3.1.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezınler.....	13
1.3.1.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezınler.....	13
1.3.1.3. Hem Kimyasal Yolla ve Hem de Görünür Işıkla Polimerize Olan (Dual Cure) Kompozit Rezınler .....	13
1.3.2. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması.....	14
1.3.2.1. Megafil Kompozitler .....	15
1.3.2.2. Makrofil Kompozitler .....	15
1.3.2.3. Midifil Kompozitler .....	15
1.3.2.4. Minifil Kompozitler .....	15

1.3.2.5. Mikrofil kompozitler .....	16
1.3.2.6. Hibrit Kompozitler .....	16
1.3.2.7. Nanofil Kompozitler .....	17
1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitler .....	19
1.3.3.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler .....	19
1.3.3.2. Akışkan Kompozitler .....	19
1.3.4. Bulk Fill Kompozitler .....	19
<b>1.4. Polimerizasyon.....</b>	<b>20</b>
1.4.1. İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu) .....	20
1.4.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu .....	21
1.4.2.1. Kopolimerizasyon .....	22
1.4.2.2. Çapraz Bağlantı .....	22
1.4.3. Polimerizasyon Aşamaları .....	22
<b>1.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları.....</b>	<b>25</b>
1.5.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH) .....	27
1.5.2. Plazma Ark (PAC) .....	28
1.5.3. Lazerler .....	29
1.5.4. Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diode, LED) .....	29
1.5.4.1. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program).....	31
<b>1.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler.....</b>	<b>33</b>
1.6.1. Kompozit rezinler ile ilgili faktörler .....	33
1.6.2. Işık cihazları ile ilgili faktörler.....	34
1.6.3. Çevresel faktörler .....	35
1.6.4. Diğer faktörler .....	36
<b>1.7. Kenar Uyumu ve Mikrosızıntı .....</b>	<b>36</b>
1.7.1. Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etki Eden Faktörler .....	36
1.7.1.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Stresleri.....	37
1.7.1.2. Diş Sert Dokularına Bağlanma.....	38
1.7.1.3. Termal Genleşme Katsayısı .....	39
1.7.1.4. Termal, Mekanik ve Kimyasal Stresler.....	39
1.7.2. Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri.....	41
1.7.2.1. Boya Penetrasyon Yöntemi.....	42

1.7.2.2. Hava Basıncı Yöntemi .....	43
1.7.2.3. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi.....	43
1.7.2.4. Radyoizotop Yöntemi .....	43
1.7.2.5. Nötron Aktivasyon Analizi .....	44
1.7.2.6. Kimyasal İşaretleyicinin Kullanımı .....	44
1.7.3. Marjinal Bütünlüğü Değerlendirme Yöntemleri.....	45
1.7.3.1. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme.....	45
1.7.3.2. Mikrotomografi ile Değerlendirme.....	46
<b>1.8. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon ).....</b>	<b>47</b>
1.8.1. Polimerizasyon Derecesi Belirleme Yöntemleri.....	48
1.8.1.1. Spektroskopik Yöntemler.....	49
<b>2. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>61</b>
<b>2.1. Sınıf II Kutu Kaviterlerde Mikrosızıntı Değerlendirmesi .....</b>	<b>62</b>
<b>2.1.1. Dişlerin Toplanması.....</b>	<b>62</b>
2.1.2. Örneklerin Hazırlanması .....	62
2.1.3. Kaviterlerin Preparasyonu.....	65
2.1.4. Restorasyonların Yapılması .....	67
2.1.4.1. Grup 1 (Clearfil Majesty Posterior / Standart Mod) .....	70
2.1.4.2. Grup 2 (Clearfil Majesty Posterior / Xtra güçlü Mod).....	70
2.1.4.3. Grup 3 (Tetric Evo Ceram / Standart Mod) .....	71
2.1.4.4. Grup 4 (Tetric Evo Ceram / Xtra güçlü Mod).....	71
2.1.4.5. Grup 5 (Tetric Evo Ceram Bulk Fill / Standart Mod).....	71
2.1.4.6. Grup 6 (Tetric Evo Ceram Bulk Fill / Xtra güçlü Mod) .....	72
2.1.5. Termal Döngü ile Yaşlandırma.....	72
2.1.6. Mikrosızıntının Boya Penetrasyon Yöntemi ile Değerlendirilmesi .....	74
2.1.6.1. Örneklerin Hazırlanması .....	74
2.1.6.2. Örneklerin Stereomikroskop Altında İncelenmesi.....	75
2.1.7. Marjinal Bütünlüğün Değerlendirilmesi .....	77
2.1.7.1. Epoksi Rezin Replikaların Hazırlanması .....	77
2.1.7.2. Replikaların ve Kesilen Dişlerin SEM ile İncelenmesi.....	77
<b>2.2. Kompozitler Disklerin Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi</b>	<b>79</b>
<b>2.3. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....</b>	<b>81</b>

<b>3. BULGULAR.....</b>	<b>82</b>
<b>3.1. Mikrosızıntı Testi Bulguları.....</b>	<b>82</b>
<b>3.2. Polimerizasyon Derecesi Testi Bulguları .....</b>	<b>93</b>
<b>4. TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>	<b>99</b>
<b>5. KAYNAKLAR .....</b>	<b>117</b>
<b>6. EKLER .....</b>	<b>151</b>



## ÖNSÖZ

Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi'nde başlayan uzmanlık eğitimimde bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana yol gösteren, değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Emine KARA'ya,

Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi'ndeki değerli mesai arkadaşlarıma,

Kırıkkale Üniversitesi'nde devam eden uzmanlık eğitimim süresince bana hem hocalık hem abilik yapan, kendisinden çok şey öğrendiğim danışman hocam Yrd. Dr. Yusuf BAYRAKTAR'a,

Kırıkkale Üniversitesi'ndeki tüm değerli mesai arkadaşlarıma,

Fikirlerine ihtiyaç duyduğum zamanlarda bilgilerini benimle paylaşan Prof. Dr. Volkan ŞAHİN'e, Yrd. Doç. Dr. Selmi Yardımcı YILMAZ'a ve Yrd. Doç. Dr. B. Serdar AKDENİZ'e,

Raman spektroskopisi ile örneklerin incelenmesinde bana yardımcı olan ODTÜ MERLAB Kızıl Ötesi Laboratuvar'ında görevli olan Dr. Elif ÜNSAL'a,

Arkadaşlıktan öte, kardeşim olan ve buranın bana getirdiği en güzel armağan olan Dt. Gökhan KARADAĞ'a,

Hayatım boyunca beni her konuda tereddütsüz destekleyen, her zaman yanımda olan canım aileme,

Çocukluğumdan beri neredeyse her anımda yanımda olan sevgili eşime,

Duasını esirgemeyen herkese,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



## SİMGELER VE KISALTMALAR

Å	: Angstrom
Ba	: Baryum
BD	: Butanediol
BisEMA	: Etoksilenmiş bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidil dimetakrilat
cm	: Santimetre
CQ	: Kamforokinon
dk	: Dakika
DMA	: Dimetakrilat
FT-IR	: Fourier Transformed- Infrared Radiance
H	: Hertz
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
IR	: Infrared Radiance
ISO	: Uluslararası Standartlar Teşkilatı
J/cm <sup>2</sup>	: Santimetre başına joule olarak düşen enerji
kV	: Kilovolt
LED	: Light emitted diode
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mm <sup>2</sup>	: Milimetrekare
mW/cm <sup>2</sup>	: Santimetre başına miliwatt olarak düşen güç yoğunluğu
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
n	: Örnek sayısı
N	: Newton
p	: İstatistiksel anlamlılık düzeyi
PA	: Propionaldehit
PAC	: Plazma ark
pH	: Çözeltinin asitlik veya alkalinite derecesi
QTH	: Quartz tungsten halohen
SEM	: Taramalı elektron mikroskop

Si : Silisyum  
sn : Saniye  
Sr : Stronsiyum  
TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat  
°C : Santigrad derece  
°K : Kelvin  
UDMA : Üretan dimetakrilat  
UV : Ultraviyole  
Zn: : Çinko  
Zr : Zirkonyum



## ŞEKİLLER

Şekil 1.1 Kompozitlerin gelişimi (Ferracane 2011).....	7
Şekil 1.2 Bis-GMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001).....	8
Şekil 1.3 UDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001) .....	9
Şekil 1.4 TEGDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001) .....	9
Şekil 1.5 Kamforokinonun açık kimyasal formülü (Munksgaard ve ark. 2000, Burgess ve ark. 2002).....	11
Şekil 1.6 Nanopartiküllerin görüntüsü.....	17
Şekil 2.1 Dişlerin tüberkül tepelerinden soğuk silikon yardımıyla yapıştırılması..	63
Şekil 2.2 Cam tablanın yere paralelliğinin kontrolü .....	63
Şekil 2.3 Cam düzleme sabitlenen dişlerin blok içerisine yerleştirilmesi .....	64
Şekil 2.4 Restorasyona hazır hale gelen örnekler .....	64
Şekil 2.5 Operasyon mikroskobu (Carl Zeiss OPMI pico, Münih, Almanya) altında kavite preparasyonu .....	66
Şekil 2.6 Kavite Parametreleri (Majety ve Pujar 2011).....	66
Şekil 2.7 Çalışmaya dahil edilmeyen hatalı örnekler.....	67
Şekil 2.8 Çalışmada kullanılan materyaller .....	68
Şekil 2.9 Termal döngüye atılacak örneklerin gruplandırılması.....	73
Şekil 2.10 Termal döngü cihazı .....	73
Şekil 2.11 Tırnak cilası ile kaplanmış örnekler .....	74
Şekil 2.12 Hassas kesme cihazı ile dişlerin mezio-distal yönde ikiye ayırma.....	75
Şekil 2.13 Stereomikroskop altında mikrosızıntı tespiti ve skorlanması.....	75
Şekil 2.14 Mikrosızıntı tespit kriterleri.....	76
Şekil 3.1 Mikrosızıntı değerlendirmesinde 0 skoru alan numune.....	83
Şekil 3.2 Mikrosızıntı değerlendirmesinde oklüzal 1 skoru alan numune.....	83
Şekil 3.3 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 1 skoru alan numune .....	83
Şekil 3.4 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 2 skoru alan numune .....	84
Şekil 3.5 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 3 skoru alan numune .....	84
Şekil 3.6 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 3 skoru alan numune .....	84
Her gruptan rastgele seçilen bir örneğe ait epoksi rezin replikaların ve dişlerin boyuna kesitlerinin SEM görüntüleri ile x40 büyütme altındaki stereomikroskop görüntüleri aşağıdadır. (Şekil 3.7 – Şekil 3.12) .....	85

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 1.1</b> Kompozitlerin inorganik partikül büyüklük ve yüzdelerine göre sınıflandırılması (Lutz ve Philips,1983).....	14
<b>Çizelge 1.2</b> Elektromanyetik ışına dayanan yaygın spektroskopik yöntemler (Baver ve ark. 1978) .....	51
<b>Çizelge 1.3</b> Raman spektroskopide yaygın olarak kullanılan bazı lazer kaynakları..	57
<b>Çizelge 1.4</b> Lazerlerin dalga boyuna bağlı olarak uygulama alanları.....	58
<b>Çizelge 2.1</b> İki aşamalı tasarlanan çalışmanın tablosu.....	61
<b>Çizelge 2.2</b> Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller. Materyallere ait bilgiler üretici firmalardan elde edilmiştir. ....	68
<b>Çizelge 2.3</b> Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve uygulama şekilleri. Materyallere ait bilgiler üretici firmalardan elde edilmiştir. ....	69
<b>Çizelge 2.4</b> Çalışmamızda kullandığımız farklı polimerizasyon modları .....	69
<b>Çizelge 2.5</b> Mikrosızıntı tespit kriterleri (Swapna ve ark. 2015).....	76
<b>Çizelge 2.6</b> Grupların polimerizasyon protokolleri .....	79
<b>Çizelge 3.1</b> Restorasyonların okluzal ve gingival mikrosızıntı skorları .....	82
<b>Çizelge 3.2</b> Grupların toplam okluzal ve gingival mikrosızıntı skorları .....	82
<b>Çizelge 3.3</b> Gruplar arası okluzal mikrosızıntı analizi.....	91
<b>Çizelge 3.4</b> Gruplar arası gingival mikrosızıntı analizi .....	91
<b>Çizelge 3.5</b> Grup içi gingival ve okluzal mikrosızıntı analizi .....	92
<b>Çizelge 3.6</b> Kompozit rezin disklerin üst/alt yüzeylerinin polimerizasyon dereceleri .....	93
<b>Çizelge 3.7</b> Gruplar arası üst/alt yüzey ve ortalama polimerizasyon derecelerinin analizi .....	94
<b>Çizelge 3.8</b> Grup içi üst/alt polimerizasyon derecelerinin karşılaştırılması .....	95

## ÖZET

### Üç Farklı Kompozit Rezinin Marjinal Bütünlük, Mikrosızıntı ve Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı üç farklı kompozit rezin kullanılarak sınıf II kutu kavitelere yapılan restorasyonlarının LED ışık cihazı ile standart mod ve ekstra hızlı modlarda polimerize edildikten sonra mikrosızıntı değerlerini incelemektir. Aynı zamanda kompozit rezin materyallerden hazırlanan örneklerin polimerizasyon dereceleri de Raman spektroskopisi kullanılarak araştırılmıştır.

**Gereç ve Yöntem:** İki aşamalı olarak tasarlanan çalışmanın ilk aşamasında çekilmiş insan yirmi yaş dişlerinin mezial ve distal bölgelerine sınıf II kutu kaviteleler açılarak dişler rastgele 6 gruba ayrıldı (n=10). Hazırlanan kaviteleler üç farklı kompozit rezin (Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Clearfil Majesty Posterior) kullanılarak restore edildi. Polimerizasyon işlemi için bir LED ışık cihazının (Valo Cordless, Ultradent, ABD) standart mod ve Xtra güçlü modları ile kullanıldı. Dişler oda sıcaklığında karanlık bir ortamda distile suda 24 saat saklandı. Hazırlanan Sınıf II kompozit restorasyonlar, +5°C ve +55°C sıcaklıkta 30 saniye bekleme süresi ile 10000 devir termal döngü uygulandı. Daha sonra, polivinil siloksan ile dişlerin ölçüleri alınarak epoksi rezin kopyalar elde edildi. Elde edilen kopyaların marjinal bütünlüğü taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirildi. Restore edilen dişler ise 24 saat %1'lik metilen mavisi solüsyonunda bekletildikten sonra x40 büyütmede stereomikroskop ile restorasyonların mikrosızıntısı değerlendirildi.

Çalışmanın ikinci aşamasında 8 mm çapında kompozit rezin numuneler teflon kalıplar yardımıyla hazırlandı ve LED ışık cihazının iki farklı modu ile polimerize edildi. Her grup için 5 örnek hazırlandı (n=5). Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra ışık almayacak kaplar içerisinde oda sıcaklığında distile suda 24 saat bekletildi. Daha sonra numuneler Raman spektroskopisi ile kompozit disklerin üst ve alt tabakalarının ayrı ayrı polimerizasyon dereceleri ölçüldü.

Mikrosızıntının değerlendirildiği gruplarda okluzal ve gingival mikrosızıntı değerleri arasındaki ilişki Wilcoxon testi ile, gruplar arası fark olup olmadığı Ki-kare testi ile analiz edildi. Polimerizasyon derecelerinin değerlendirildiği çalışmada ise gruplar arası anlamlı fark olup olmadığı Kruskal Wallis H-Testi ile, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığının belirlenmesi Mann Whitney U testi ile analiz edildi ( $p<0.05$ ).

**Bulgular:** Elde edilen verilere göre gruplar arasında mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı fark bulunmadı. Bununla birlikte Xtra güçlü mod ile polimerize edilen Tetric EvoCeram Bulk fill ve Tetric EvoCeram gruplarında gingival bölgedeki mikrosızıntı okluzal bölgeden anlamlı olarak yüksek bulundu. Polimerizasyon derecesi en yüksek Tetric EvoCeram Bulk fill gruplarında görülürken, Tetric EvoCeram grupları en düşük polimerizasyon derecelerini gösterdi.

**Sonuçlar:** alıŐmanın sonuçlarına göre kullanılan farklı polimerizasyon modları kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerini ve restorasyonların mikrosızıntı değerlerini etkilememektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Raman spektroskopisi, Polimerizasyon derecesi, Marjinal bütünlük, Mikrosızıntı, Bulk fill kompozit rezinler

## SUMMARY

### **Evaluation of Marginal Integrity, Microleakage and Polymerization Degree of Three Different Composite Resins**

**Aim:** The aim of this study was to evaluate the microleakage degrees of three different composite resins at Class II box cavities polymerized with a LED light device at standard and Xtra power modes. Also polymerization degrees of composite resin specimens was investigated with using Raman spectroscopy.

**Material and methods:** In the first stage of this study, which was designed as two stages, class II box cavities were prepared to the mesial and distal of human third molar teeth and the teeth were randomly divided into 6 groups (n=10). Prepared cavities were restored with three different composite resins (Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Clearfil Majesty Posterior). For the polymerization process a LED light curing device (Valo Cordless, Ultradent USA) were used with standard and Xtra power modes. Teeth stored at room temperature in distilled water for 24 hours. The prepared Class II restoration were subjected to 10000 cycles of thermal cycling at a temperature of + 5 ° C and + 55 ° C for 30 seconds wait time. Later, the teeth were impression with polyvinyl siloxane and obtained epoxy resin replicas. The marginal integrity of the obtained replicas was assessed by scanning electron microscopy (SEM). Restored teeth were kept in 1% methylene blue solution for 24 hours, and than microleakage of restorations was evaluated by stereomicroscope at x40 magnification.

In the second phase of the study, 8 mm diameter composite resin specimens were prepared by using teflon molds and polimerized with the LED curing light by using two modes. For each group 5 samples were prepared (n=5). After the polymerized samples were removed from the molds, they were kept in distilled water for 1 day at room temperature in non-lighted containers. After 24 hours, the samples, polymerisation ratios of the upper and lower layers of composite discs were measured by Raman spectroscopy. The relationship between occlusal and gingival microleakage values in the groups in which microleakage was assessed was analyzed by the Wilcoxon test, to see if there was a difference between the groups was

analyzed by Chi-square test. In the study where the polymerization grades were evaluated, the Kruskal Wallis H-Test was used to determine whether there was a significant difference between the groups, and the determination of the difference originated from which group was analyzed by the Mann-Whitney U test ( $p < 0.05$ ).

**Result:** According to the obtained data there was no significant difference in microleakage between the groups. However, microleakage in the gingival region of the Tetric EvoCeram Bulk fill and Tetric EvoCeram groups polymerized with Xtra power mode was significantly higher than in the occlusal region. While the degree of polymerization was highest in the Tetric EvoCeram Bulk fill groups, the Tetric EvoCeram groups showed the lowest polymerization grades.

**Conclusions:** According to the results of our study different polymerization modes that used do not affect the polymerization grades of composite resins and microleakage values of restorations.

**Key words:** Raman spectroscopy, Polymerization degree, Marginal integrity, Microleakage, Bulkfill composite resins



## 1. GİRİŞ

Günümüzde diş renginde olan rezin esaslı kompozitler restoratif diş hekimliğinde en sık kullanılan materyallerdir (Egilmez ve ark. 2013). Diş hekimliğinde estetiğin giderek daha fazla önem kazanması ile birlikte kompozit rezin materyaller sahip oldukları yüksek estetik, güçlü mekanik ve fiziksel özelliklerinden dolayı hem ön hem de arka dişlerde sıklıkla kullanılmaktadır (Tuncer ve ark. 2014). Bunların yanında adeziv restorasyonlar sayesinde dişin yapısal olarak bütünlüğün korunup güçlendirilmesi ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden konturlanması sağlanabilmektedir. Kompozit rezinler, diş dokularına iyi adezyonu ve fiziksel özellikleri nedeniyle restoratif diş hekimliğinde özellikle son 30 yılda en sık kullanılan restoratif materyallerdendir (Furuse ve ark. 2008).

Yakın geçmişte, üretici firmalar tarafından "bulk fill kompozit rezinler" olarak bilinen ve kaviteye 4-5 mm kalınlıkta uygulanabilen kompozit rezin materyaller piyasaya sürülmüştür. Böylelikle bulk fill kompozit rezinler, kaviteye 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde uygulanan kompozit rezin materyaller ile karşılaştırıldığında zaman tasarrufu sağlar (Benetti ve ark. 2015).

Bulk fill kompozit rezinlerin artan polimerizasyon derinlikleri, polimerizasyon stresini azaltan kimyasal bileşimlerindeki değişiklikler, daha derin ışık penetrasyonu ve polimerizasyona izin veren daha büyük bir yarı saydamlığa bağlı olarak mümkündür (Ferracane ve ark. 1997, Walter 2013, Bucuta ve Ilie 2014, Garcia ve ark. 2014, Al Sunbul ve ark. 2016).

Kompozit rezinlerin, klinik başarılarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi, kompozit rezinin polimerizasyonudur. Materyalin klinik başarısı ile uygun fiziksel ve biyolojik özellikleri elde etmek için, polimerizasyon önemli bir parametre olarak karşımıza çıkmaktadır. Polimerizasyonun yetersiz olması, materyalin içerisinde, yüksek oranda reaksiyona girmemiş artık çift bağ kalmasına neden olur. Bu artık çift bağlar, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini azaltarak restorasyonun kırılması riskini artırır. Bunun yanında su emilimi, suda çözünme, kompozit rezin materyalin renklenmesi ve mikrosızıntı da artar. Yeterli polimerizasyonun sağlanamaması sitotoksitesinin artmasına neden olur (Spagnuolo

ve ark. 2004). Yetersiz polimerizasyona bağlı olarak dental materyallerde kalan artık monomerler dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dnmsz hasarlara neden olabilirler. Bu problemler dolgunun ağızda kalma süresinin azalmasına, yapılan dolguların bütünlüğünün bozulmasına, hastalarda tedavi sonrası uzun ve kısa vadede ağrı vb Őikayetlere neden olabilmektedir. Tüm bu problemler maliyetin artmasına da neden olmaktadır. Dental materyallerin fiziksel ve biyolojik özellikleri polimerizasyon cihazlarının kalitesinden oldukça etkilenmektedir (Lohbauer ve ark. 2005).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için görünür mavi ışık kullanılmaktadır. Polimerizasyon için uzun yıllar halojen ampul içeren sistemler kullanılmıŐtır. Ancak, bu cihazların ışık yoğunluğunda zamanla meydana gelen azalma ve kullanımları sırasında pulpada oluşan ısı artışı gibi dezavantajları nedeni ile daha verimli polimerizasyon sağlayan cihazların arayıŐına başlanmıştır ve belirli dalga boyunda yoğun ışık üretiminin yanında düşük voltaj kullanan, yüksek güç ıkıŐları ile farklı spektral dağılıma sahip ve daha kısa uygulama süresine olanak sağlayan ışık yayan diyodlar (Light Emitting Diode-LED) geliştirilmiştir (Vargas ve ark. 1998, Soh ve ark. 2003).

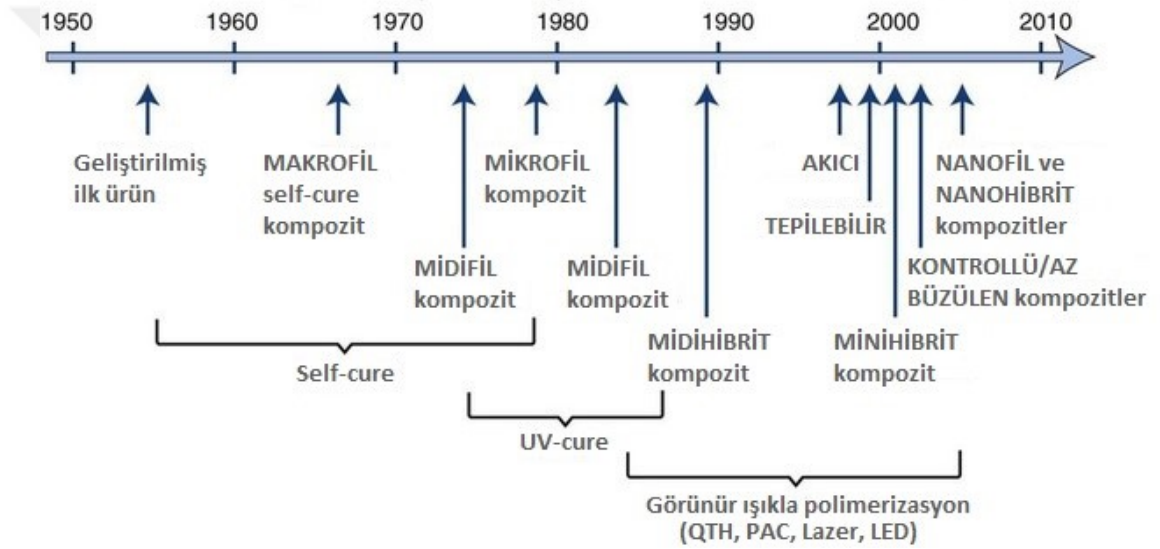
Günümüzde ışık gücü arttırılmıŐ LED cihazlar da piyasaya sürülmüştür. Bu sayede kompozit rezin materyallerin daha etkili ve daha kısa zamanda polimerize edilebilmesi mümkün görülmektedir. Ancak kompozit rezinlerin polimerizasyon sırasında gösterdiği polimerizasyon büzülmesi bu konuda sınırlayıcı olabilir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ışığın enerji yoğunluğuna bağlıdır. ışık, kompozit rezin içinde ilerlerken, soğurulmasının yanı sıra derinlik arttıkça ışığın enerji yoğunluğu ve etkisi azalır (Leloup ve ark. 2002).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini/derinliğini değerlendirmek için infrared spektroskopi, lazer Raman spektroskopi, sertlik ve kazıma testi gibi farklı yöntemler kullanılabilir (Rueggeberg ve ark. 1993, Yap ve ark. 2002, Bala ve ark. 2005).

## 1.1. Kompozit Esaslı Dolgu Maddeler

Tanım olarak ‘kompozit’ terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (Alla 2013). Bu birleştirmedeki amaç, bileşenlerde tek başına mevcut olmayan bir özelliğin elde edilmesidir. Bu amaçla bileşenlerinden daha üstün özelliklere sahip bir materyal üretilmesi hedeflenmiştir.



Şekil 1.1 Kompozitlerin gelişimi (Ferracane 2011)

## 1.2. Kompozit Esaslı Dolgu Maddelerinin İçerikleri

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile meydana gelir. Kompozit rezin dolgu materyalleri üç ana bileşenden oluşmaktadır (García ve ark. 2006, Dayangaç 2011):

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

### 1.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı

Organik matriks ya da taşıyıcı faz; kimyasal olarak kompozitin aktif bileşenidir ve polimerize olmamış dolgu maddesine akışkan özellik vererek kaviteye yerleştirilmesini sağlar (Roberson ve ark. 2002). Polimerizasyon sırasında aktive olarak sert bir polimere dönüşmektedir. Monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyonu başlatıcılar (initiatörler), aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur (García ve ark. 2006, Dayangaç 2011).

#### 1.2.1.1. Monomer ve Ko-monomer

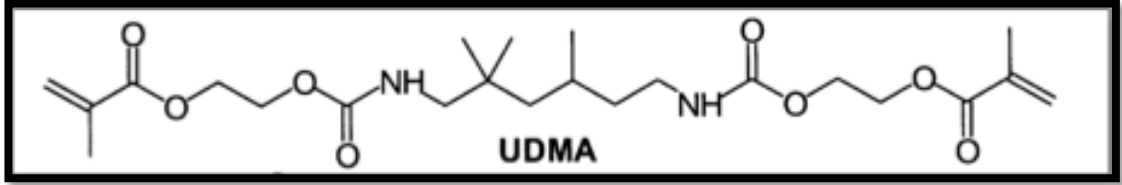
Günümüzde kullanılan monomerlerin geçmişi 1900'lerde metilmetakrilatın sentezlenerek polimerize edilmesine dayanmaktadır. Polimetilmetakrilat bir dönem indirekt dolgu maddesi olarak kullanılmış, fakat polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve aşınmaya dayanıksız olması nedeniyle yeni arayışlara gidilmiştir. Bu nedenle önce epoksi rezinler, ardından da günümüzde hala kullanılmakta olan bisfenol A glisidil dimetakrilat sentezlenmiştir (Bis-GMA) (Craig 1981, Roberson ve ark. 2002, Dayangaç 2011). Bisfenol-A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucunda oluşan ve yaygın olarak kullanılan Bis-GMA, metakrilata oranla daha hızlı sertleşir, daha az büzülme gösterir ve daha dayanıklıdır (Peutzfeldt 1997, Van Noort 2013).



Şekil 1.2 Bis-GMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001)

Bis-GMA çoğu kompozit materyalin matriks fazının ana bileşenidir (García ve ark. 2006, Dayangaç 2011). İki tane metil metakrilat grubu arasında bulunan karbon-karbon çift bağı aracılığıyla polimerizasyonu sağlanır (Floyd ve Dickens 2006). İlerleyen zamanda bu rezin yapının yüksek viskoziteli olması, saf bir yapısal sentez

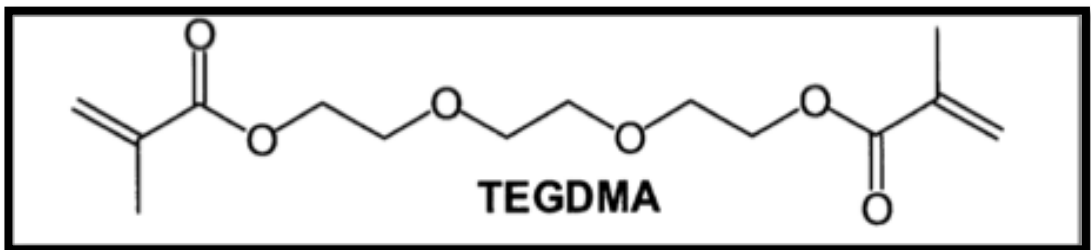
oluşturamaması gibi dezavantajlarının önüne geçebilmek için üretan dimetakrilat (UDMA) monomeri geliştirilmiştir. UDMA, daha iyi bir adezyon ve renk değişimine karşı daha fazla direnç sağlamaktadır (Van Noort 2013).



Şekil 1.3 UDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001)

UDMA, Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olsa da viskozitesi daha azdır (Ferracane 2001). Ayrıca, üretanın oluşturduğu bağlar daha esnek bir yapıdadır ve bu esnekliğin dayanıklılığı arttırdığı savunulmaktadır (Summitt ve ark. 2006). Viskozitesinin daha az olması, düşük moleküler ağırlığa sahip monomerlerin ilavesine gerek kalmadan doldurucu içeriğinin artırılabilmesine olanak sağlamıştır. Fakat UDMA'nın Bis-GMA'dan daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğradığı belirtilmiştir (Trushkowsky 2014).

Her iki monomerin de viskoziteleri yüksek olduğundan seyreltilebilmesi amacıyla viskozitesi daha az olan ko-monomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır (Söderholm ve Mariotti 1999).



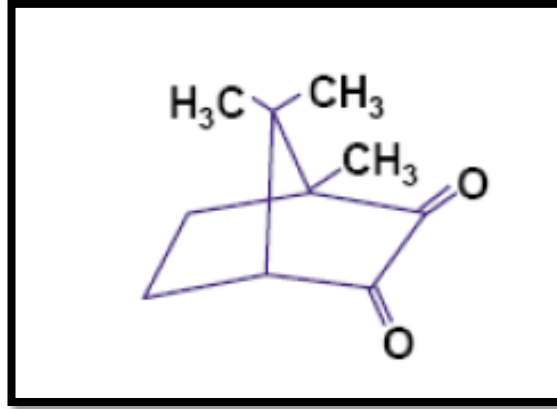
Şekil 1.4 TEGDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz 2001)

### 1.2.1.2. İnhibitörler

Monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin sistemlerin yapısına fenol türevi bileşikler olan '*inhibitörler*' katılırlar. İnhibitör olarak en sık kullanılan bileşikler 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertsiyerbütıl fenoldür. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme kabiliyeti monomerlere göre daha yüksektir. Böylelikle materyal gün ışığına maruz kaldığında inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyona girerler. İnhibitörler hem kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatır hem de uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olurlar (Wei ve ark. 2011).

### 1.2.1.3. Başlatıcılar (İnitiatörler) ve Aktivatörler

Kompozit rezinlerde sertleşme reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşmektedir. Polimerizasyon reaksiyonunun ilk aşaması serbest radikallerin oluşumudur. Serbest radikallerin oluşumuna yol açan maddelere '*başlatıcılar*', polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelere ise '*aktivatörler*' adı verilir (Peutzfeldt 1997, Van Noort 2013). Organik rezin matrisindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel aktivasyon ile serbest radikallerin oluşmasını ve polimer zincirlerinin meydana gelmesini sağlamaktadır (Ferracane 2001). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı soğurarak polimerizasyonu sağlayan başlatıcılar kullanılmaktadır. Başlatıcı olarak en sık, bir  $\alpha$ -diketon olan kamforokinon (CQ) (Şekil 1.5) kullanılmaktadır ve genellikle materyalin içerisine %0.2-1 oranında katılmaktadır (Munksgaard ve ark. 2000, Burgess ve ark. 2002, Mills ve ark. 2002a). Işığın etkisiyle kamforokinon aktive olmakta, amin ile reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturmaktadır (Moszner ve Salz 2001). Kamforokinona alternatif olarak yapısına aldehit ve keton eklenmiş polimerizasyon başlatıcıları bulunmaktadır. Buna örnek olarak; 1-fenil-1,2-fenilpropanodin (PPD), propionaldehit (PA), butanediol (BD) verilebilir (Wei ve ark. 2011).



Şekil 1.5 Kamforokinonun açık kimyasal formülü (Munksgaard ve ark. 2000, Burgess ve ark. 2002)

Başlatıcıların (benzol peroksit veya kamforokinon) reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkiler (Peutzfeldt 1997).

Organik rezin matriks, kompozit rezin materyalin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır. Suyu emebilir, boyanabilir ve renklenebilir. Bundan dolayı üreticiler kompozit rezin materyalin matriks içeriğini azaltıp doldurucu içeriğini artırarak daha güçlü kompozit rezinler oluşturmayı hedeflemektedir (Gladwin ve Bagby 2009).

### 1.2.2. İnorganik Doldurucular

Organik rezin matriks içine dağılmış inorganik doldurucular; çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, borosilikat, alüminyumsilikat, lityumsilikat ve kuartz gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler ilave edilmiştir (Dayangaç 2011). Her gün gelişen kompozit rezinlerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküllerin boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır (Ferracane 2011).

İNorganik doldurucular; kompozit rezinlerin aşınma dirençlerinin azaltılması, basma ve çekme direncinin artırılması ve su emiliminin azaltılması gibi fiziksel ve

mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla organik matriksin içerisine ilave edilmişlerdir (Stober ve ark. 2001, Dayangaç 2011).

### **1.2.3. Ara Faz**

Kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular ve organik rezin matriks arasındaki adeziv bağlantı materyalin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından esastır. Bu bağlantı, bir organo-silan olan 3-(metakriloksi) propil-trimetoksisilan ile sağlanır (Dayangaç 2011). Organik rezin matriks ile inorganik doldurucu arasındaki bu bağlanma ne kadar kuvvetliyse kompozit rezinin mekanik özellikleri o kadar iyi olacaktır (Van Noort 2013). Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur, bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik doldurucu partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanır ve birleştirici görev yaparlar (Dayangaç 2011).

### **1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler; içerdikleri inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir (Ferracane 2001, Gladwin ve Bagby 2009). Ancak büyük bir hız ile gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflamadan söz etmek imkansızdır. Bu sınıflamalar çeşitli araştırmacılara göre farklılık göstermektedir (Phillips ve Phillips 1982, Lutz ve Phillips 1983, Sturtevant ve ark. 1995, García ve ark. 2006, Ferracane 2011).

#### **1.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması**

Kompozit rezinlerin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması şu şekildedir (Dayangaç 2011):



- Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal yolla hem de görünür ışıkla polimerize olan (dual cure) kompozit rezinler

### **1.3.1.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler**

Polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı bu kompozitler iki pat şeklinde bulunurlar. Baz kısmında benzoil peroksit, katalizör kısmında aromatik tersiyer bir amin ya da sülfürik asit bulunur. Karıştırma sırasında hava kabarcığı kalması, amin renkleşmesi ve uzun olan polimerizasyon süreleri nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlıklar olabilmektedir (Anusavice 2003). Polisaj işlemi en erken 24 saat sonra yapılabilir. Oda sıcaklığında stabil değillerdir ve 8°C'nin altında soğutucuda saklanmalıdırlar (Mahn 2013).

### **1.3.1.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Resinler**

UV ışıkla polimerize olan kompozit resinlerden sonra tanımlanan kompozit resinler görünür ışık ile polimerize olanlardır. Tek pat halinde üretilmişlerdir. Bu materyallerde başlatıcı olarak genellikle kamforokinon kullanılır (Mahn 2013). Mavi ışık ile polimerize olan kompozit sistemler polimerizasyon derinliğinin artması, çalışma süresinin kontrolü, uygulama kolaylığı, renk çeşitliliği ile optimal estetiğin sağlanması gibi avantajlar sunarlar. Bununla birlikte 2 mm ya da daha ince tabakalar halinde uygulama zorunluluğu, farklı renklere ve ışık geçirgenliği oranına bağlı olarak farklı sürelerde ışık uygulama süresinin değişmesi dezavantajları arasındadır (Sturtevant ve ark. 1995, Asmussen ve Peutzfeldt 2002).

### **1.3.1.3. Hem Kimyasal Yolla ve Hem de Görünür Işıkla Polimerize Olan (Dual Cure) Kompozit Resinler**

Hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit resinlerdir. İki pat

şeklinde dirler. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması nedeni ile ışığın ulaşamadığı ve polimerize olmayan bölgelerde polimerizasyon yaklaşık 8-24 saat içinde kimyasal olarak gerçekleşir. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirme hızından çok daha yavaştır (Kohn ve ark. 2002). Bu tip rezinler, akışkan özellikte olduklarından genellikle yapıştırma materyali olarak kullanılırlar (Anusavice ve ark. 2013).

### 1.3.2. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması

- Megafil kompozit rezinler
- Makrofil kompozit rezinler
- Midifil kompozit rezinler
- Minifil kompozit rezinler
- Mikrofil kompozit rezinler
- Hibrit kompozit rezinler
- Nanofil kompozit rezinler

**Çizelge 1.1** Kompozitlerin inorganik partikül büyüklük ve yüzdelerine göre sınıflandırılması (Lutz ve Philips,1983).

Kompozit Çeşidi	İnorganik Doldurucu Boyutu	İnorganik Doldurucu Yüzdeleri (Ağırlıkça)
<b>Megafil</b>	50-100 µm	
<b>Makrofil</b>	10-100 µm	%70-80
<b>Midifi</b>	1-10 µm	%70-80
<b>Minifil</b>	0.1-1 µm	%75-85
<b>Mikrofil</b>	0.01-0.1 µm	%35-60
<b>Hibrit</b>	0.04-1 µm	%75-80
<b>Nanofil</b>	0.005-0.01 µm	

### **1.3.2.1. Megafil Kompozitler**

Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller 50-100 µm büyüklüğündedir. Özel durumlarda kullanılan oldukça büyük dolduruculardır. Okluzal kontak yüzeylerine yada çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve 'insert' diye adlandırılan cam partikülleri de (0.5-2 mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

### **1.3.2.2. Makrofil Kompozitler**

Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklükleri genellikle 10–100 µm arasındadır. Makrofil kompozitlerde organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70–80'dir ve doldurucular kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur. Bu da yüzey pürüzlülüğü gibi önemli bir soruna sebep olur. En önemli dezavantajları bitirme ve cila işlemlerinin zor olmasıdır. Bu nedenle uygulandıktan kısa süre sonra renk değişikliği gözlenebilir (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

### **1.3.2.3. Midifil Kompozitler**

Doldurucu partikül büyüklükleri 1-10 µm arasındadır. Makrofil kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında avantajlı olsalar da benzer dezavantajları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedirler (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

### **1.3.2.4. Minifil Kompozitler**

Bu tip kompozitlerde doldurucu partiküllerin büyüklüğü genel olarak 0.1–1 µm boyutlarındadır. Minifil kompozitlerde partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. Minifil kompozitlerde bulunan inorganik doldurucu partiküller boyut olarak küçük dolayısı ile miktar olarak fazla olduğu için makrofil kompozitlere göre

daha estetikler fakat çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri daha azdır. Cilalanabilme özellikleri daha iyi olup daha pürüzsüz yüzeyler elde etmek mümkündür (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

#### **1.3.2.5. Mikrofil kompozitler**

0.01–0.12 µm arasında kolloidal silika partikülleri içerirler. Mikrofil kompozitlerde doldurucu partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha az olup, partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60 arasında, partikül hacmi ise yüzde %20-25 arasındadır (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

Mikrofil kompozitlerin partikülleri olan kolloidal silika makro partiküllerden 200–300 kat daha küçüktür. Böylece monomer matrikse daha fazla partikül eklenmiş ve daha düzgün kompozit yüzeyi elde edilebilmiştir. Partikül oranını yükseltmek, kompozitin yüzey özelliklerini olumlu yönde etkilemiş ancak viskozitesinin artmasına neden olmuştur. Bu sorunu çözmek amacıyla heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiştir. Heterojen mikrofil kompozitlerde, önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1–20 µm büyüklüğünde öğütülmüş ve doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Organik doldurucu diye de adlandırılan bu partiküller polimer matrikse kimyasal olarak bağlanmakta ve polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturmaktadır. Kolloidal silika ve Bis-GMA içeren prepolimerden elde edilen mikron büyüklüğündeki bu partiküllerin doldurucu olarak matrikse eklenmesi ile mikrofil kompozitlerde %35-60 olan partikül oranı %70-80 düzeyine çıkartılmıştır (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

#### **1.3.2.6. Hibrit Kompozitler**

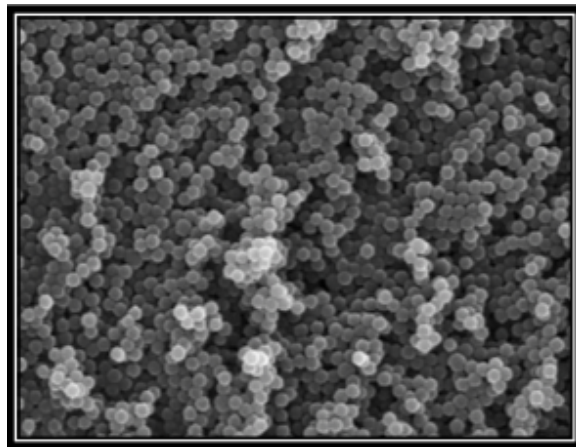
İçerisinde birbirinden farklı büyüklükte doldurucu partikül bulunduran kompozit rezinlere hibrit kompozit denir. Bu kompozit çeşidi; makrofil rezinden daha küçük boyutta partiküllere, mikrofil rezinden daha fazla miktarda partiküle sahiptir. Fiziksel ve mekaniksel özellikleri ile makrofil ve minifil kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikrofil kompozitlere benzemektedir. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük

partikül adı kullanılır. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımının ikinci komponentidir.

Hibrit kompozitlerin içerisine inorganik doldurucu olarak ağır metaller ve koloidal silika içeren cam partiküller eklenerek doldurucu partikül yüzdesi yaklaşık %75-80'e çıkarılmıştır. Submikron boyuttaki doldurucu partiküller diğer büyük partiküller arasına rastgele dağıldığı için yüzey daha pürüzsüzdür. Bu nedenle estetik açıdan önemli olan ön bölgelerde ve stres altındaki bölgelerde yaygın biçimde kullanılmaktadır (O'Brien 2002, Dayangaç 2011).

### 1.3.2.7. Nanofil Kompozitler

Bu tip kompozitlerde inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.005–0.01  $\mu\text{m}$  arasındadır. Doldurucu partikül boyutları çok küçük olduğu için çeşitli polimer zincirleri arasına uyumlu bir şekilde yerleşebilirler. Küresel şekildedirler ve gren boyları dardır. Nano partiküller doldurucuya benzemeyen şekilde likit benzeri davranırlar, yüksek doldurucu oranına rağmen düşük viskozitededirler.  $\text{SiO}_2$  partiküller (20–60 nm) mikrofillerin arasındaki boşlukları doldururlar. Kondanse edilebilir kıvamdadırlar. Rezin oranları azaltılmıştır (Yap ve ark. 2004, Dayangaç 2011).



Şekil 1.6 Nanopartiküllerin görüntüsü

Geleneksel doldurucu partiküller büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde oluşturulurken, nanopartikül teknolojisinde geleneksel teknolojinin tersine partikül oluşumu, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi ile küçük birimlerin bütünü oluşturması şeklinde gerçekleşmektedir (Mitra ve ark. 2003).

Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı polimerlerden meydana gelirken, inorganik yapısı nano partiküllerden oluşur. Nano partiküller, kümeleşmemiş tek tek partikül yapısındadırlar ve organik yapı içerisinde silanla çevrelenmiş halde bulunurlar. Rezin matriksteki bu partiküllerin bir kısmı dağılmış olarak bulunmaktadır. Nano partiküllü doldurucular geleneksel dolduruculara göre daha küçük olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum, organik faz ile inorganik faz arasındaki bağlantısının daha kuvvetli olmasını sağlamaktadır (Mitra ve ark. 2003, Ure ve Harris 2003).

Nano kümeler ise silika ve zirkonyum partikülleri içeren, nano partiküllerin gevşek bağlar ile bir araya geldiği yapılar olarak tanımlanmaktadır. Bu nano partikül grupları restorasyona gelen basınçlar karşısında tek bir partikül şeklinde direnç göstermekte ve aşındırıcı kuvevtler karşısında zayıf bağlantılı kümelerde nanometrik boyutlarda kopmalar meydana gelmektedir. Nano partikül gruplarının bu özelliği nanofil kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin yüksek olmasını ve yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır (Ure ve Harris 2003).

Nanofil kompozitlerin mikrofil kompozitler gibi yüksek düzeyde cilalanabilirlik özelliğine sahip olduğu, yapılarına daha yüksek oranda doldurucu partikül katıldığı için hibrit kompozitlerden daha yüksek aşınma ve kırılma direnci sergiledikleri bildirilmektedir. Nanofil kompozitlerde, yüksek doldurucu oranından dolayı organik polimer matriksin geleneksel kompozitlere göre hacimce daha az olduğu ve bu nedenle polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi oranının da azaldığı belirtilmektedir (%1.5). Nano partiküller kompozit rezinlere optik özellikler kazandırmakta ve geniş renk spektrumu sayesinde ön bölgedeki restorasyonlarda üstün estetik sağlamaktadır. Yüzey düzgünlüğü açısından da geleneksel kompozitlere oranla partikül boyutlarından dolayı daha üstün özellikler sergilediği bilinmektedir (Yap ve ark. 2004).

### **1.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozitler**

#### **1.3.3.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler**

Yapılarında %80'den daha fazla oranda ve çeşitli büyüklüklerde inorganik doldurucu içeren bu tür kompozitlerin vizkoziteleri de oldukça yüksektir. Fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş olan bu tür kompozitler aşırı basınca maruz kalan arka grup restorasyonlarda amalgama benzer bir şekilde uygulanırlar ve manüplasyonları kolaydır (Coelho-De-Souza ve ark. 2008).

#### **1.3.3.2. Akışkan Kompozitler**

Akışkan kompozitler düşük viskoziteli ve konvansiyonel kompozit rezinlere göre daha akıcı kıvamda olan hibrit rezinlerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonu oldukça iyidir (Chuang ve ark. 2004). İnorganik doldurucu miktarları (ağırlıkça %45-67) az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri zayıftır. Bu tür rezinlerde inorganik partikül büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişir (Ferracane 2011).

### **1.3.4. Bulk Fill Kompozitler**

Kompozit rezinlerle ilgili devam eden araştırmalar, materyalin kimyasal bileşiminde gelişmeler ile doldurucu partikül yapısında modifikasyonların yapılmasını sağlayarak yeni bir kompozit rezin kategorisine yol açmış ve kütle halinde uygulanabilen '*bulk fill*' kompozitlerin ortaya çıkmasına neden olmuştur (Czasch ve Ilie 2013). Klinik kullanımda uygulama kolaylığı sunması nedeniyle bu materyaller arka bölge dişlerin restorasyonunda klinisyenler tarafından ilgi ile karşılanmış ve kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmalar bu kompozit rezinlerin, geleneksel veya akışkan kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olduğunu bildirmektedir (Ilie ve Hickel 2011, El-Damanhoury ve Platt 2014, Garcia ve ark. 2014). Polimerizasyon büzülmesinde yaşanan bu düşüşün nedeninin, hem inorganik doldurucu partikül teknolojisinden, hem kullanılan polimerizasyon başlatıcı

kimyasından hem de rezin matriks formulasyonunun iyileştirilmesinden kaynaklandığı bildirilmiştir (Zorzin ve ark. 2015). Bu materyaller, kütle olarak 4 mm hatta 5 mm kalınlığa kadar uygulanabilmektedir ve bu sayede klinik uygulamalar esnasında hasta ve diş hekiminin zaman kazanması ve uygulamanın basitleştirilmesi sağlanmıştır (Czasch ve Ilie 2013, Garoushi ve ark. 2013, Alrahlah ve ark. 2014). Ayrıca, bu materyallerin kullanımının, klinik kullanımda geleneksel kompozitlerle yaşanabilen restorasyonda boşluklar ve hava kabarcıklarının oluşması, tabakalar arası kontaminasyon riskini azaltması ve bu sayede kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikler ile iyi cilalanabilirliğinin artması bakımından önemli olduğu bildirilmiştir (Al-Harbi ve ark. 2015, Hatrick ve Eakle 2015, Tarle ve ark. 2015). Materyalin artmış translüsent yapısı, yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin tipi ve dağılımı sayesinde daha derin polimerizasyon ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ileri sürülmüştür (Hatrack ve Eakle 2015).

#### **1.4. Polimerizasyon**

'Polimer' terimi Yunanca 'poli' (çok) ve 'meros' (parça) sözcüklerinin birleşimidir. Polimerler, 'monomer' (mono=tek) adı verilen küçük moleküllerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli moleküllerdir. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci 'polimerizasyon' olarak adlandırılmaktadır (McCabe ve Walls 2013).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelmektedir (Sturtevant ve ark. 1995, Dayangaç 2011).

##### **1.4.1. İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu)**

Kimyasal bir değişiklik oluşmadan, benzer moleküllerin çok sayıda tekrarlanması ile, aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromoleküle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonları daima, çift bağlar içeren doymamış moleküllerle meydana gelir. Bir monomer molekülünün iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomerin aktivite kazanmasını sağlar. Böylece monomer bir başka monomer ile reaksiyona girer ve aktivitesini diğer bir moleküle transfer eder.



Sonra diğer moleküldeki diğer çift bağ açılarak bu süreç devam eder. Böylelikle bir zincir reaksiyonu başlar (Gorgen ve Guler 2015).

Diş hekimliğinde daha çok katılma polimerizasyon tipine rastlanır. Katılma polimerizasyonu, monomer içerisindeki başlatıcıya bağlı olarak üç şekilde gerçekleşir. Başlatıcılar katyonik, anyonik ya da radikalik olabilir. Alüminyum triklorür ve kalay diklorür katyonik başlatıcılara örnek olarak verilebilirken, sodyum ve potasyum ise anyonik başlatıcılara örnektir. Ancak bunlar toksik maddeler olduğu için, diş hekimliği alanında en sık radikalik polimerizasyon kullanılır. Radikalik polimerizasyonda başlatıcı olarak önceleri ultraviyole ışık kullanılırken, günümüzde 300 nm'den daha büyük dalga boylarına duyarlı görünür ışık kullanılmaktadır. Görünür ışık için bir diketon olan kamforokinon gibi, 400-480 nm dalga boyuna sahip çeşitli aminler, N-N dimetil amino etil metakrilat, hidroksietil toluen ve hidrokinon gibi indirgeyici ajanlar kullanılır. Bu radikaller monomerler ile reaksiyona girerek monomeri aktif hale getirirler (Alvim ve ark. 2017).

Katılma reaksiyonlarında yan ürün meydana gelmez. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiplerdir. Kondenzasyon polimerizasyonunun aksine, dev makromoleküller oluşur. İki arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır (Gorgen ve Guler 2015).

#### **1.4.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu**

Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. Kondenzasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçerler. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar 'basamaklı polimerizasyon' reaksiyonları olarak da adlandırılırlar (Gorgen ve Guler 2015). Tüm polimerizasyonlarda her zaman istenen özelliklerde polimerler hazırlamak mümkün değildir. Monomerler, polimerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilerler. Bu yüzden polimerizasyon işleminde kopolimerizasyon ve çapraz bağlantı da önemlidir (Gorgen ve Guler 2015).

#### 1.4.2.1. Kopolimerizasyon

Monomerlerin kimyasal özelliklerinden yararlanmak amacıyla; reaksiyon ortamına çeşitli konsantrasyonlarda birden çok sayıda monomer eklenebilir. Farklı kimyasal yapıya sahip iki ya da daha fazla monomer molekülünün bir araya gelmeleriyle oluşan polimerizasyon türüne '*kopolimerizasyon*', bu şekilde elde edilen polimere de '*kopolimer*' denir (Boaro ve ark. 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit dolgu maddelerinin büyük bir kısmı bu türdendir. Kompozit rezinler içindeki Bis-GMA monomerini seyreltmek amacıyla katılan TEGDMA monomerleri kopolimerlerdir (O'Brien 2002).

Kopolimerler, polimere birçok özellik kazandırdığından kopolimerizasyona sıkça başvurulur. Kopolimerlerde bazen üç ya da daha fazla monomer de kullanılabilir ve monomerlerin belli bir düzen içinde polimerleşmesi istenir (Danesh ve ark. 2004).

#### 1.4.2.2. Çapraz Bağlantı

Bir zincir yapısı oluşturabilecek şekilde birbirine bağlanan polimer moleküllerinden oluşan yapıya, reaktif yan zincirlere sahip monomerler ilave edilir. Bu yan zincirler, bir zincirin diğer bir zincire bağlanmasına olanak sağlar. Böylece üç boyutlu bir yapı oluşur. Çapraz bağlı polimerler fiziksel açıdan daha dayanıklı olup, su emilimi ve çözünürlüğü az olan materyallerdir. Çapraz bağlayıcı ajanın konsantrasyonu ve kompozisyonu fiziksel özellikleri etkiler (O'Brien 2002).

#### 1.4.3. Polimerizasyon Aşamaları

Polimerizasyon, üç aşamada gerçekleşmektedir.

**1) Başlama Reaksiyonu (*Initiation*):** Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin üretilmesi gerekir. Serbest radikal tersiyer amin ya da organik peroksit ile sülfünik asit derivesi gibi kimyasal bir aktivatörün ısı veya ışık ile reaksiyonu

sonucu elde edilir. Başlatıcı serbest radikal monomer molekülü, yani metil metakrilat ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açar ve monomerdeki karbon atomuna bağlanarak, diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi verir. Böylece karbon atomunu kararsız halde bırakıp, bağlantının kendisini serbest radikal haline getirir (Sakaguchi ve Powers 2012, Anusavice ve ark. 2013).

**2. Büyüme, Yayılma Reaksiyonu (*Propagation*):** Serbest radikalle reaksiyona giren monomer molekülünün çift bağının açılmasıyla oluşan metil metakrilat serbest kökü, komşu monomer molekülünün de çift bağını açar. Bu işlem zincirin sürekli büyümesine neden olur. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, monomer üniteleri bitinceye kadar devam eder. Aynı zamanda serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girilmesiyle de sonlanabilir. Prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve öjenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (Sakaguchi ve Powers 2012, Anusavice ve ark. 2013).

**3. Sonlanma Reaksiyonu (*Termination*):** Zincir reaksiyonları direkt çift bağlarla veya büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle sonlandırılabilir. Yani polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle aktifliğini kaybetmesi işlemidir ki, bu işlem polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkmasıyla son bulur. Bazen de radikalın aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanır (Sakaguchi ve Powers 2012, Anusavice ve ark. 2013). Başlatıcı ışık ile aktive edildikten sonra, ortamda çok sayıda monomer molekülü bulunduğu için sonlanma reaksiyonları azdır. Zaman içinde monomerler zincire eklendikçe, monomer konsantrasyonu azalacağından büyüme reaksiyonları azalır, sonlanma reaksiyonları artar. Ortamda monomer bittikten sonra radikaller uzun süre kararlı kalamazlar. Su, hava oksijeni ve hava karbondioksiti gibi bir madde ile aktivitelerini kaybederler (O'Brien 2002).

Polimerizasyon reaksiyonlarında başlatıcı konsantrasyonu optimum bir değerde olmalıdır. Başlatıcı konsantrasyonu düşük olduğunda polimerizasyon hızı yavaş, yüksek olduğunda ise polimerizasyon derecesi düşük olur. Böylece oluşan polimerin molekül kütlesi de küçük olur. Küçük molekül ağırlıklı polimerlerin yoğunluğu,

erime noktası, kırma katsayısı, sertliği ve ısıya dayanımı düşüktür. Diş hekimliğinde polimerizasyon hasta ağzında gerçekleştiğinden, polimerizasyon hızının yüksek olması beklenir (O'Brien 2002).

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olma süreleri viskozitelerindeki farklılıklar nedeniyle ölçülemez. Işıkla polimerizasyonun başlatılmasından sonra polimerizasyonun yaklaşık olarak %75'i ilk 10 dakikada gerçekleşir ve polimerizasyonun 24 saat sonrasında da devam ettiği bildirilmiştir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, işlemi karmaşık duruma getiren birçok faktör vardır. Bunlar kendiliğinden hızlanma, kendiliğinden yavaşlama, reaksiyonun difüzyon hızından etkilenen sonlandırma süreci, mikro jeller, mikro bölgeler gibi heterojen yapılar ve sınırlayıcı fonksiyonel gruplarıdır. Polimerizasyonun başlangıcında monomerler tamamlanmamış gruplar içeren zincirler oluştururlar. Bu safhadan sonra zincir kendi içerisindeki tamamlanmamış grubun reaktif tarafı ile reaksiyona girerek, birinci dönüşüm alanlarını, ikincil dönüşüm alanlarını (çoklu çapraz bağlar) veya başka bir molekülün reaktif kanadı ile reaksiyona girerek çapraz bağları meydana getirir (Elliott ve ark. 2001, Obici ve ark. 2005).

Molekülün kendi yapısındaki tamamlanmamış grupla reaksiyona girerek zinciri tamamlaması ile yapıda heterojen karakterli mikro jeller oluşur. Bu yapı gerçekleştiğinde, monomerin polimere dönüşümü artar ancak çapraz bağ oluşma özelliği azaldığı için tüm yapının mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkilenir. Bunun sebebi de, mikro jeller içerisinde reaksiyona girmeden kalan tamamlanmamış çift karbon bağlarıdır (Andrzejewska 2001).

Işıkla polimerizasyonun başlangıç safhasında, zincir yapıların oluşmaya başlaması ile makro moleküllerin hareket kabiliyeti azalır. Bu aşamada kendiliğinden hızlanma meydana gelir ve polimerizasyon oranı artarak yüksek miktarda bir dönüşüm oluşur. Hızlı polimerizasyonu, kendiliğinden hızlanmanın sonlanması ile birlikte yavaş bir dönüşüm derecesinde maksimum seviyeye kadar gelen bir polimerizasyon zinciri takip eder (Obici ve ark. 2005). Bu durumda reaksiyona

girmemiş monomer miktarı azalmıştır ve yüksek viskozite kazanmış materyal içinde monomerin reaktif polimerizasyon alanlarına difüzyonu yavaşlamıştır (Andrzejewska 2001).

Aktivasyon ve başlangıç aşamaları 1 sn'den daha kısa zamanda oluşmaktadır. Gerçekleşen ilk çoğalma reaksiyonları ise saniyede 100 000'den 1 000 000'a kadar değişmektedir. Polimerizasyon derecesinde jel aşamasında meydana gelen azalmalar monomer miktarının azalmasına, monomer difüzyon zorluğuna, başlatıcıların katılaştıran ortamda etkin olmamasına bağlı olabilir. Daha sonraki dönüşüm seviyelerinde, çoğalma ve sonlanma reaksiyonları sonucunda oluşacak olan son dönüşüm derecesi, ortamdaki polimerize olmamış monomer veya reaktif gruba bağlı olmaktan çok ortamın difüzyon limitlerinden etkilenmektedir (Andrzejewska 2001). Bu durumda polimerizasyon miktarı oldukça azalmış bir hızda devam eder (Obici ve ark. 2005).

### **1.5. Kompozit Rezınlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işıık Cihazları**

Kompozit rezın restorasyonlarına imkan sağlayan temel unsurlardan biri ışık cihazlarıdır. Bunlar; kuartz tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC), lazer ve ışık yayan diyotlardır (LED) (Price ve ark. 2010). Kompozit rezın restorasyonlar için bu ışık cihazları doğru dalga boyunda, yeterli enerjide ışık üretmelidir (Nomoto 1997, Price ve Felix 2009).

Işıık kaynağının kompozit rezın içeriğindeki başlatıcı molekülleri aktive etmesi ile serbest radikaller oluşmakta ve polimerizasyon başlamaktadır. Başlatıcı moleküllerin ışık kaynağı ile aktive edilebilmesi için ışığın ve moleküllerin birbirlerine uygun dalga boylarında olmaları gerekmektedir. Aksi takdirde kompozit rezının polimerizasyonunun yetersiz olacağı bildirilmiştir (Van Noort 2013).

Işııkla polimerizasyon mekanizmasının daha iyi anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

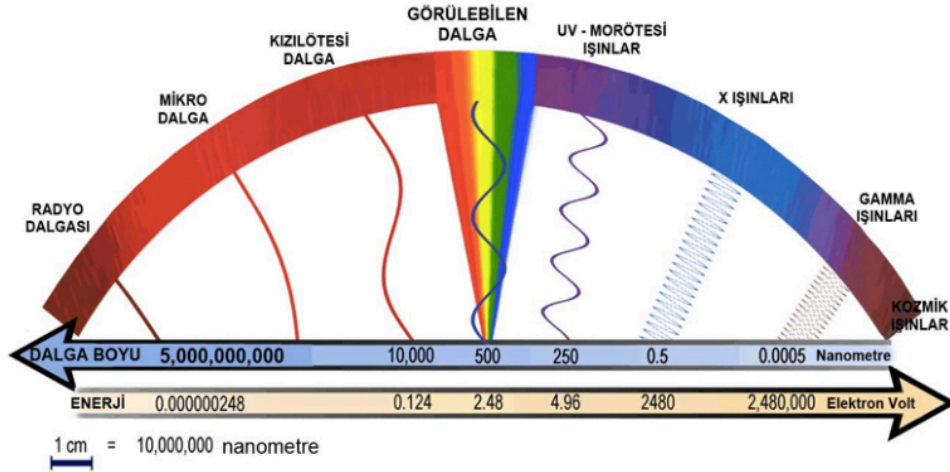
**Işık Gücü:** Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Miliwatt (mW) olarak ifade edilir (Akgün 2003, Price ve ark. 2004).

**Işık Şiddeti:** Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi  $mW/cm^2$ 'dir (Price ve ark. 2004). Işık cihazının gücünün, uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık cihazının gücü artırılarak ya da uygulama ucunun çapı küçültülerek ışık şiddeti artırılabilir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gerekli olan minimum ışık şiddeti  $400 mW/cm^2$ 'dir (Yap ve ark. 2002).

**Enerji Yoğunluğu:** Polimerizasyon süresince kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddeti ( $mW/cm^2$ ) ile uygulama süresinin (sn) çarpılması ile hesaplanır. Birimi  $mJ/cm^2$  ya da  $J/cm^2$ 'dir. Enerji yoğunluğu rezin kompozitlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirleyen başlıca faktördür. Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımının eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir (Yap ve ark. 2002, Price ve ark. 2004).

**Dalga Boyu:** Elektromanyetik dalgaların, birim zamanda yaptığı salınım sayısına veya kendilerini tekrarlama sıklığına '*frekans*' adı verilir. Bir ışığın bir salınımda aldığı yola da '*dalga boyu*' adı verilir (Jandt ve ark. 2000, Kurachi ve ark. 2001, Hammesfahr ve ark. 2002, Altunsoy ve ark. 2013).

**Elektromanyetik Spektrum:** Çeşitli enerji tiplerine sahip elektromanyetik dalgalar, dalga boylarına ve frekanslarına göre en uzundan en kısaya doğru '*elektromanyetik spektrumu*' oluştururlar. Bu sıralama uzun dalga boyundan kısa dalga boyuna doğru şu şekildedir: radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon (IR), görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlar (Beiser 1997). Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır. Göz, bu dar enerji bandı içerisinde farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik enerjiyi fark edebilmektedir. Bu bant kırmızı renkle (yaklaşık 700 nm dalga boyunda) başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora (yaklaşık 400 nm) doğru dalga boyu azalarak ilerler.



Şekil 1.7 Elektromagnetik dalga spektrumu

### 1.5.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)

QTH ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, 400-800 mW/cm<sup>2</sup> şiddetinde ışık yaymaktadır ve kompozit rezinleri 2 mm derinliğe kadar 40 sn'de polimerize etmektedirler (Anusavice 2003). Aynı cihazda ışığın çıkış gücü ve süresi ayarlanabilmektedir (Hackman ve ark. 2002). Bununla birlikte, yüksek ışık şiddetinde (800 mW/cm<sup>2</sup> den fazla) QTH ışık cihazları da günümüzde kullanılmaktadır. Bu ışık cihazlarından bazıları, 1300 mW/cm<sup>2</sup>'den fazla ışık şiddeti yayabilmektedir (Santos ve ark. 2004b). Bu cihazlarda, 11 mm'lik standart uçlar veya ışık yoğunluğunu yaklaşık %50 arttıran 8 mm'lik uçlar kullanılmaktadır (Uctasli ve ark. 2002, Sakaguchi ve Powers 2012). QHT ışık cihazları, güvenilirdirler ve tüm kompozit rezin materyallerinin polimerizasyonunda kullanılabilirler. Diğer ışık cihazlarına göre daha ucuzdurlar (Mahn 2013).

QTH ışıklar temelde geleneksel ışık ampülleri ile aynı teknolojiye dayalı olarak çalışırlar. Aralarındaki fark ampül filamentinin sıcaklığının daha yüksek olmasıdır. Bu cihazlarda ışık, bir rezistans gibi işlev gören ince tungsten filamentin, oluşan akımla ısınması sonucu, sıcaklığın 3000°K civarına gelmesiyle meydana gelir. Filament akkor haline geldiğinde büyük miktarda kızılötesi ışımının yanı sıra görünür ışık formunda elektromanyetik ışımaya yapar. Çıkan ışığın spektrumu geniştir. Bu nedenle belirli dalga boyundaki ışığı elde etmek için filtreleme gerekmektedir

(Mills ve ark. 2002a). Işık oluşurken yüksek miktarda ısı da meydana gelir. Oluşan ısının mutlaka elimine edilmesi gerekmektedir. Bu enerjinin dışı ulaşmasını engellemek amacıyla ısıyı soğuran filtreler kullanılmaktadır. Filtre, kızılötesi ışığı tutarak görünür ışık elde edilmesini sağlamaktadır. Filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşmakta, filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpada ve mukozada ısı oluşturmaktadır. Ayrıca, halojen ampülün ömrü sınırlıdır. Ampül, ışık filtresi ve reflektör zamanla bozulabilir. Oluşan yüksek ısı cihazın verimini düşürüp, zamanla etkinliğini azaltabilir. Klinik açıdan bu durum, yeterince polimerize olmamış, fiziksel özellikleri zayıf ve kırık riski fazla olan restorasyonların yapılmasına yol açabilmektedir (Oberholzer ve ark. 2005, Mahn 2013). Bu nedenle QTH ışık cihazlarının bütün parçaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol edilmelidir (Mills ve ark. 2002a). Cihaz gücünün kontrolü için radyometre kullanılabilir (Mills ve ark. 2002b).

### **1.5.2. Plazma Ark (PAC)**

Üreticiler tarafından polimerize edilen materyalin mekanik özelliklerini etkilemeden polimerizasyon süresini minimuma düşürdükleri öne sürülmüştür. Açık renkteki bir tabaka kompozit rezini polimerize etmek için 3-5 sn arasında uygulanması önerilmektedir (Mahn 2013).

PAC ışık cihazlarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bu ışık cihazları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir. PAC ışık cihazları 2000 mW/cm<sup>2</sup>'den daha yüksek şiddette ışık üretirler ve ömürleri halojen lambalarına oranla daha uzundur (Sharkey ve ark. 2001). PAC ışık cihazlarının oluşturduğu ışığın dalga boyunun birçok kompozit rezinin ve bağlayıcı ajanın başlatıcısı ile uyumlu olmaması nedeniyle polimerizasyon sağlayamamaktadır. Başlatıcılar, yayılan ışığın dalga boyu ile uyumlu olsalar bile, üreticilerin önerdiği kısa polimerizasyon sürelerinin birçok kompozit rezin için yetersiz olduğunu gösterilmiştir (Sharkey ve ark. 2001, Park ve ark. 2002). Bununla beraber bu tip ışık cihazları, polimerizasyon



sırasında restorasyon ile diş ara yüzeyinde yüksek miktarda büzülme stresi ve pulpada ısı artışı oluşturması gibi dezavantajlara sahiptir (Caughman ve Rueggeberg 2002).

### **1.5.3. Lazerler**

Diş hekimliğinde, kompozit rezinler ve bağlayıcı ajanların polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan, 454-514 nm dalga boyunda emilim gösteren Argon lazerler kullanılmaktadır (Burgess ve ark. 2002). 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpada ve ağız dokularında ısı artısına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır. Lazer ışık cihazları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, pahalı olmaları nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (Lloret ve ark. 2004).

### **1.5.4. Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diode, LED)**

LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan cihazlardır. Yapılarında halojen ampüllerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine; elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşır. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (Leonard ve ark. 2002, Teshima ve ark. 2003).

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (Mills ve ark. 2002b). Bu aralık, kamforokinonu başlatıcı olarak kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır (Leonard ve ark. 2002).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm<sup>2</sup>'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, geleneksel QTH ışık cihazları kadar iyi polimerizasyon sağlayamamışlardır. Sonraki yıllarda ikinci nesil LED ışık cihazları piyasaya

sürülmüştür. Bunlar, birinci nesile göre daha yüksek ışık gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yaymaktadırlar. Daha kısa sürede polimerizasyon sağlayarak daha iyi performans göstermektedirler (Price ve ark. 2003). Bu LED ışık cihazları tek diyod (mavi diyod) içerirler. Işık şiddetleri  $1200 \text{ mW/cm}^2$ 'den  $1500 \text{ mW/cm}^2$ 'ye kadar çıkmaktadır (Owens ve Rodriguez 2007, Flury ve ark. 2013).

Yüksek ışık şiddetindeki cihazların kullanımı bazı avantajlar sunmaktadır. Bunlardan biri polimerizasyon süresinin kısaltılması bir diğeri ise daha derin polimerizasyon oluşturmalarıdır. Bu avantajların yanı sıra bazı dezavantajlara sahiptir. Bu ışık cihazlarıyla sağlanan polimerizasyon çok hızlı olacağından, kompozit dış yüzeyine akamaz ve bu yüzden polimerizasyon büzülme stresleri dış yapısına veya bağlanma yüzeyine aktarılabilir (Asmussen ve Peutzfeldt 2005). Yüksek ışık şiddeti kullanılmasıdaki bir diğeri de, meydana gelen polimerlerin kalitesidir. Hızlı polimerizasyon ile daha az çapraz bağa sahip düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşur. Polimerlerin molekül ağırlıkları ve yaptıkları çapraz bağlar materyalin fiziksel özellikleri ile ilişkili olduğu için hızlı polimerizasyon, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebilir (Asmussen ve Peutzfeldt 2005).

Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, PAC ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığı için bazı kompozit rezinleri polimerize edememektedirler. Bazı üreticiler, 405-410 nm dalga boyu aralığında da ışık oluşturabilen üçüncü ve en son nesil LED ışık cihazlarını geliştirmişlerdir (Price ve ark. 2010).

Üçüncü nesil bu LED ışık cihazları, ikinci nesiller gibi mavi diyod içerirler ancak bir veya daha fazla düşük güçte diyod bulundurlar. Bu sayede mor diyodu oluştururlar. Üçüncü nesil LED ışık cihazları mor ve mavi diyodu kapsarlar. Böylelikle kamforokinon ve diğeri başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler (Rueggeberg ve ark. 2005).

LED ışık cihazları, dar bir spektral aralıkta ışık oluştururlar ve çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızılötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırır. Çalışabilmeleri için gereken güç, şarj edilebilen bataryalar ile sağlanabilmektedir. Diğeri ışık cihazlarına göre daha hafif olup, kablosuz olarak kullanılabilirler. Darbelere

ve vibrasyona dirençlidirler. LED ışık cihazlarının ömrünün, yaklaşık 10 000 saat civarında (5 yıllık klinik kullanım) olduğu bildirilmektedir. Filtre, reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadıkları için ürettikleri ışık sabit şiddettedir. Daha az ısı oluşturmaları, diş etinde ve pulpada irritasyon riskini azaltmaktadır (De Munck ve ark. 2005a).

#### **1.5.4.1. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program)**

Son yıllarda, polimerizasyon miktarını arttırmak, iç stresleri azaltmak, kenar bütünlüğü korumak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla üretici firmalar tarafından farklı polimerizasyon protokolleri ortaya konmuştur (Asmussen ve Peutzfeldt 2003, Lohbauer ve ark. 2005, Dewaele ve ark. 2009).

##### **1.5.4.1.1. Standart (*Continuous* – Devamlı) Polimerizasyon**

Kullanılan cihaza göre değişen ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna kadar hep aynı şiddette sabit kalır ve polimerizasyon süresi boyunca kesintisiz olarak uygulanır (Asmussen ve Peutzfeldt 2003, Kramer ve ark. 2008a).

##### **1.5.4.1.2. Yavaş Başlangıç (*Soft-Start*) Polimerizasyon**

Yavaş başlangıç protokolünde, düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Böylelikle serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlar ve kompozitin yüzeye akması için zaman sağlar. Sertleşme oranı yavaşlatılarak kompozitin viskoelastik fazı artırılır ve kompozit rezinin büzülme stresi kontrol edilebilir (Caughman ve Rueggeberg 2002, Yap ve ark. 2002).

Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon büzülme stresini azalttığı düşünülmekle beraber, alt tabakalardaki kompozit rezinin yeterli derecede polimerize olmaması ve buna bağlı olarak materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (Dennison ve ark. 2000).

Kompozit rezinlere uygulanan ışığın düşük şiddette başlayarak jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek şiddette ışık verilir.

Yavaş başlangıç protokolü dört farklı şekilde uygulanabilir:

**1. Kademeli güç artışı gösteren (*Step-curing*) polimerizasyon:** Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk 5-10 sn, 0-250 mW/cm<sup>2</sup> civarındaki düşük şiddette ışıkla ön polimerizasyon sağlanır. Ardından kullanılan ışık cihazına göre değişen, hemen yüksek şiddette (650-1000 mW/cm<sup>2</sup> civarında) ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır (Asmussen ve Peutzfeldt 2003).

**2. Düzenli güç artışı gösteren (*Ramped-curing, Exponential*) polimerizasyon:** Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi, ilk olarak düşük ışık şiddeti ile başlar. Daha sonra orantılı olarak ışık şiddeti artırılarak en yüksek seviyeye ulaşır. Son yıllarda geliştirilen ışık cihazlarına ilave edilen bir polimerizasyon protokolüdür (Asmussen ve Peutzfeldt 2003).

**3. Ara verilmiş kademeli (*Pulse delay*) polimerizasyon:** Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır. Ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ışık uygulanır (Asmussen ve Peutzfeldt 2003).

**4. Salınım şeklinde (*Oscillating*) polimerizasyon:** Polimerizasyon süresince ışık şiddeti, devamlı olarak en yüksek ve en düşük ışık şiddetleri arasında değişmektedir (Asmussen ve Peutzfeldt 2003).

Yavaş başlangıç protokolünün uygulanabilmesi için kullanılan ampül üniteleri otomatik olarak düşük şiddette ışık oluşturur. Bunu yüksek ışık şiddeti takip edecek şekilde tasarlanmıştır. Işık şiddetinin azaltılması, uzaklığın artırılması ve ışık cihazının ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasına filtrelerin yerleştirilmesiyle sağlanabilmektedir (Mehl ve ark. 1997, Santos ve ark. 2004a).

## 1.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda; klinisyenin göz önünde bulundurması gereken bazı önemli faktörler bulunmaktadır. Bunlar:

- Kompozit rezinler ile ilgili faktörler
- Işık cihazları ile ilgili faktörler
- Çevresel faktörler
- Diğer faktörlerdir.

### 1.6.1. Kompozit rezinler ile ilgili faktörler

Doldurucu tipi, miktarı ve diğer yapılar: Işık cihazından çıkan ışık, restorasyon yüzeyinde maksimum yoğunluğa sahiptir. Restorasyon içinde meydana gelen saçılma ve yansımalara bağlı olarak ışık yoğunluğu azalır. Kompozit rezinlerde, rezin matriks içinde dağılan doldurucu kısım ışığın saçılmasına neden olur. Işığın dağılımında, doldurucu miktarı ve büyüklüğü etkilidir. Küçük boyutlara sahip doldurucular, başlatıcı dalga boyu aralığına karşılık geldiği için saçılmayı artırır. Bu nedenle, kullanılan kompozit rezinin, içeriğindeki doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve konsantrasyonu, doldurucu ve rezin matriksin ışığı kırma oranına bağlı olarak kontrol edilmelidir (Musanje ve Darvell 2006).

**Kompozit rezinin rengi:** Işık ile polimerizasyon esnasında koyu veya daha opak renkteki kompozit rezinler, daha fazla ışık soğurur. Işık uygulama süresinin artırılmasını gerektirirler. Bu nedenle, kompozit rezinin tipine ve rengine uygun polimerizasyon süresi uygulanmalıdır (Caughman ve ark. 1995).

**Kompozit rezinin kalınlığı:** Kompozit rezinlerin en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilip, en az 400 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğundaki ışık ile 20-60 sn polimerize edilmesi standart kabul edilmektedir. Kompozit rezin kaviteye 2 mm'den daha kalın bir tabaka halinde yerleştirildiğinde, üst yüzeye uygulanan ışık, kompozit rezinin alt yüzeyine yaklaştıkça etkisini yitirmekte ve polimerizasyon tam olarak gerçekleşmemektedir. Bu nedenle, kompozit rezin kalınlığı 2 mm olduğunda daha düzenli bir polimerizasyon elde edilebilmektedir (Yap 1999).

**Başlatıcı tipi:** Kompozit rezin içerisinde, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağının dalga boyuna tepki veren yeterli konsantrasyonda başlatıcı bulunmalıdır. Kompozit rezinlerin çoğunda, kamforokinon bulunur. Bunun yanında, asilfosfin oksit ve  $\alpha$ -diketon gibi fotoinitiatör içeren kompozit rezinler de vardır. Kamforokinon içeren kompozit rezinlerin polimerizasyonunda başta QTH ışık cihazı olmak üzere diğer ışık cihazları da kullanılır. Asilfosfin oksit (monoasilfosfin oksit) ve  $\alpha$ -diketon (fenilpropanodin-PPD) içeren kompozit rezinlerde ise, yaygın olarak kullanılan ışık cihazları, başlatıcıların spektrumları ile kısmen reaksiyona girer veya herhangi bir etkileşim olmaz. Bu tip materyallerin LED ve PAC gibi ışık cihazları ile polimerizasyonu oldukça zordur. Bu nedenle klinisyenler, kullanacağı kompozit rezinin yapısına uygun ışık cihazı seçmelidirler (Mahn 2013).

#### **1.6.2. Işık cihazları ile ilgili faktörler**

**Işık cihazı ucunun büyüklüğü (Uç geometrisi):** Günümüzde kullanılan ışık cihazları; 3, 8, 10, 11, 13 ve 14 mm gibi farklı çaplarda uçlara sahiptir. 11 mm standart çapta uca sahip bir ışık cihazında ışığın dağılımı, 3 mm çapında uca sahip ışık kaynağına göre daha fazladır. Küçük çapta uca sahip ışık cihazlarında, ışığın çıkış yoğunluğu oldukça fazladır. Artan ışık yoğunluğu polimerizasyon sırasında diş dokusu ve restorasyonda ısı artışına neden olur. Bu nedenle, küçük çapta uca sahip ışık cihazları dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (Malhotra ve Kundabala 2010).

**Işık cihazının tipi:** Her ışık cihazı, belli bir dalga boyu aralığına, polimerizasyon etkinliğine, çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon için lazer ışık cihazı kullanıldığında daha fazla ışık soğurulması söz konusu iken, QTH ışık cihazı kullanıldığında ışığın saçılma miktarı daha fazla olmaktadır (Malhotra ve Kundabala 2010).

**Işık uygulama süresi:** Kompozit rezinlerin ve bağlayıcı ajanların yeterli polimerizasyonu, kullanılan ışık kaynağının yanısıra, ışığın uygulama süresine de bağlıdır. Işık cihazının gücü arttığında ışık uygulama süresi kısalmış ve buna bağlı olarak polimerizasyon derecesi ve derinliği de artar. Işık uygulama süresi, kullanılan ışık cihazının tipine, rezin esaslı restoratif materyalin yapısına ve rengine bağlı

olarak değişir. Bu nedenle, her klinik koşula uygun standart ışık uygulama süresi yoktur (Malhotra ve Kundabala 2010).

**Işık ucunun açılanması:** Işık cihazı ucu, restorasyon yüzeyine dik tutulduğunda, ışık hüzmesi, yüzeyde dairesel bir alan oluşturur. Işık cihazının çubuk şeklindeki ucu, restorasyon yüzeyinde maksimum ışık yoğunluğu oluşturması için, restorasyon yüzeyine paralel tutulmalıdır. Işık cihazı ucu eğimlendirildiğinde, yüzeyde oluşan dairesel alan, elipse dönüşür ve ışık enerjisi daha büyük alana yayıldığı için ışık yoğunluğu azalır (Malhotra ve Kundabala 2010).

**Restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe:** Işık cihazının ucu ile restorasyon arasındaki mesafenin, polimerizasyon işleminde önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Işık cihazı ucu ile restorasyon arası mesafenin, her 1 mm'lik artışında restorasyon yüzeyindeki ışık yoğunluğunun, %10 civarında azaldığı gösterilmiştir. Tüm ışık cihazları için restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe arttığında polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon derecesi azalır (Aravamudhan ve ark. 2006).

### 1.6.3. Çevresel faktörler

**Atmosferin etkisi:** Kompozit rezin yüzeyindeki ışık yoğunluğu, ışık ucu ile restorasyon arasındaki mesafe arttıkça azalır. Işık yoğunluğundaki azalma, restorasyon yüzeyindeki hava moleküllerinin ışığın saçılmasına neden olması şeklinde açıklanabilir (Malhotra ve Kundabala 2010).

**Ortamın etkisi:** Ortamdaki ışık, kompozit rezinin polimerizasyonunun erken başlamasına neden olabilir ve çalışma süresi kısalmır. Bunun önlenmesi için, sarı ve poliester esaslı fotografik filtrelerin kullanılması önerilir (Malhotra ve Kundabala 2010).

#### **1.6.4. Diğer faktörler**

**Diş dokusunun etkisi:** Işık cihazından çıkan ışığın, diş dokularını geçerken soğurulması ve saçılması sonucu, özellikle aproksimal alanlarda kompozit rezinin polimerizasyonu tamamlanamayabilir. Mine dokusu oldukça şeffaf yapıda olduğundan dentin dokusuna göre ışık geçişi, minede çok daha iyidir. Bu nedenle diş dokusu boyunca restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için ışık uygulama süresi arttırılır (Malhotra ve Kundabala 2010).

#### **1.7. Kenar Uyumu ve Mikrosızıntı**

Restoratif materyallerin kavite duvarlarına adaptasyonu, bir restorasyonun uzun dönem performansını etkileyen birincil faktördür. Diş ve restorasyon arasındaki iyi bir kenar uyumunun, mikrosızıntı oluşumunu önleyerek restorasyonun ömrünü uzatacağı bildirilmiştir (Gjorgievska ve ark. 2008). Restoratif materyaller ile diş dokuları arasında oluşan mikroaralıktan bakteri, ağız sıvıları, molekül ve iyonların geçişi mikrosızıntı olarak adlandırılmaktadır. Mikrosızıntı restorasyonların yenilenmesini gerektiren başlıca sebep olarak rapor edilmiştir (Taylor ve Lynch 1992, Alani ve Toh 1997, Aguiar ve ark. 2002, De Munck ve ark. 2005b, Heintze ve ark. 2008).

Mikrosızıntının ilerleyen dönemlerde; restorasyonda marjinal renklenmelere, marjinal kırıklara, ikincil çürüğe ve postoperatif hassasiyete neden olduğu belirtilmiştir (Alani ve Toh 1997, Aguiar ve ark. 2002, Heintze ve ark. 2008).

##### **1.7.1. Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etki Eden Faktörler**

Restorasyon ile kavite arasındaki kenar uyumuna ve mikrosızıntı oluşumuna etki eden faktörler; polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sırasında meydana gelen stresler, restoratif materyallerin diş sert dokularına yetersiz bağlanması, diş dokuları ve restoratif materyal arasındaki termal genişleme katsayı farkı ve ağız içinde restorasyonların maruz kaldığı termal, mekanik ve kimyasal streslerdir (Kubo ve ark.



2004, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006, da Silva ve ark. 2007, Duarte Jr ve ark. 2007).

#### **1.7.1.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Stresleri**

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu süresince monomerler polimerlere dönüşmektedir. Monomer moleküllerinin polimer ağına dönüşmesi ile monomer molekülleri arasındaki Van der Waals bağlarının oluşturduğu 0.3-0.4 nm'lik mesafe, polimerize olduklarında oluşan polimer üniteleri arasındaki kısa kovalent bağlarının 0.15 nm'lik mesafesine düşmektedir. Bu da polimerizasyon olayı süresince gerçekleşen büzülmenin bir ifadesidir (Fortin ve Vargas 2000, Summitt ve ark. 2006, da Silva ve ark. 2007, Visvanathan ve ark. 2007, Gerdolle ve ark. 2008, Van Ende ve ark. 2010).

Polimerizasyon büzülmesi arayüzde ve dış yapısında strese neden olmaktadır. Büzülmenin neden olduğu stresler 4 ile 7 MPa arasında değişen ve mine marjinlerinde çatlaklara yol açan kontraksiyon kuvvetleri oluşturabilmektedir (Wahab ve ark. 2003, Summitt ve ark. 2006). Polimerizasyon stresi, başlangıç olarak pre-jel safhasında, jel aşaması denilen kıvama ulaşınca kadar kompozit rezinin akıcılığı ve kavite içinde serbest yüzeylere yayılması ile hafifletilir. Bu noktadan önce kompozit rezin esnektir ve stresi hafifletmektedir. Jel noktasına ulaşıldıktan sonra kompozit rezin, büzülme stresinin dış dokusuna iletildiği esnek olmayan sert bir duruma geçmektedir (Fortin ve Vargas 2000, Summitt ve ark. 2006, Visvanathan ve ark. 2007, Gerdolle ve ark. 2008, Van Ende ve ark. 2010). Post-jel fazı süresince oluşan stresler materyalin akıcılığı ile hafifletilemez ve kalan stresler zamanla materyal içinde veya dış ile kompozit rezin arayüzünde yorgunluğa neden olabilir (Yap ve ark. 2000, Summitt ve ark. 2006). Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi sonucu rezin dentin arayüzünde gerçekleşen stres oluşumu materyalin adaptasyonun bozulmasına neden olmakta ve sonuç olarak kenar sızıntısını ve restorasyonun bozunmasını hızlandırmaktadır (Bedran-de-Castro ve ark. 2004).

Polimerizasyon büzülmesine etki eden; kavite geometrisine bağlı faktörler, restoratif materyalin yapısı ile ilgili faktörler, polimerizasyon ve yerleştirme tekniği

ile ilgili faktörlerin de mikrosızıntıya etkisi olduğu saptanmıştır (Braga ve ark. 2006, Kurokawa ve ark. 2007, Bagis ve ark. 2009, Hegde ve ark. 2009, Van Ende ve ark. 2010).

#### **1.7.1.2. Diş Sert Dokularına Bağlanma**

Kompozit rezin ile diş dokusu arasındaki sıkı bir bağlantının, restorasyonun başarısında önemli bir yeri bulunmaktadır. Bağlanma kuvvetinin, kompozit rezinlerin polimerizasyonu süresince büzülme streslerine karşı koyabilecek kuvvette olması gerektiği belirtilmiştir (Balkenhol ve ark. 2007). Bu nedenle, başarılı bir başlangıç adaptasyonu, bağlayıcı ajanların kompozit rezinin kavite duvarlarından ayrılmasını önleyebilme kapasitesine dayanmaktadır (Haak ve ark. 2003)

Polimerizasyon süresince, reaksiyonun tümü ve büzülme tam olarak 5-10 sn de meydana gelmektedir. Polimerizasyon stresleri hızlı ve düzensiz bir şekilde oluşmakta, birkaç dakika sonra birtakım etkenler ile stresler rahatlamaktadır. Bonding sistemlerin son zamanlardaki gelişmelerine ve daha iyi hibrit tabakası oluşturmalarına rağmen, erken streslerde yeteri kadar kuvvetli olamadıkları ve yer değiştirebildikleri belirtilmiştir. Eğer dentin bonding sistemlerin polimerizasyonu yetersiz ve etkin değil ise daha sonra arayüzde başarısızlıklar oluşabilmektedir (Bayne 2005).

Kaviteye kompozit rezinin yerleştirilmesi ve polimerizasyonu ile polimerizasyon büzülme stresleri ile bağlayıcı ajanlar arasında bir rekabet söz konusu olmaktadır. Adezyon kuvvetlerinin büzülme streslerine direnç göstermesi sonucu tüberkül deformasyonuna bağlı olarak postoperatif hassasiyet oluşabilmektedir. Eğer kavite tamamen mine ile çevrili ise kompozit rezinin dentinden ayrılması ile stres hafifletilir; bununla birlikte minede marjinal bütünlük devam eder. Eğer polimerizasyon büzülme kuvvetleri, adeziv sistemlerin anlık dayanımlarını aşıyor ise gingival kenarda açıklık oluşabilmekte ve sonucunda restorasyon muhtemelen bu bölgede sızdırabilmekte ve büyük olasılıkla yerinden çıkabilmektedir. Bu nedenle etkin bir bağlanmanın oluşumu majinal bütünlüğün korunması için olumlu olarak düşünülmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2010).

### **1.7.1.3. Termal Genleşme Katsayısı**

Kompozit rezinler ve diş yapılarının termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluklara bağlı olarak termal değişiklikler de strese neden olmaktadır (Kubo ve ark. 2004). Kompozit rezinler diş yapısından 2-6 kat daha yüksek termal genleşme katsayısına sahiptir (Summitt ve ark. 2006). Mine ve dentinin termal genleşme katsayıları sırası ile 11.4 ppm/°C ve 8.3 ppm/°C dir. Kompozit rezinlerin ise 25-60 ppm/°C arasında değişmektedir (Wahab ve ark. 2003, Kubo ve ark. 2004). Bu farklılık, kompozit rezinin, sıcak kahve veya dondurma tüketilmesi durumunda olduğu gibi sıcaklık değişikliklerine cevap olarak diş yapısından daha yüksek oranda genişleyeceği ve büzüleceği anlamına gelmektedir. Bu uyumsuzluğun, adezyon kaybına ve mikrosızıntı ile sonuçlanabilen diş ile restorasyon arayüzünde açıklık oluşumuna neden olacağı belirtilmektedir (Hakimeh ve ark. 2000, Summitt ve ark. 2006).

### **1.7.1.4. Termal, Mekanik ve Kimyasal Stresler**

Restoratif materyalin sertleşmesi süresince mükemmel bir kenar uyumu elde edilmesi restorasyonun ömrü açısından önem taşımaktadır. Ancak diş ve restoratif materyaller ağız içerisinde ısı ve pH değişikliklerine ve mekanik streslere maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle zamanla termal ve mekanik döngüler karşısında bu uyumu devam ettirmek oldukça zor bir durumdur (Dauvillier ve ark. 2000, Hakimeh ve ark. 2000, Manhart ve ark. 2001a)

Ağız içerisindeki asitler veya enzimler tarafından oluşturulan kimyasal ataklar, sıcaklık değişimleri ve çiğneme kuvvetleri uzun bir süre sonucunda diş ile restorasyon arayüzünde ciddi sorunların oluşmasına neden olmaktadır. Klinik olarak kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlüğün bozulması önemli bir problem olarak görülmeye devam etmekte ve restorasyonların ömrünü kısaltan temel sebebi oluşturmaktadır. Sonuç olarak restorasyonun bozunması kimyasal, termal ve mekanik yük streslerine bağlı olarak gelişmektedir (Bedran-de-Castro ve ark. 2004).

Restorasyonların maruz kaldığı ve bozunmasına neden olan bu uzun dönem streslerin materyallerin performanslarının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda da göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu nedenle bu stresleri simule etmek için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Suda bekletme, termal siklus ve mekanik yükleme bu amaçla geliştirilen yöntemlerdir (Hung ve ark. 2011).

#### **1.7.1.4.1. Suda Bekletme**

Suda bekletme sonucunda gözlenen bağlanma etkinliğindeki azalmanın, hidrolizis ile ara yüz komponentlerinin bozunması sonucu gerçekleştiği düşünülmektedir. Bununla birlikte daha önceki çalışmalarda, aynı zamanda suyun infiltre olabileceği ve polimer matriksin mekanik özelliklerini düşürebileceği belirtilmiştir (De Munck ve ark. 2005b). Bu tip bir çalışmada, örnekler, belli bir süre oda sıcaklığında sıvı içerisinde saklanmaktadır. Saklama solusyonu olarak genellikle su kullanılmaktadır (Cacciafesta ve ark. 2005, Visvanathan ve ark. 2007).

#### **1.7.1.4.2. Termal Döngü**

Termal döngü ağız boşluğunda gözlenen sıcaklık değişimlerinin in vitro koşullarda diş ve restorasyona uygulanma işlemidir (Hung ve ark. 2011). Termal döngü uygulaması ile yaşlandırmanın dişler ve restorasyon üzerindeki etkisi iki şekilde açıklanmaktadır. Birincisi, sıcak suyun ara yüz bileşenlerinin hidrolizisini takiben su alımını ve zayıf polimerize olmuş polimer rezinin veya parçalanma ürünlerinin açığa çıkmasını hızlandırabilmesidir. İkinci olarak ise restoratif materyalin dişle oranla daha yüksek termal büzülme ve genleşme katsayısından dolayı diş ile biyomateryal arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme streslerinin oluşmasıdır. Bu stresler bağlanan ara yüzlerde çatlak oluşumuna yol açabilmekte ve açıklık oluşumu ile de ağız sıvılarının geçişine neden olabilmektedir. Bu durum ise perkolasyon olarak tanımlanmaktadır (Alani ve Toh 1997, Gale ve Darvell 1999, De Munck ve ark. 2005b).

Termal döngü testi için çalışmalarda kullanılan banyo sıcaklık değerlerinin alt sınırı 2-20°C arasında değişirken, üst sınır 45-65°C değerleri arasında yer almaktadır. Çalışmalarda, siklus sayısı ise 1 ila 100 000 arasında değişkenlik göstermiştir (Eroğlu E. 2010). ISO'nun ilk kez 1994'te daha sonra 2003'te tekrar düzenlediği standartlarına (TR 11450) göre termal döngü test düzeneğindeki alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olarak ve döngü sayısı 500 olarak belirlenmiştir (De Munck ve ark. 2005b). ADA'nın yayınladığı '*Acceptance Program Guidelines*' adlı programda da termal döngü testi için alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olarak fakat döngü sayısı 4000 olarak önerilmiştir (Association 2001).

#### **1.7.1.4.3. Mekanik Yükleme**

Dişler normal fonksiyon ve parafonksiyon süresince okluzal streslere maruz kalmaktadırlar ve diş yapısı boyunca stres dağılımı gözlenebilmektedir. Bununla birlikte bu okluzal yükler dişin esnemesine neden olmaktadır (Hung ve ark. 2011). Diş esnediği zaman, servikal bölgede gerilim ve makaslama stresleri gelişmektedir (Jang ve ark. 2000, Arisu ve ark. 2008). Ağız ortamında dolgu ve diş yapıları üzerinde asimetrik basınç meydana getiren bu mekanik faktörler in vitro çalışmalara da yansıtılmıştır (Alani ve Toh 1997, Jang ve ark. 2000). In vitro çalışmalarda çığnemeyi simule etmek amacıyla okluzal yükleme veya mekanik siklus kullanılmaktadır (De Munck ve ark. 2005b, Arisu ve ark. 2008). Restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş stres altındayken artırdığı gösterilmiştir (Alani ve Toh 1997, Jang ve ark. 2000). Laboratuvar koşullarında yapılan mikrosızıntı değerlendirmelerinde, restore edilmiş dişlere hem termal hem de okluzal streslerin uygulanmasının ağız içi şartları daha yakın taklit edebileceği önerilmiştir (Hung ve ark. 2011).

#### **1.7.2. Mikrosızıntı Tespit Yöntemleri**

Diş ile restorasyon kenarlarındaki mikrosızıntının değerlendirilmesinde; boyalar, hava basıncı, bakteriyel sızıntı, radyoaktif izotop, nötron aktivasyon analizi, kimyasal

izleyiciler, kullanılmaktadır (Manhart ve ark. 2001b, Gerdolle ve ark. 2008, Heintze ve ark. 2008).

### **1.7.2.1. Boya Penetrasyon Yöntemi**

Boya penetrasyon yöntemi mikrosızıntı tespiti için kullanılan en eski yöntemlerden olup, kolay ve basit uygulaması nedeniyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır (Taylor ve Lynch 1992, Alani ve Toh 1997, Karadağ 2005, Mali ve ark. 2006). Bu yöntemde, çekilmiş dişlere restorasyon yapıldıktan sonra kök uçları bir rezin materyali ile kapatılır. Diş yüzeyinde restorasyon dışında kalan alanlar bir vernik veya cila ile kaplanır. Hazırlanan örnekler boya solüsyonuna koyularak belli bir süre bekletilir. Daha sonra solüsyondan alınarak yıkanır ve mikroskopta incelenmek amacıyla kesitler alınır (Mali ve ark. 2006, Heintze 2007).

Bu çalışmalarda floresan, akridin turuncusu, toluidin mavisi, eritrosin, kristal violet, bazik fuksin, gümüş nitrat, anilin mavisi, metilen mavisi ve Rodamin B gibi çeşitli boya solüsyonları kullanılmaktadır (Piva ve ark. 2002, Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009). Bu çalışmalarda dentin geçirgenliği önemli bir faktördür. Dentin tübüllerinin sayısı ve çapı pulpaya yaklaştıkça artar. Bu nedenle kullanılan boya partiküllerinin çapının dentin tübüllerin çapından daha büyük olması istenmektedir (Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

Kesit alma işleminden dolayı diş örneklerinin zarar görmesi ve tekrar inceleme yapılamaz duruma gelmesi, diş ile restorasyon ara yüzünün kısmi bir analizinin gerçekleştirilmesi ve üç boyutlu sızıntının iki boyutlu olarak incelenebilmesi dezavantajlarıdır (Alani ve Toh 1997, Heintze 2007, Heintze ve ark. 2008, Ayyıldız ve ark. 2009). Hızlı ve direkt ölçüm yapılabilmesi avantajlarını oluşturmaktadır (Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

### **1.7.2.2. Hava Basıncı Yöntemi**

Bu yöntem Harper tarafından 1912 yılında geliştirilmiştir. Kök kanalı ve pulpa odası boyunca diş içine basınçlı hava uygulanıp, kaybolan basıncın ölçülmesini esas alan bir yöntemdir. Bu ölçüm, uygulanan basınç sonucunda, sualtına yerleştirilen restorasyonun kenarlarından hava kabarcıklarının çıkışının mikroskopik olarak incelenmesi yolu ile gerçekleştirilmektedir. Diş örneklerine zarar verilmemesi en önemli avantajdır. Klinik durumu yansıtmaması ise en önemli dezavantajını oluşturmaktadır (Raskin ve ark. 2001, Ayyıldız ve ark. 2009).

### **1.7.2.3. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi**

Restorasyon kenarlarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanan bir yöntemdir (Taylor ve Lynch 1992, Ayyıldız ve ark. 2009). Bu yöntem ile genelde belli bir bakteri cinsi ve besiyeri kullanılmaktadır. Bunun için, dişler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konular ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan isaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine göre sızıntı miktarı tespit edilmektedir (Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

Bakteri sızıntısı için, kavite duvarlarıyla restorasyon materyali arasındaki açıklığın 0.5-1 µm arasında olması gerekmektedir. Daha küçük aralıklar bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin geçmesine izin vermezler. Bu yöntemle elde edilen sonuçlar nicel değil niteldir. Bu da önemli bir dezavantaj olarak görülmektedir (Karadağ 2005, Erdemir ve Yaman 2011).

### **1.7.2.4. Radyoizotop Yöntemi**

Radyoaktif izotopların kullanımı, çok küçük miktarlarda sızıntının tespitine olanak sağlamaktadır. En küçük boya partikülü ile karşılaştırıldığında, boya partikülü 120 nm iken izotop molekülünün sadece 40 nm olması sızıntı çalışmalarında çok ince detay vermektedir. Bu yöntemde kullanılan izotoplar  $Ca^{45}$ ,  $I^{131}$ ,  $S^{35}$ ,  $Na^{22}$ ,  $Rb^{86}$ ,  $C^{14}$  ve

$P^{32}$ ,dır (Karadağ 2005, Erdemir ve Yaman 2011). İncelenecek dişler, birkaç saatliğine izotop solüsyonuna batırılır. Daha sonra solüsyondan çıkarılan örnekler uzun süre yıkamaya tabi tutulduktan sonra kesit alınır. Kesilen yüzeyler bir fotoğraf filmine aktarılır. Sonuçlanan radyografiler, restorasyon ile kavite duvarı arasına penetre olan herhangi bir radyoaktif izotopun varlığını ve lokalizasyonunu göstermektedir (Raskin ve ark. 2001, Ayyıldız ve ark. 2009).

Bu tekniğin en önemli dezavantajı, sonuçların subjektif olmasıdır. Tekniğin karışık ve hassas olması, radyoaktif madde kullanımı nedeniyle güvenlik için bazı önlemlerin alınması gerekliliği, izotopların pahalı olması ise diğer dezavantajları olarak gösterilmektedir (Alani ve Toh 1997, Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

#### **1.7.2.5. Nötron Aktivasyon Analizi**

İn vivo olarak restorasyon kenarlarının etrafına manganez gibi kimyasal bir işaretleyicinin sızmasına izin veren bir yöntemdir. Daha sonra diş çekilebilir ve manganeze enerji veren nötronlar ile bombardımana tutulan nükleer bir reaktörün merkezine yerleştirilir. Diş tarafından emilen manganezin ölçümü ile sonuca varılmaktadır (Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

Dezavantaj olarak bu teknik, restorasyonun hangi noktada sızdığını ya da restorasyon kenarları haricinde nereden manganez absorpsiyonu olduğunu göstermemektedir. Ayrıca, pahalı ve karışık bir tekniktir. İşaretleyicinin derinliğini belirlemek için birkaç tane kesit almak gerekebilmekte bunun da radyasyon tehlikesi yaratabileceği belirtilmektedir (Raskin ve ark. 2001, Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009, Erdemir ve Yaman 2011).

#### **1.7.2.6. Kimyasal İşaretleyicinin Kullanımı**

Bu metod, iki kimyasal ajanın penetrasyonuna dayanmaktadır. Kimyasal ajan olarak iki renksiz bileşen kullanılmaktadır ve bu bileşenlerin reaksiyona girmesi ile opak bir görüntü elde edilmektedir. İki molekülden yalnızca küçük olanın penetrasyonu ile



görüntü elde edilmez ve sızıntı belirlenemez. Görüntü, fotoğraf çekimi ile elde edilmektedir (Taylor ve Lynch 1992, Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009).

Objektif ölçümler, kantitatif veri elde edilmesi ve ajanın radyoaktif olmaması bu yöntemin avantajları, sonuçların subjektif olarak yorumlanması ise dezavantajıdır (Raskin ve ark. 2001, Karadağ 2005, Ayyıldız ve ark. 2009, Erdemir ve Yaman 2011).

### **1.7.3. Marjinal Bütünlüğü Değerlendirme Yöntemleri**

#### **1.7.3.1. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme**

Restorasyon ile diş arasındaki marjinal bütünlüğün incelemesi taramalı elektron mikroskobu ile gerçekleştirilmektedir. Bu yöntem, polimerizasyon büzülmesi veya termal ve mekanik etkiler süresince meydana gelen kuvvetlerin mine ve dentin bağlanma dayanımını aştığı durumlarda restorasyon marjinde gözlemlenebilir bir açıklık oluşabileceğini göstermektedir (Van Meerbeek ve ark. 2001, De Munck ve ark. 2005b). Taramalı elektron mikroskobunun kullanımı, yüksek büyütme ve odaklanma yolu ile restoratif materyalin kavite kenarlarına adaptasyonunun direkt göz ile incelenmesini sağlamaktadır. Kavite duvarları ile restorasyon arasında oluşan açıklıkların uzunlukların ve çaplarının ölçülmesinde de kullanılmaktadır.

Daha önce, taramalı elektron mikroskobu ile diş üzerinde yapılan incelemelerde karşılaşılan kurutma, kesit alma, deformasyon gibi problemler araştırmacıları bu incelemeyi başka teknikler ile uygulamaya yöneltmiştir. Dişlerden alınan ölçüler ile elde edilen replikalar ile bu yöntem geliştirilmiştir (Taylor ve Lynch 1992, Alani ve Toh 1997, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006). Ölçü materyali olarak, boyutsal stabilitesinin yüksek oranda olmasından dolayı polivinil siloksan ölçü maddeleri, replika elde etmek için epoksi rezin kullanımı tavsiye edilmektedir.

Marjinal bütünlüğün kantitatif olarak değerlendirilmesi, epoksi replikaların bilgisayarlı görüntü analiz sistemi ile incelenmesini içermektedir. Bu teknik kullanılarak tüm kavite çevresi kaydedilebilmekte ve restorasyon için marjinal

kalitenin veya açıklık yüzdesi açıklanabilmektedir (Taylor ve Lynch 1992, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006). Tüm kavite marjının incelenmesinin uzun zaman alması, pahalı ve karmaşık bir teknik olması ise dezavantaj olarak görülmektedir (Taylor ve Lynch 1992, Chuang ve ark. 2004, Heintze 2007).

### **1.7.3.2. Mikrotomografi ile Değerlendirme**

Mikrotomografi (Micro-XCT), X ışını kullanılan üç boyutlu görüntüleme kapasitesi olan yüksek çözünürlükte bilgisayarlı bir sistemdir. Bu sistem ile kompozit rezinlerin kaviteye adaptasyonları ve internal boşlukları görüntülenebilmekte, örneklerin yıkımı gerçekleşmeden tüm kavite kantitatif olarak değerlendirilebilmektedir (Kakaboura ve ark. 2007, Papadogiannis ve ark. 2009). Ayrıca, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin daha iyi karakterizasyonu için diş-restorasyon arasındaki açıklıkların çizgisel, alansal ve hacimsel ölçümleri elde edilebilmektedir. Böylece kavite şekli, konfigurasyon faktörü ve restoratif materyalin tipi gibi parametrelerin karşılaştırması yapılabilmektedir (Kakaboura ve ark. 2007). Bu teknik dentinden belirgin oranda farklı X ışını emilim katsayısına sahip kompozit rezinler için geçerli olmaktadır. Micro-XCT kullanımının da bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Bunların başında, doymamış veya düşük oranda doymuş adeziv sistemler gibi minimum düzeyde X ışını emilimi olan materyallerden kaynaklanan boşlukların varlığını ayırt etmekte başarısızlığa uğrayabilmesi gelmektedir. Bu nedenle bazı durumlarda, polimerize olmuş adeziv tabakasından arayüzdeki açıklıkları ayırt etmek mümkün olmayabilmektedir (Papadogiannis ve ark. 2009). Micro-XCT yöntemi, kavite ile restorasyon arasında yetersiz veya uygun olmayan radyografik kontrast var olduğunda uygulanamayabilmektedir. Bu durum; kaviteler, çok yüksek X ışını emilimi gösteren, dentin ile benzer emilim gösteren veya emilim göstermeyen materyaller ile restore edildiğinde oluşabilmektedir (Kakaboura ve ark. 2007).

## 1.8. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon )

Rezin esaslı restoratif materyallerde ‘polimerizasyon derecesi’ ya da ‘konversiyon’, polimerizasyon boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarına verilen addır ve karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme miktarının yüzde cinsinden ifadesidir. Polimerizasyon miktarı, direkt veya indirekt restorasyonların uygulaması sırasında rezin esaslı restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Yeterli polimerizasyon, rezin esaslı restoratif materyal için ideal fiziksel özelliklerin ve memnun edici klinik performansın elde edilmesinde oldukça önemlidir. Yetersiz polimerizasyon, rezin esaslı restoratif materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflamasına, dayanıklılık, sertlik, su emilimi ve renk stabilitesi gibi özelliklerinde de değişikliklere neden olur (Yan ve ark. 2010).

İdeal polimerizasyonda teorik olarak, monomerlerin tüm karbon çift bağlarının reaksiyona girerek polimer zincirine katılması gerekmektedir. Fakat pratikte hiçbir polimerizasyon reaksiyonu yüzde yüz verimlilikle gerçekleşmemektedir.

Karbon çift bağlarının dönüşüm miktarı; rezin materyalin yapısı (monomer yapı ve doldurucuların tipi ve oranı), ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranları, ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi, ortamın ısısı, ortamda oksijenin varlığı gibi birtakım faktörlere bağlıdır (Stansbury ve Dickens 2001, Kim ve Watts 2008).

Polimerizasyon esnasında moleküllerin polimer zincire katılması sonucu viskozite artmakta ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durumun, materyalin içerisindeki henüz reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamış olmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha meyillidirler. Bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyon tam olarak gerçekleşemez. ‘Polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu’ olarak

adlandırılan bu olay esnasında yüzeyde oluşan tabakaya da ‘oksijen inhibisyon tabakası’ adı verilmektedir (Altunsoy ve ark. 2013).

Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılmayıp artık monomer olarak kalabilmektedir (Imazato ve ark. 2001, Moraes ve ark. 2008)

Düşük polimerizasyon derecesi, rezin esaslı restoratif materyallerin biyouyumluluğunu, mekanik özelliklerini, çözünürlüğünü, boyutsal ve renk stabilitesini önemli oranda etkiler. Polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan artık monomerler, pulpa üzerinde toksik etkilere neden olurken, restorasyon-diş arası bağlantıda defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve sekonder çürüğe yol açabilir (Kim ve Watts 2008).

### **1.8.1. Polimerizasyon Derecesi Belirleme Yöntemleri**

Monomerden polimere dönüşebilen rezinin kalınlığı ‘polimerizasyon derinliği’ ya da ‘sertleşme derinliği’ olarak adlandırılmakta ve polimerizasyonun derecesini belirlemektedir.

Polimerizasyon derecesini (bir başka deyişle reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını ve polimerize olmadan kalan karbon çift bağlarının oranını) belirlemek ya da konu hakkında fikir yürütebilmek için günümüzde birçok direkt veya indirekt ölçüm tekniği kullanılmaktadır (Mazzaoui ve ark. 2002, Schedle ve ark. 2003, Spagnuolo ve ark. 2004, Nunes ve ark. 2006, Viljanen ve ark. 2006, Du ve Zheng 2008).

Bu yöntemlerden bazıları şunlardır:

- Fourier Transform-Infrared Spektroskopisi  
(Fourier Transform-Infrared Spectroscopy=FT-IR)
- Raman Spektroskopisi  
(Raman Spectroscopy)
- Ayırıcı Termal Analiz  
(Different Thermal Analysis=DTA)

- Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi  
(Nuclear Magnetic Resonance=NMR)
- Diferansiyel Tarama Kalorimetresi  
(Differential Scanning Calorimetry=DSC)
- Çoklu İç Yansıma Spektroskopisi  
(Multiple Internal Reflection=MIR)
- UV ve Görünür Bölge Absorpsiyon Spektroskopisi  
(UV and Visible Absorption Spectroscopy=UV-VAS)
- Elektron Paramagnetik Rezonans  
(Electron Paramagnetic Resonance=EPR)
- Yüzey Sertlik Ölçümü  
(Surface Hardness Measurements)
  - Knoop yüzey sertliği ölçümü (Knoop Hardness Number=KHN)
  - Vicker's yüzey sertliği ölçümü (Vicker's Hardness Number=VHN)
  - Rockwell yüzey sertliği ölçümü (Rockwell's Hardness Number=Rockwell)
  - Brinell yüzey sertliği ölçümü (Brinell Hardness Number=BHN)

şeklinde sıralanabilir (Imazato ve ark. 2001, Stansbury ve Dickens 2001, Arısu ve ark. 2008, Moraes ve ark. 2008).

### **1.8.1.1. Spektroskopik Yöntemler**

Spektroskopik analiz bir numunedeki atom ya da moleküllerin elektromanyetik ışığa ile etkileşimi sonucunda oluşan soğurum, yayılım ve saçılma olayları ile ilgilenen bilim dalıdır (Hollas 2004). Spektroskopik analiz 1960'lı yılların ortalarından itibaren lazerlerin gelişmesi ile birlikte çok geniş bir çalışma alanı sağlamaktadır ve bilimin birçok alanında kullanılmaktadır. Özellikle atomik ve moleküler yapıların incelenmesinde tercih edilir (Hollas 2004). Spektroskopik analiz yöntemlerinde numunenin üzerine, bir uyarıcı tanecik gönderilir ve numunenin bu uyarıcı taneciğe karşı davranışı ölçülür. Spektroskopik yöntemler, atomik spektroskopik ve moleküler spektroskopik olmak üzere iki temel gruba ayrılır (Svanberg 2012).

Atom, molekül veya iyonun elektromanyetik ışığa ile etkileşimi sonucu dönme, titreşim ve elektronik enerji seviyelerindeki değişiklikler spektroskopinin temelini oluşturur (Beiser 1997). Elektromanyetik ışığa bir enerji türüdür. Görünür ışık, x ışınları, ultraviyole, kızılötesi, mikrodalga ve radyo dalgaları elektromanyetik ışınının çeşitleridir (Hollas 2004).

Dalga özelliğinden faydalanılarak girişim-kırınım gibi olayları tanımlayan elektromanyetik ışığa dalga ve tanecik olmak üzere çift karakterlidir. Işımanın madde ile olan etkileşimini açıklamak için dalga-tanecik ikilemi bir arada değerlendirilmelidir (Pavia ve ark. 2008). Elektromanyetik ışığa farklı spektroskopik yöntemlere göre uygun enerji bölgelerine ayrılabilir. Bir madde üzerine düşürülen değişik dalga boylarındaki ışımalarından sadece belli bir kısmını soğurabilir. Soğurma ile ışığa enerjisi maddenin iyon, atom ya da moleküllerine aktarılır. Bu durumda söz konusu olan atom, iyon ya da molekül uyarılmış hale geçer (Svanberg 2012).

Uyarılmış atom, iyon ya da molekül soğurduğu ışığa enerjisini geri vererek temel enerji seviyesine geri döner. Bir maddenin temel hali ile uyarılmış hali arasındaki enerji farkları, başka bir maddenin durumundan farklı olduğu için, her madde kendine ait bir soğurma spektrumuna sahiptir. İki ana başlık altında toplanan soğurma spektrumunun birincisi, elektronların bir enerji düzeyinden başka bir enerji düzeyine geçişi olan atomik soğurma spektrumudur. İkincisi ise moleküler soğurma spektrumudur. Bu spektrum elektronik düzeyler arasındaki geçişlere ek olarak dönme ve titreşim enerji düzeyleri arasındaki geçişlerdir (Gündüz 1999).

Elektromanyetik ışınım hem yayılma yönüne hem de birbirine dik elektrik ve manyetik alanların titreşmesinden meydana gelir. Maddenin bir elektromanyetik ışın ile etkileşmesi durumunda elektromanyetik ışınımın elektrik alan bileşeni maddenin atom ve moleküllerinin elektriksel, manyetik alan bileşeni ise manyetik özelliklerine etki ederek moleküllerin iç enerjisinde değişimler meydana getirir. Elektromanyetik ışınımın elektriksel bileşeni geçirgenlik, yansıma, kırılma ve soğurma gibi olaylardan, manyetik bileşeni ise nükleer manyetik rezonans olayında radyo frekansındaki dalgaların soğurulmasından sorumludur. Elektromanyetik spektrum bölgelerinde uygulanabilecek spektroskopik uygulama alanları Çizelge 1.2'de belirtilmiştir (Baver ve ark. 1978).

**Çizelge 1.2** Elektromanyetik ışına dayanan yaygın spektroskopik yöntemler (Baver ve ark. 1978)

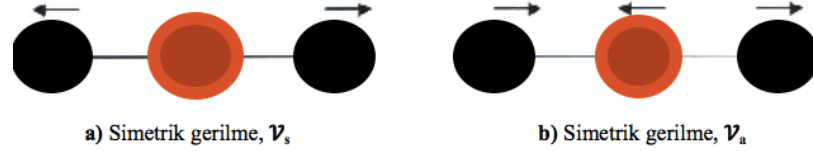
<b>Spektroskopi Tipi</b>	<b>Dalga boyu Bölgesi</b>	<b>Dalga sayısı Aralığı, cm<sup>-1</sup></b>	<b>Kuantum Geçiş Tipi</b>
$\gamma$ - ışını yayınımlı	0.005 - 1.4 Å	-	Nükleer
X-ışını soğurması, yayınımlı ve kırınımlı	0.1 - 100 Å	-	Elektronik geçişler, atomik seviyelerin X- ışını ışınımının kırınımlı ve yansımaları
Görünür-Ultraviyole (UV) soğurması ve yayınımlı	180 - 780 nm	50000 - 13000	Elektronik enerji, bağ elektronları
Infrared (IR) soğurması ve Raman (R) saçılması	0.78 - 300 $\mu$ m	13000 - 33	Moleküllerin dönmesi, titreşimi ve moleküllerin dönme-titreşimi
Mikrodalga soğurması	0.75 - 3.75 mm	13 - 27	Moleküllerin dönmesi
Elektron spin rezonansı (ESR)	3 cm	0.33	Manyetik alandaki elektronların spinleri
Nükleer magnetik rezonans (NMR)	0.6 - 10 m	0.017 - 1000	Manyetik alandaki çekirdeklerin spinleri

#### 1.8.1.1.1. Molekül Titreşim Türleri

Çok atomlu moleküllerin titreşimleri genel olarak dört titreşim türüne ayrılabilir da, bu titreşimler gerilme ve eğilme titreşimleri olarak iki ana grupta toplanabilir (Gans 1971, Fan 2012). Gerilme titreşimleri iki atom arasındaki bağ eksenini boyunca atomlar arasındaki uzaklığın devamlı değişmesi sonucu olurken, eğilme titreşimleri ise iki bağ arasındaki açının değişmesi ile karakterize edilir ve dört türü vardır. Bunlar makaslama, sallanma, salınma ve burkulmadır (Skoog ve ark. 2017).

- 1- Gerilme Titreşimleri (stretching):** Bağın eksen doğrultusunda uzaması veya kısılması hareketidir. Yer değiştirme vektörleri, bağ uzunluğundaki değişmeyi verir. Molekülün bütün bağlarının periyodik olarak uzaması veya kısılması “simetrik gerilme titreşimi”dir. Bağ gerilme titreşimi ‘ $\nu_s$ ’ ile

gösterilir. Asimetrik gerilme titreşiminde ise bağlardan biri uzarken diğeri kısalır. Asimetrik gerilme titreşiminin enerjisi, genel olarak simetrik gerilme titreşimin enerjisinden büyüktür. Bağ gerilme titreşimi ' $v_a$ ' ile gösterilir (Şekil 1.8 - a, b) (Pavia ve ark. 2008).

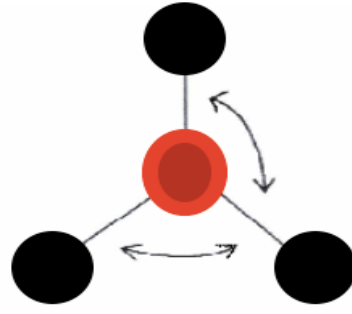


Şekil 1.8 Gerilme titreşimleri

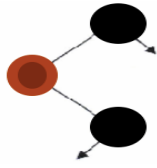
**2- Açı bükülme titreşimleri (bending):** İki bağ arasındaki açının periyodik olarak değişmesi hareketidir. Yer değiştirme vektörleri bağ doğrultusuna diktir. Atomların hareketi ile bir düzlemin (bir simetri düzlemi) yok edilmesi hareketi olarak tanımlanır ve ' $\delta$ ' ile gösterilir (Şekil 1.9 - c). Açı bükülme titreşiminin özel şekilleri ise şunlardır (Pavia ve ark. 2008):

- I. Sallanma (rocking):** Yer değiştirme vektörleri birbirini takip edecek yöndedir. İki bağ arasındaki veya bir bağ ile bir grup atom arasındaki açının yer değiştirmesidir. Bu açı bükülme türünde bağ uzunluğu ve açının değeri değişmez. Bu titreşim hareketi ' $\rho$ ' ile gösterilir (Şekil 1.9 - d)
- II. Kıvrıma (twisting):** Lineer ve düzlemsel olmayan moleküllerde bağların atomlar tarafından bükülmesidir. Yer değiştirme vektörleri, bağ doğrultusuna diktir. Burada bağın deformasyonu söz konusu değildir. Bu titreşim hareketi ' $\rho_t$ ' ile gösterilir (Şekil 1.9 - e).
- III. Dalgalanma (wagging):** Bir bağ ile iki bağ tarafından tanımlanan bir düzlem arasındaki açının değişim hareketidir. Molekülün tüm atomları denge konumunda bir düzlem içinde bulunurken, bir atomun bu düzleme dik hareket etmesidir. Bu titreşim hareketi ' $\rho_w$ ' ile gösterilir (Şekil 1.9 - f).
- IV. Makaslama (scissoring):** İki bağ arasındaki açının bağlar tarafından kesilmesi ile periyodik olarak oluşan değişim hareketidir. Yer değiştirme vektörleri bağa dik doğrultuda ve zıt yöndedir. Bu titreşim hareketi ' $\delta_s$ ' ile gösterilir (Şekil 1.9 - g).

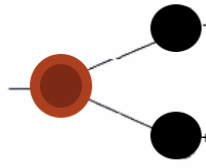




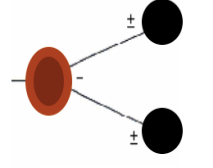
c) Açık bükülme titreşimi,  $\delta$



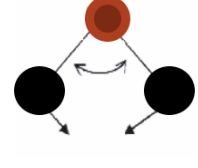
d) Sallanma (rocking),  $\rho$



e) Kıvrırma (twisting),  $\rho_t$



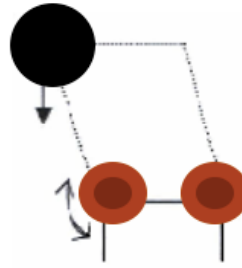
f) Dalgalanma (wagging),  $\rho_w$



g) Makaslama (scissoring),  $\delta_s$

Şekil 1.9 Açılma bükülme titreşimleri

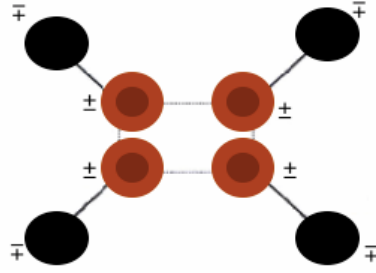
**3- Burulma (torsion):** İki düzlem arasındaki açının, bir bağ veya açığı deforme ederek periyodik olarak değişimi hareketidir. Bu titreşim hareketi ' $\tau$ ' ile gösterilir (Şekil 1.10 – h) (Pavia ve ark. 2008).



h) Burulma (torsion),  $\tau$

Şekil 1.10 Burulma

**4- Düzlem Dışı Açık Bükülmesi (out of plane bending):** Atomların hareketi ile bir düzlemin yok edilmesi hareketidir. Genelde kapalı halka oluşturan moleküllerde görülür ve hareketin biçiminden dolayı, “şemsiye titreşimi” olarak bilinir. Bu titreşim hareketi ' $\gamma$ ' ile gösterilir (Şekil 1.11 - ı). Bu titreşimde (+) ve (-) durumlar sırasıyla kâğıt düzleminin altına ve üstüne doğru olan hareketleri göstermektedir (Pavia ve ark. 2008).



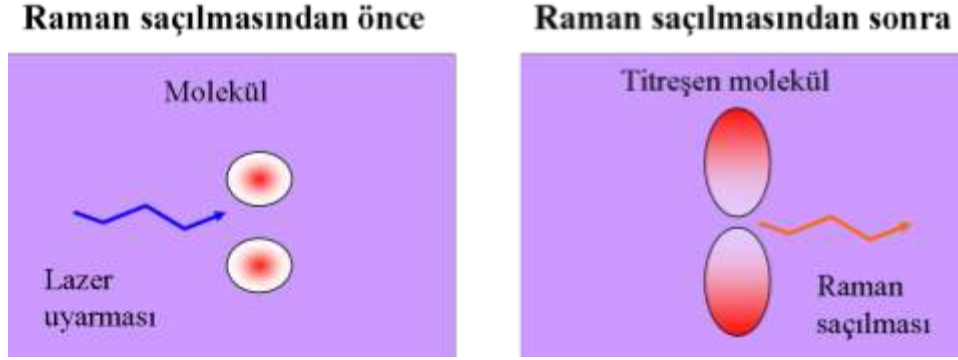
1) Düzlem Dışı Açık Bükülmesi (Out of plane bending),  $\gamma$

Şekil 1.11 Düzlem Dışı Açık Bükülmesi

Işık madde ile etkileştiğinde fotonlar soğurulabilir, saçılabilir veya numune ile etkileşmeden geçebilirler. Eğer gelen fotonun enerjisi, molekülün taban ve uyarılmış enerji seviyeleri arasındaki farka eşitse, foton soğurulur ve molekül üst uyarılmış enerji seviyesine geçiş yapar. Bu, gelen ışınımın enerjisinde oluşan kaybın belirlenmesi sonucunda soğurulma spektroskopisinde ölçülen değişimdir. Fotonun molekül ile etkileşip, molekül tarafından saçılıma uğraması da mümkündür. Bu durumda fotonun enerjisinin, molekülün iki enerji seviyesi arasındaki farka eşit olmasına gerek yoktur (Striova ve ark. 2006, Smith ve Dent 2013). Rayleigh saçılmasında ışık moleküller tarafından saçılmaya uğrar. Saçılan fotonların dalga boyunda herhangi bir değişiklik olmaz. 1928 yılında Hintli ünlü fizikçi C.V. Raman, Raman etkisi olarak bilinen diğer bir saçılma türünü bulmuştur (Lin-Vien ve ark. 1991, Colthup 2012). Fotonların elastik olmayan saçılmaları üzerine yaptığı çalışmalardan dolayı 1930'da Nobel fizik ödülünü almıştır (Ferrari ve Nakamoto 1994, Sur 2010).

#### 1.8.1.1.1. Raman Saçılması

Genelde atom ya da moleküllerden çoğu fotonlar, kullanılan ışının aynı enerjili (dalga boyu) olarak saçılırlar. Bu olgu Rayleigh saçılması olarak bilinir. Ancak saçılmanın çok küçük bir kısmı (1/107) kullanılan ışıktan farklı enerjilere sahiptirler. Bu saçılmalara 'Raman saçılması' denilmektedir. Raman saçılmasının prensibi şematik olarak Şekil 1.10'da gösterilmektedir.

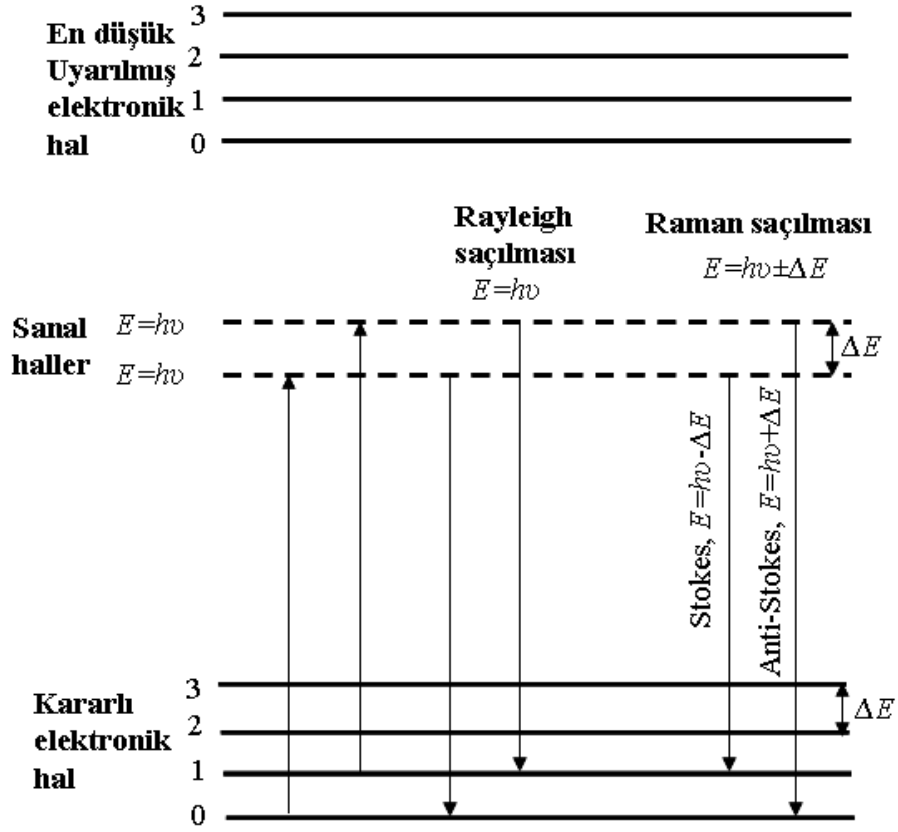


Şekil 1.12 Raman etkisinin şematik gösterimi

Elastik olmayarak saçılan ışığın dalga boyundaki kayma (Raman kayması) molekülün yapısı hakkında bilgi verir. Saçılan Raman fotonları moleküllerin titreşim hallerine bağlı olarak ya düşük ya da yüksek enerjilidir. Stokes saçılması Rayleigh saçılması ile karşılaştırıldığında daha düşük enerjilidir. Oysaki Anti-Stokes saçılması Rayleigh saçılmasına göre daha yüksek enerjilidir. Bundan dolayı elde edilen Raman kaymaları (Stokes ve Anti-Stokes) moleküllerin titreşim enerjilerinin doğrudan olarak ölçülmesidir (Sur 2010).

#### 1.8.1.1.2. Raman Spektroskopinin Teorisi

Raman spektroskopisi bir sistem içerisindeki titreşim, dönme ve diğer düşük frekanslı modlarda kullanılan spektroskopik bir tekniktir. Raman saçılmasının kuantum tanımlaması Jablonski enerji diyagramında gösterilmektedir (Şekil 1.11). Bu diyagram Raman saçılmasını kuantum mekaniği olarak açıklar. Eğer kullanılacak ışın kaynağının enerjisi molekülü temel halden uyarılmış hale getirecek kadar enerjili değilse, elektronlar molekülün temel hali ile en düşük elektronik uyarılmış hal arasındaki sanal hallere uyarılırlar (Şekil 1.11).



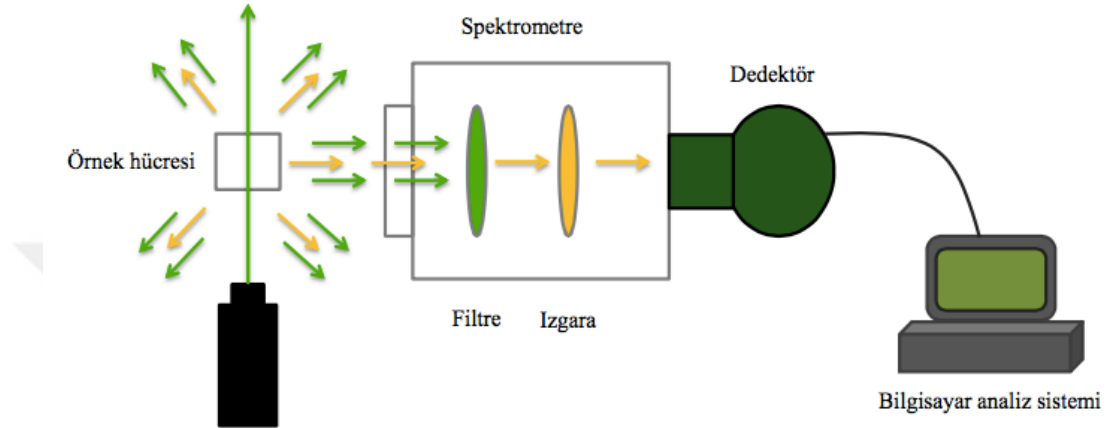
Şekil 1.13 Rayleigh ve Raman saçılmalarını gösteren Jablonski enerji diyagramı (Kılıç ve ark. 1998)

Rayleigh saçılmasının enerjisi kullanılan ışığın enerjisi ile aynıdır. Herhangi bir enerji değişimi söz konusu değildir. Stokes saçılmasının enerjisi, kullanılan ışığınkinden düşük, Anti-Stokes saçılmasının ise yüksektir. Oda sıcaklığında moleküller prensip olarak en temel enerji seviyesindedir. Bundan dolayı Stokes saçılmaları daha şiddetlidir. Oda sıcaklığında Anti-Stokes saçılmalarının olasılığı düşük olduğundan şiddetleri daha düşüktür (Sur 2010). Raman kayması genellikle dalga sayısı (veya  $\Delta$ ) olarak verilir.

#### 1.8.1.1.3. Raman Cihazı

Şekil 1.13'te Raman spektrometrenin şematik gösterimi görülmektedir. Modern Raman spektroskopide kullanılan cihazlar dört ana bileşenden oluşur (Tu 1982).

1. Işın kaynağı
2. Numune ışınlama sistemi ve ışık toplama optiği
3. Dalga boyu seçiçi
4. Dedektör



Şekil 1.14 Raman spektrometrenin şematik gösterimi (Fan ve ark. 2011).

Modern Raman spektrometrede kullanılan ışın kaynakları genellikle lazerlerdir. Çünkü makul bir sinyal/gürültü oranıyla ölçülebilir yeterlilikte bir şiddete sahip Raman saçılması oluşturmak için yüksek şiddetli ışın kaynağı gerekir (Atkins ve ark. 2001). Lazerleri dalga boyuna bağlı olarak UV, görünür bölge ve IR lazerler olmak üzere 3 grupta toplayabiliriz. Raman spektroskopide yaygın olarak kullanılan lazer kaynakları Çizelge 1.3'te verilmektedir (Kılıç ve ark. 1998).

Çizelge 1.3 Raman spektroskopide yaygın olarak kullanılan bazı lazer kaynakları

Kaynak Tipi	Dalga boyu (nm)
Argon iyonu	488,0 veya 514,5
Kripton iyonu	530,9 veya 647,3
Helyum/Neon	632,8
Diyod lazeri	785 veya 830
Nd/YAG	1064

Raman spektroskopide kullanılan lazerlerin seçimi numuneden Raman saçılması toplanabilmesi için son derece önemlidir. Çizelge 1.4'te lazerlerin dalga boyuna bağlı olarak uygulama alanları verilmektedir (Tu 1982).

**Çizelge 1.4** Lazerlerin dalga boyuna bağlı olarak uygulama alanları

<b>Lazer Dalga Boyu</b>	<b>Uygulama Alanları</b>
244 nm	Biyolojik örnekler ve katalizörler
325 nm	Geniş bant aralıklı yarı iletkenler
488 veya 514 nm	Yarı iletkenler, katalizörler, biyolojik örnekler, polimerler, mineraller, karbon esaslı malzemeler, genel amaçlar
633 nm	Korozyon ve genel amaçlar
785 nm	Polimerler, biyolojik örnekler, genel amaçlar
830 nm	Biyolojik örnekler

Dental rezinler ve kompozitlerle ilgili kritik fiziksel ve mekanik özellikler, izole metakrilat çift bağları tekli bağa dönüştürüldüğünden polimerizasyon sırasında elde edilen dönüşüm seviyesinden etkilenir. Düşük dönüşüm düzeylerinde, reçine bir sıvıdan sağlam üç boyutlu bir ağa dönüştürüldüğünde dramatik özellik değişiklikleri beklenir. Bununla birlikte, polimerizasyon reaksiyonunun sonundaki dönüştürme kapsamındaki nispeten küçük değişiklikler bile, bazı polimer özelliklerinde önemli farklılaşmalara neden olabilir. Çünkü bu değişiklikler öncelikle polimer ağındaki çapraz bağlantı yoğunluklarını etkiler. Polimer ağının vitrifikasyonunun getirdiği sınırlamalar nedeniyle, foto-polimerize ticari kompozit rezin materyallerin tipik dönüşüm seviyeleri %55-75 arasındadır (Ferracane 1995, Knežević ve ark. 2001, Tarle ve ark. 2002). Resin kompozisyonu, numune geometrisi, foto-başlatıcı konsantrasyonu, ışınlama yoğunluğu ve süresi, ışınlama esnasında ortaya çıkan ısı artışı ve oksijene maruz kalma gibi pek çok faktör polimerizasyonun kapsamını kontrol etmek için etkileşime girer. Mekanik dayanım, modül, sertlik ve süzülebilir bileşenler için yapılan testler de dahil olmak üzere materyal değerlendirmelerinin

sonuçları, polimer dönüşümüne açıkça bağlıdır. Dolayısıyla, dönüşümün belirlenmesi hem ticari hem de deneysel dental materyallerin test sonuçlarının yorumlanmasında kritik bir bileşen oluşturmaktadır.

Rezin esaslı restoratif materyallerde dönüşüm sağlamak için yapılan analizlerin çoğu, reaksiyona girmemiş metakrilat gruplarının doğrudan bir ölçümü sağlayan infrared spektroskopinin kullanımına dayanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerde monomer olarak yüksek moleküler ağırlıklı Bis-GMA, UDMA gibi monomerler kullanıldığından ve bu monomerlerde her iki grubu içerdiğinden ve bu bağlara ait titreşim bandları infrared spektrumlarında gözlemlendiğinden DC hesabı yapılabilmektedir. DC, polimerizasyon öncesi ve sonrası vinil grubunun C=C (alifatik) 1640 cm<sup>-1</sup> de gözlenen gerilme titreşim bandı ile polimerizasyonla değişim göstermeyen, bu nedenle iç standart olarak kullanılan aromatik fenil halkaya ait, 1610 cm<sup>-1</sup> bandının band alanları veya pik soğurma değerleri kullanılarak hesaplanır. Böylece polimerize örneklerin alifatik C=C bağ sayısının, polimerize olmayan örnekteki toplam C=C bağlarına göre bağlı (relatif) miktarları hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir. Genel formül aşağıdaki gibi verilebilir (Aguiar ve ark. 2010, Di Francescantonio ve ark. 2013, Kopperud ve ark. 2013).

Polimerizasyon dönüşüm derecesi tespiti formülü (C=polimerize olan (cured), U=polimerize olmayan (uncured));

$$DC (\%) = \{1 - [C_{\text{alifatik}} / C_{\text{aromatik}}] / [U_{\text{alifatik}} / U_{\text{aromatik}}]\} \times 100$$

Karbon çift bağlarının dönüşüm miktarı;

- Rezin materyalin yapısı (monomer yapısı ve doldurucuların tipi ve oranı)
- Işığa duyarlı başlatıcının ve inhibitörlerin tipi ve oranı
- Işığın dalga boyu ve uygulama süresi
- Ortamın ısısı
- Ortamda oksijen varlığı gibibir takım faktörlere bağlıdır (Stansbury ve Dickens 2001, Kim ve Watts 2008)

Bu çalışmanın amacı üç farklı kompozit rezin kullanılarak sınıf II kutu kavitelere yapılan restorasyonlarının LED ışık cihazı ile standart mod ve ekstra hızlı modlarda polimerize edildikten sonra mikrosızıntı değerlerini incelemektir. Aynı zamanda kompozit rezin materyallerden hazırlanan örneklerin polimerizasyon dereceleri de Raman spektroskopisi kullanılarak araştırılmıştır.

Çalışma kapsamında “Daha hızlı polimerize edilen kompozit rezinlerin aproksimal kutu kaviteleredeki mikrosızıntı değerleri daha fazla olacaktır.” ve “Hızlı ve yavaş olarak polimerize edilen kompozit rezin materyallerin polimerizasyon dereceleri arasında fark yoktur.” hipotezleri test edilecektir.



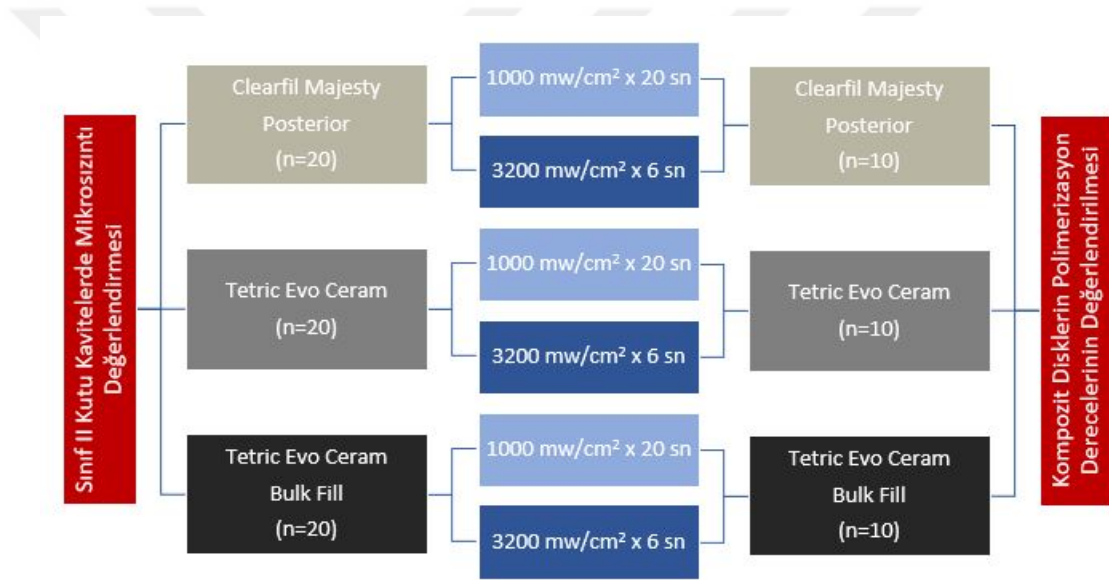


## 2. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma için Kırıkkale Üniversitesi Etik Kurulu'ndan 16.05.2017 tarihli, 2017/12 sayılı ve 12/10 karar nolu onam alındı. Çalışma, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklendi (Proje no: 2017/053).

Farklı kompozit materyallerin mikrosızıntı, marjinal bütünlük ve polimerizasyon derecelerinin değerlendirileceği çalışma iki aşamalı olarak tasarlandı.

Çizelge 2.1 İki aşamalı tasarlanan çalışmanın tablosu



Sınıf II restorasyonlarda mikrosızıntının ve kenar uyumunun değerlendirildiği ilk aşamada izlenen yöntemler sırası ile aşağıdaki gibidir:

1. Dişlerin toplanması
2. Örneklerin hazırlanması
3. Kavitelerin preparasyonu
4. Restorasyonların yapılması
5. Termal döngü ile yaşlandırma
6. Her gruptan rastgele bir numunenin ölçüsünün alınması ve epoksi rezin replikaların elde edilmesi

7. Mikrosızıntının boya penetrasyon yöntemi ile tespiti
8. Marjinal bütünlüğün SEM ile incelenmesi

Polimerizasyon derecelerini değerlendirdiğimiz ikinci aşamada izlemiş olduğumuz yöntemler ise sırası ile aşağıdaki gibidir:

1. Kompozit disklerin hazırlanması
2. Numunelerin polimerizasyon derecelerinin Raman spektroskopisi ile ölçülmesi

## **2.1. Sınıf II Kutu Kaviterlerde Mikrosızıntı Değerlendirmesi**

### **2.1.1. Dişlerin Toplanması**

Çalışmada periodontal veya cerrahi nedenlerle çekilmiş 30 adet çürüksüz insan yirmi yaş dişi kullanıldı. Dişlerin kronlarında herhangi bir gelişimsel defekt veya çatlak olup olmadığı operasyon mikroskobu ile x40 büyütmede (Carl Zeiss OPMI pico, Münih, Almanya) kontrol edildi. Dişler üzerindeki doku artıkları periodontal küretle uzaklaştırıldı, pomza ile polisajları yapıldı. Sonrasında dişler %0.1'lik timol solüsyonunda bir hafta +4<sup>0</sup> C' de bekletilerek dezenfekte edildi. Çalışma süresince dişler distile suda bekletildi.

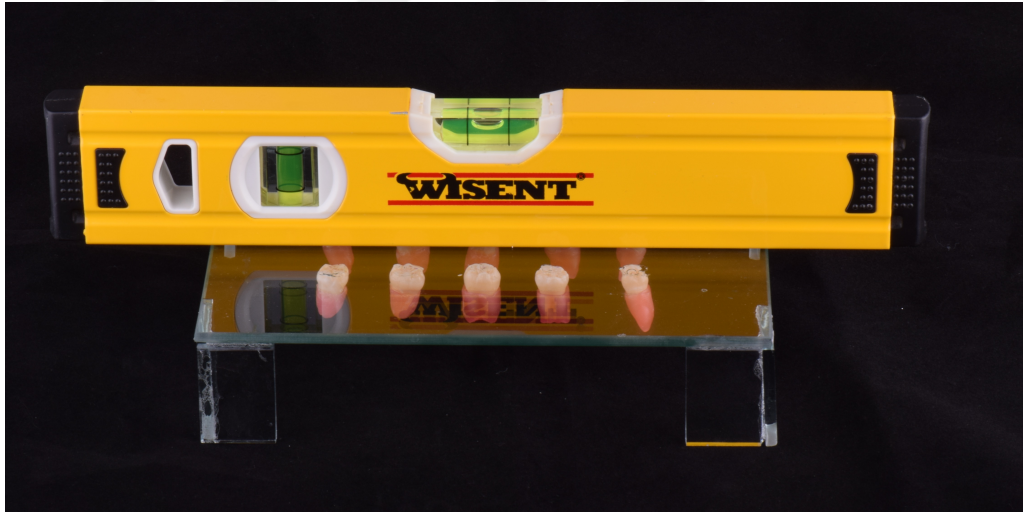
### **2.1.2. Örneklerin Hazırlanması**

Akril içerisine gömülecek olan dişlerin oklüzal yüzeylerinin yere paralelliğinin standart bir şekilde tüm örneklerde aynı olması amacıyla camdan düzlem yapıldı ve tablanın yere paralelliği su terazisi yardımıyla kontrol edildi.

Diş kök yüzeyleri, servikal hattın 1 mm altında olacak şekilde, sıcak pembe dental mum (Cavex, Haarlem, Hollanda) içerisine daldırılarak kaplandı. Dişler hazırlanan bu düzleme tüberkül tepelerinden soğuk silikon yardımıyla sabitlendi. Böylelikle örnek hazırlama süresince paralelliğin bozulmadan sabit bir şekilde kalması sağlandı.

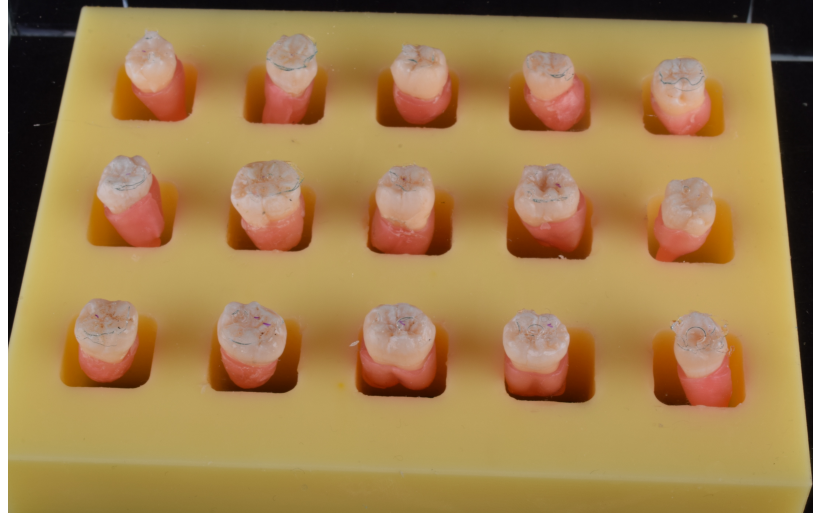


Şekil 2.1 Dişlerin tüberkül tepelerinden soğuk silikon yardımıyla yapıştırılması



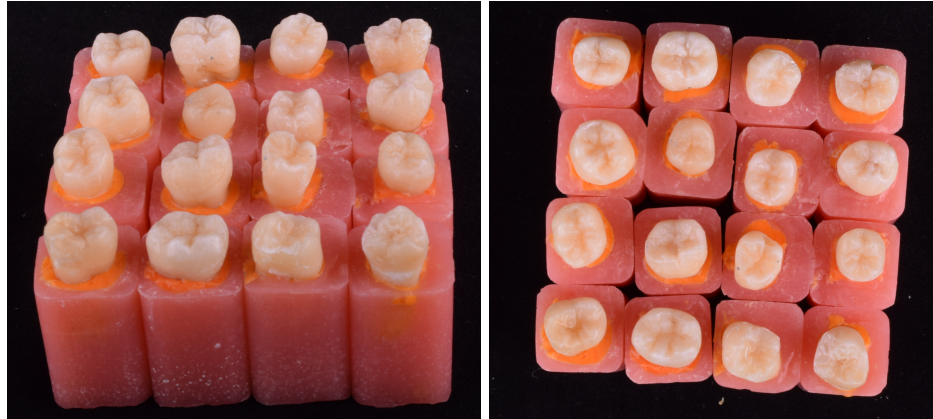
Şekil 2.2 Cam tablanın yere paralelliğinin kontrolü

Tablaya sabitlenmiş olan dişler, plastik kalıp içerisindeki akrile, kaplanmış olan mum seviyelerince gömüldü.



**Şekil 2.3** Cam düzleme sabitlenen dişlerin blok içerisine yerleştirilmesi

Akrilin sertleşmesinin ardından diş örnekler, tabladan ayrıldı. Akril kalıp içerisindeki diş sökülerek distile su içerisinde muhafaza edildi. Kalıp içerisindeki mum artıkları, basınçlı sıcak buhar ve kaynar su yardımıyla uzaklaştırıldı. Sökülen diş yüzeyindeki mumlar dental sond yardımıyla uzaklaştırıldı ve temizlendi. Böylelikle diş kök yüzeyi ile akrilik kalıp arasında periodontal aralığı taklit edecek ve gerektiğinde dişleri çıkarıp tekrar yerleştirebilecek şekilde bir boşluk oluşturuldu. Her diş için hazırlanmış akril kalıpların içerisine C tipi silikon ölçü materyali koyularak (Zetaplus, Zhermack, İtalya) dişlerin sabitlenmesi paralel cam yardımıyla gerçekleştirildi. Silikon ölçü materyali artıkları bistüri yardımıyla kesilip uzaklaştırılarak örneğin hazırlanması tamamlandı. Bu işlemler hazırlanan tüm örneklerle uygulandı.



**Şekil 2.4** Restorasyona hazır hale gelen örnekler

Örnekler tamamlanarak distile su içerisinde bekletildi.

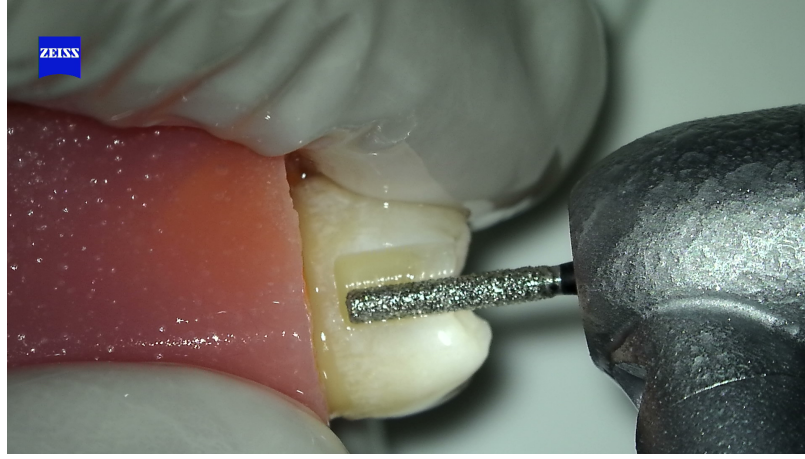
Bu hazırlık aşamaları ile;

- Tüm örneklerin eşit hizada ve paralellikte olması
- Restorasyonların eşit mesafeden polimerizasyonunun sağlanması
- Tüm dişlerin standardizasyonunun sağlanması
- Kavite preparasyonu ve restorasyon aşamalarında kolaylık sağlanması
- Gerektiğinde dişlerin akrilden çıkarılabilme ve tekrar yerleştirilebilme imkanı
- Marjinal bütünlük testi için dişlerin sabit kalması ve epoksi replikalarının alınmasında kolaylık sağlanması
- Numunelerin kesim cihazına yerleştirilebilmesinde ve dişlerin ikiye ayrılmasında kolaylık sağlanması amaçlanmıştır.

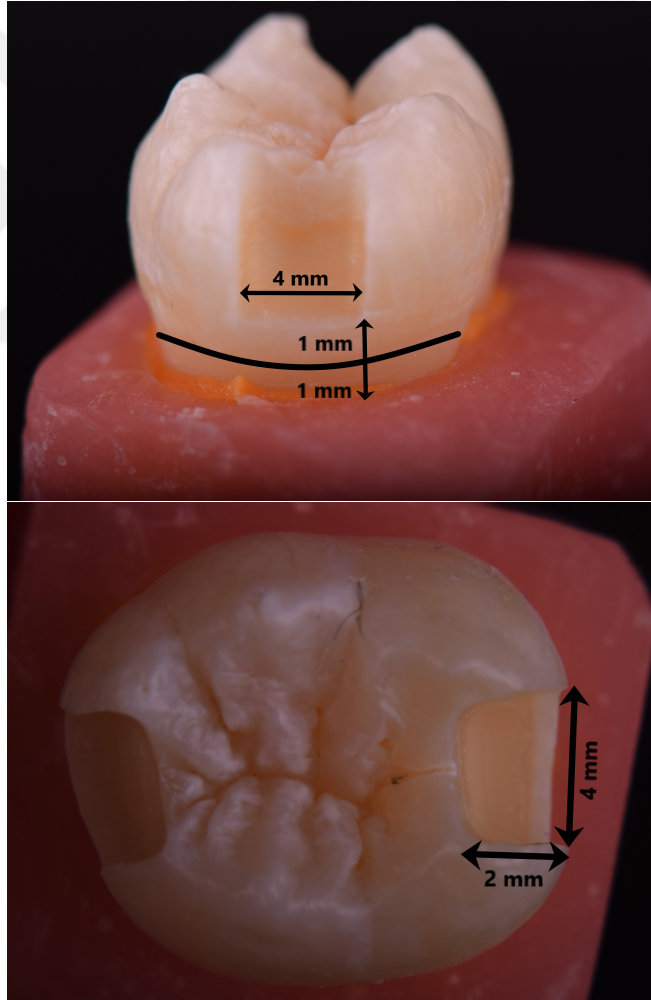
### 2.1.3. Kaviteilerin Preparasyonu

Dişlerin mezialine ve distaline tek bir araştırmacı tarafından su soğutması altında aaretör için elmas fissür frez (Dia-burs, SF-13, Mani, Japonya) kullanılarak ve aşağıda belirtilmiş parametrelere uyularak sınıf II kutu kavite preparasyonları yapıldı.

- **Kavite Genişliği:** Bukko-lingual yönde 4 mm
- **Gingival Basamak Derinliği:** Mezio-distal yönde 2 mm
- **Kavite Tabanı Seviyesi:** Mine-sement sınırının 1 mm üstü (Duran ve ark. 2015)



Şekil 2.5 Operasyon mikroskobu (Carl Zeiss OPMI pico, Mnh, Almanya) altında kavite preparasyonu



Şekil 2.6 Kavite Parametreleri (Majety ve Pujar 2011)

Tüm kaviteler dental operasyon mikroskobu (Carl Zeiss OPMI pico, Münih, Almanya) kullanılarak hazırlandı. Kavite preparasyonu esnasında ölümlerin yapılmasında digital kumpastan (Mitutoyo, Kawasaki, Japonya), periodontal sondan (z Diş Aletleri, Türkiye) ve belirli uzunluklarda işaretlenmiş 40 nolu H tipi kanal eğelerinden (Mani, Japonya, 09BZ0013) faydalanıldı. Genellikle digital kumpas kullanılmış olsa da dişlerin kurvatrleri nedeniyle ölümün zorlaştığı bölgelerde periodontal sond ve kanal eğeleri kullanılarak standardize edildi. Her 4 adet diş prepare edildikten sonra frezler değiştirildi. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Hatalı rnekler çalışmaya dahil edilmedi.



**şekil 2.7** alışmaya dahil edilmeyen hatalı örnekler

30 adet diş rastgele 6 farklı gruba ayrıldı ve toplamda 60 adet sınıf II kutu kavite restorasyona hazır hale getirildi. Üretici firma talimatları dikkate alınarak aşağıda açıklandığı şekilde restore edildi (n=10).

#### **2.1.4. Restorasyonların Yapılması**

Restorasyonların eşit şartlarda yapılabilmesi ve ağız ortamının taklidi amacıyla 0.030 mm kalınlığında 5.0 mm yüksekliğinde paslanmaz elik bir matris (AutoMatrix Kerr Hawe Adapt Super Cap Matrix, Bioggio, İsviçre) ile dişlerin kronu çevresinde sabitlendi ve anatomik formu korumak amacıyla kamalar yerleştirildi. Kamaların hareket etmemesini ve ağız ortamındaki gibi kamaların sıkı bir şekilde desteklemesini sağlamak için lastikler ile bukkalden ve lingualden sabitlendi. Daha

sonra restorasyon aşamasına geçildi. Restorasyon işlemleri tek bir hekim tarafından yapıldı ve bir grup tamamlandıktan sonra diğer gruba geçildi. Bu aşamalarda kullanıcı talimatlarına özen gösterildi. LED ışık cihazı ile standart boylarda ve paralellikte hazırlanan diş örneklerin tüberkül tepelerine temas ederek polimerizasyon aşamaları gerçekleştirildi. Daha sonra polisaj ve bitirme işlemleri kullanıcı talimatlarına uyularak tamamlandı ve matris bandı uzaklaştırıldı. Bu işlemler tüm dişlere uygulandı ve restorasyonu tamamlanmış dişler gruplara ayrılmış şekilde distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 2.8 Çalışmada kullanılan materyaller

Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller. Materyallere ait bilgiler üretici firmalardan elde edilmiştir.

Materyal Üretici Firma Lot No	Tip, Renk	Monomer	Doldurucu Tipi, Boyutu ( $\mu\text{m}$ )	Doldurucu Miktarı (%)
<b>Clearfil Majesty Posterior</b> Kuraray, Japonya B20039	Posterior Nanohibrit A2	BisGMA, Aromatik DMA, TEGDMA	Alümina, Cam Seramik nanodoldurucu 0.02 cam doldurucu 1.5	Ağırlıkça 92 Hacimce 82
<b>Tetric Evo Ceram</b> Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn U23115	Universal Nanohibrit A2	DMA	Baryum Cam, Ytterbium Triflorid, Prepolimerize Doldurucu 0.04-3.0	Ağırlıkça 76 Hacimce 54
<b>Tetric Evo Ceram Bulk Fill</b> Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn U26276	Bulk fill Nanohibrit IVA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Baryum cam, ytterbium triflorid	Ağırlıkça 79-81, Hacimce 60-61



**Çizelge 2.3** Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve uygulama şekilleri. Materyallere ait bilgiler üretici firmalardan elde edilmiştir.

Materyal Üretici Firma	Tipi Lot No	Yapısı	Uygulama Şekli
<b>Clearfil SE Bond</b> Kuraray, Japonya	İki Aşamalı Self Etch 250186/240300	<b>Primer:</b> 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), su, kamforokinon, hidrofilik dimetakrilat (pH=1,9) <b>Bond:</b> MDP, HEMA, Bis-GMA, kamforokinon, hidrofobik dimetakrilat, N-N dietanol p toluidin, koloidal silika	20 saniye boyunca primer uygulanır ve hafif havayla kurutulur. Sonrasında adeziv uygulanır hafif havayla inceltilir ve 10 saniye ışık uygulanır.
<b>Adhese Universal Bond</b> Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	Tek Aşamalı Self Etch W34093	10-MDP,2-HEMA, Bis-GMA, MCAP, D3MA, etanol, su, yüksek dağılımlı silikon dioksit, başlatıcı ve stabilize edici	20 saniye boyunca adeziv uygulanır ve hafif havayla inceltilir. 10 saniye ışık uygulanır.

**Çizelge 2.4** Çalışmamızda kullandığımız farklı polimerizasyon modları

Kullanılan Cihaz	Valo Cordless LED Cihazı (Ultradent, ABD)	
	Standart	Xtra Güç
<b>Modlar</b>		
<b>Güç (mW/cm<sup>2</sup>)</b>	1000	3200
<b>Geleneksel Kompozitler</b>	1 x 20 sn	1 x 6 sn
<b>Bulk fill Kompozitler</b>	1 x 20 sn	1 x 6 sn
<b>Toplam Enerji (J/cm<sup>2</sup>)</b>	20	19.2

Kompozit rezinlere uygulanan toplam ışınlama miktarı ( $\text{mJ} / \text{cm}^2$ ), aşağıda gösterildiği gibi ışık gücünün ( $\text{mW} / \text{cm}^2$ ) uygulama süresi ile çarpılarak belirlendi:

$$\text{Standart mod} = 1,000 \times 20 = 20 \text{ J/cm}^2$$

$$\text{Ekstra Güç modu} = 3,200 \times 6 = 19.2 \text{ J/cm}^2$$

#### **2.1.4.1. Grup 1 (Clearfil Majesty Posterior / Standart Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için standart modda LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanıldı. Primer (Clearfil SE Bond, Kuraray, Japonya) tek kullanımlık fırça ile dentin yüzeyine 20 sn süre ile uygulandı. Uçucu içeriğin uzaklaştırılması için orta şiddette hava ile kurutuldu. Bütün yüzeye bonding rezin (Clearfil SE Bond, Kuraray, Japonya) uygulandı. Bonding rezin 10 sn süre ile  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde standart modda LED cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Osaka, Japonya) inkramental teknik ile 2 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için standart modda  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 20 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Daha sonra restorasyonlara polisaj ve bitirme işlemleri için alüminyum hidroksit kaplı disklerden (Super-Snap Rainbow Technique Kit, Shofu INC, Japonya) yararlanıldı ve matriks bandı uzaklaştırıldı. Böylelikle ilk grubun restorasyon işlemleri tamamlanmış oldu.

#### **2.1.4.2. Grup 2 (Clearfil Majesty Posterior / Xtra güçlü Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için Xtra güçlü modda LED ışık cihazı (Valo Cordless) kullanıldı. Primer ve bonding rezin (Clearfil SE Bond) kullanım prosedürlerine uygun olarak kavite yüzeyine uygulandı. Bonding rezin 3 sn süre ile  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Clearfil Majesty Posterior inkramental teknik ile 2 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için Xtra güçlü modda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 6 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polisaj ve bitirme işlemi 1. gruptaki işlem sırasına göre yapıldı.

#### **2.1.4.3. Grup 3 (Tetric Evo Ceram / Standart Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için standart modda LED ışık cihazı (Valo Cordless) kullanıldı. Tek aşamalı adeziv (Adhese Universal Bond, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kavite içerisine 20 saniye uygulandıktan sonra hafif hava ile inceltildi. Adeziv (Adhese Universal Bond) 10 sn süre ile 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde standart modda LED cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) inkramental teknik ile 2mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için standart modda 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 20 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polisaj ve bitirme işlemi 1. gruptaki işlem sırasına göre yapıldı.

#### **2.1.4.4. Grup 4 (Tetric Evo Ceram / Xtra güçlü Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için Xtra güçlü modda LED ışık cihazı (Valo Cordless Ultradent, ABD) kullanıldı. Tek aşamalı adeziv (Adhese Universal Bond) kavite içerisine 20 sn uygulandıktan sonra hafif hava ile inceltildi. Adeziv (Adhese Universal Bond, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) 3 sn süre ile 3200 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde Xtra güçlü modda LED cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Tetric Evo Ceram inkramental teknik ile 2mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için Xtra güçlü modda 3200 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 6 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polisaj ve bitirme işlemi 1. gruptaki işlem sırasına göre yapıldı.

#### **2.1.4.5. Grup 5 (Tetric Evo Ceram Bulk Fill / Standart Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için standart modda LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanıldı. Tek aşamalı adeziv (Adhese Universal Bond) kavite içerisine 20 sn uygulandıktan sonra hafif hava ile inceltildi. Adeziv (Adhese Universal Bond, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) 10 sn süre ile 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde standart modda LED cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Tetric

Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bulk tekniği ile 4 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için standart modda 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 20 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polisaj ve bitirme işlemi 1. gruptaki işlem sırasına göre yapıldı.

#### **2.1.4.6. Grup 6 (Tetric Evo Ceram Bulk Fill / Xtra güçlü Mod)**

Gruptaki örneklerin polimerizasyonu için Xtra güçlü modda LED ışık cihazı (Valo Cordless) kullanıldı. Tek aşamalı adeziv (Adhese Universal Bond) kavite içerisine 20 sn uygulandıktan sonra hafif hava ile inceltildi. Adeziv (Adhese Universal Bond) 3 sn süre ile 3200 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde Xtra güçlü modda LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile polimerize edildi. Tetric Evo Ceram Bulk Fill bulk tekniği ile 4 mm'lik tabakalar halinde kaviteye yerleştirildi. Her tabaka için Xtra güçlü modda 3200 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless) ile 6 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Polisaj ve bitirme işlemi 1. gruptaki işlem sırasına göre yapıldı.

#### **2.1.5. Termal Döngü ile Yaşlandırma**

Tüm numunelerin aynı anda termal döngü testine tabi tutulması için dişler akril kalıplardan ayrıldı. Grup sırasına göre dişler gazlı bezler içerisine yerleştirildi. Örneklerin suya düşüp karışmaması için filede delik, yırtık vb olup olmadığı kontrol edildi. Daha sonra gazlı bezlerin ağzı sıkıca kapatıldı ve gruplar sıra ile adlandırıldı.



**Şekil 2.9** Termal döngüye atılacak örneklerin gruplandırılması

Her restoratif materyal grubuna ait örnekler kafesin içerisine konuldu. Daha sonra kafes, kolun ucuna takıldı ve termal döngü cihazındaki sıcak ve soğuk suyun bulunacağı haznelere distile su ile dolduruldu. Cihaz, haznelerdeki suyun sıcaklığı +5 °C ile +55 °C, soğuk ve sıcak suda bekleme süresi 30'ar sn ve su banyosu dışındaki transfer süresi 10 sn olacak şekilde ayarlandı. Örnekler termal döngü cihazı ile (Esetron Smart RoboTechnologies, Ankara, Türkiye) 10.000 kez yaşlandırma işlemi uygulandı.



**Şekil 2.10** Termal döngü cihazı

Termal döngü işlemi bittikten sonra her gruptan rastgele bir numunenin epoksi rezin replikasının elde edilebilmesi için polivinil siloksan esaslı ölçü maddesi (Bisico, Brooklyn, ABD) ile ölçü alma işlemi iki aşamada tamamlandı. Daha sonra mikrosızıntının tespiti için numuneler boya penetrasyon testine tabi tutuldu.

## 2.1.6. Mikrosızıntının Boya Penetrasyon Yöntemi ile Değerlendirilmesi

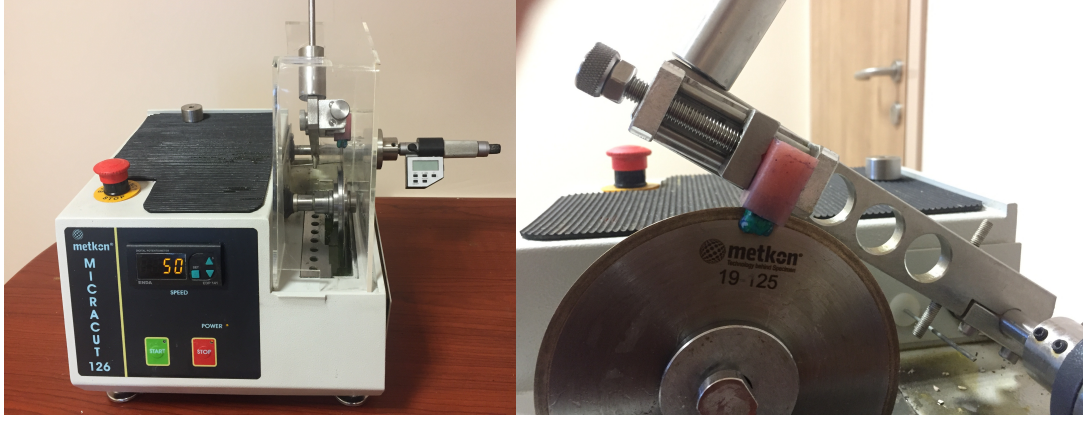
### 2.1.6.1. Örneklerin Hazırlanması

Kompozit restorasyonların sınırına 1 mm uzaklıkta olacak şekilde, tüm yüzey tırnak cilası ile kaplandı. İlk tabakanın kurumasının ardından ikinci kat tırnak cilası uygulandı.



Şekil 2.11 Tırnak cilası ile kaplanmış örnekler

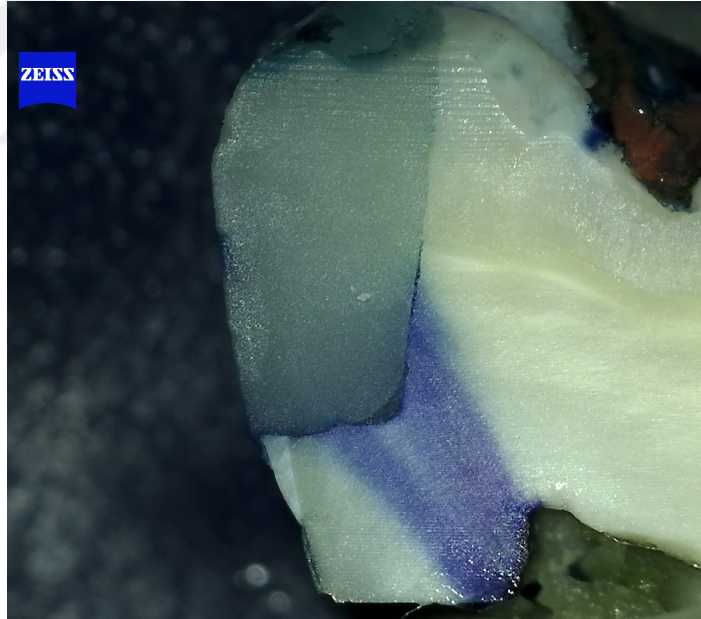
Tüm örnekler, %1'lik metilen mavisi solüsyonunda (Microscopy Certistain, Hindistan) 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra akan su altında yıkandı. Restorasyonlar su soğutması altında düşük devirli bir hassas kesme cihazı (Micracut 126, Metkon, Bursa, Türkiye) ve elmas kesme diski (Dimos, Metkon, Türkiye) ile mezio-distal yönde iki eşit parçaya ayrıldı. Daha sonra örnekler akril kalıp ile aynı hizada olacak şekilde dişlerin akrilik ile birleşim noktalarından kesildi. Böylece bukkal ve lingual olmak üzere iki adet kesit elde edildi.



Şekil 2.12 Hassas kesme cihazı ile dişlerin mezio-distal yönde ikiye ayrılması

### 2.1.6.2. Örneklerin Stereomikroskop Altında İncelenmesi

Elde edilen kesitler stereomikroskop (Carl Zeiss, Münih, Almanya) ile x40 büyütmede boya penetrasyonu açısından incelendi. Her kesitten fotoğraf alındı.

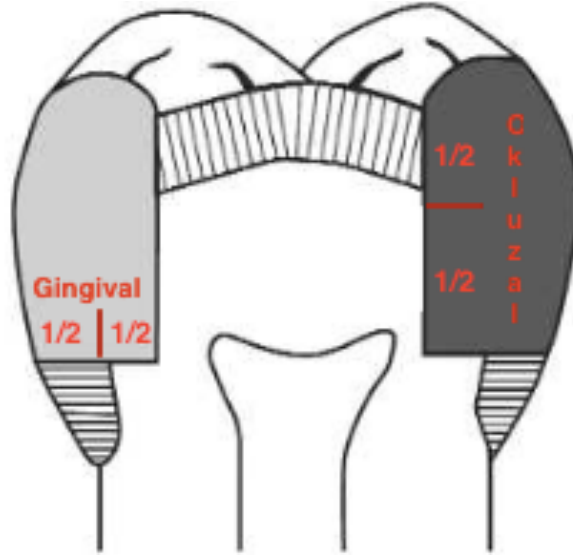


Şekil 2.13 Stereomikroskop altında mikrosızıntı tespiti ve skorlanması

Boya penetrasyon dereceleri tabloda gösterilen kriterlere göre skorlandı. Her bir kesitteki okluzaldeki ve gingivaldeki kenarlar iki bağımsız araştırmacı tarafından değerlendirildi. Araştırmacılar arasında farklı sonuçlar elde edilmesi durumunda, inceleme sırasında tekrar değerlendirme yapılarak fikir birliğine varıldı.

Çizelge 2.5 Mikrosızıntı tespit kriterleri (Swapna ve ark. 2015)

Skor	Oklüzal duvardaki kenar sızıntısı için boya penetrasyonu	Gingival duvardaki boya sızıntısı için kullanılan boya penetrasyonu
0	Boya penetrasyonu yok	Boya penetrasyonu yok
1	Oklüzal duvarın ½'sine kadar boya penetrasyonu	Gingival duvarın ½'sine kadar boya penetrasyonu
2	Oklüzal duvarın ½'sini aşan boya penetrasyonu	Gingival duvarın ½'sini aşan boya penetrasyonu
3	Pulpaya doğru devam eden boya penetrasyonu	Gingival ve aksiyal duvarı içeren pulpaya doğru devam eden boya penetrasyonu



Şekil 2.14 Mikrosızıntı tespit kriterleri

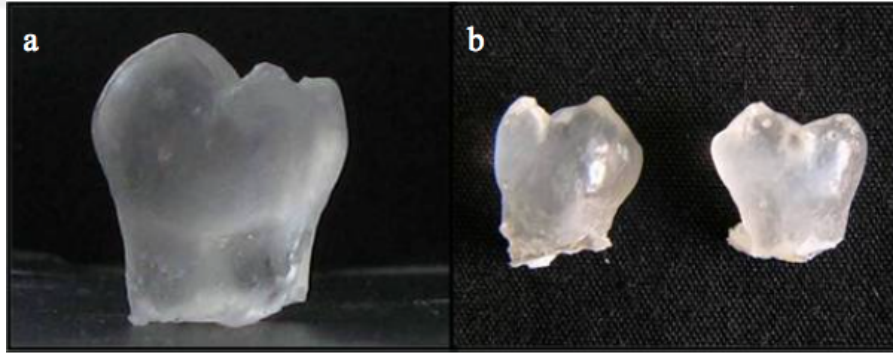


### 2.1.7. Marjinal Bütünlüğün Değerlendirilmesi

Morfolojik değerlendirmede, her gruptan rastgele seçilen aynı diş numunesine ait elde edilen epoksi rezin replikalar ve mikrosızıntı testi için elde edilen diş kesitleri kullanıldı.

#### 2.1.7.1. Epoksi Rezin Replikaların Hazırlanması

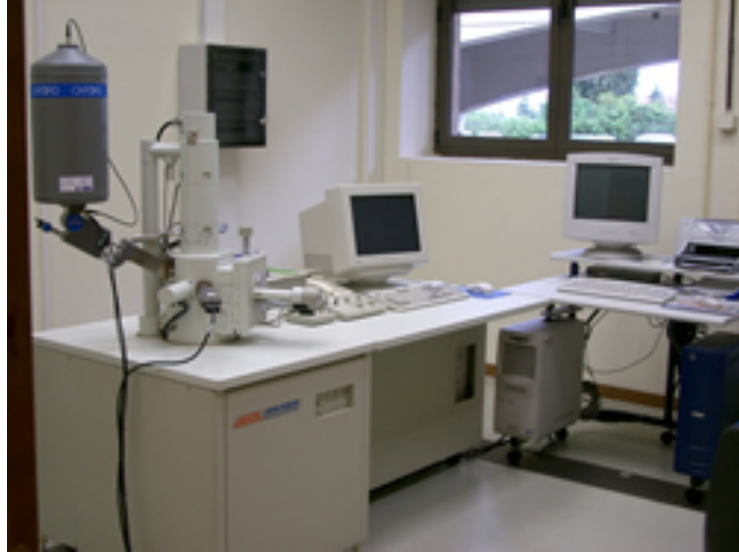
Termal döngü işlemine tabi tutulan ve her gruptan rastgele seçilen dişlerden ölçü alma işlemleri gerçekleştirildi. Polivinil siloksan esaslı ölçü maddesi (Bisico, Brooklyn, ABD) kullanıldı ve ölçü alma işlemi iki aşamada tamamlandı. Replika model elde etmek için epoksi rezin (ARC 150 – N, Marin Kimya, İstanbul) üretici firmanın önerileri doğrultusunda ağırlıkça 4 birim rezin / 1 birim sertleştirici oranında karıştırılarak hazırlandı. 2 dakika bekleme süresi sonrası ölçülere dökülerek 48 saat sertleşmesi beklendi. Daha sonra örnekler, SEM incelemesi için distile su ile ultrasonik temizleyicide 10 dakika süreyle temizlendi.



Şekil 2.15 Epoksi rezin modeller

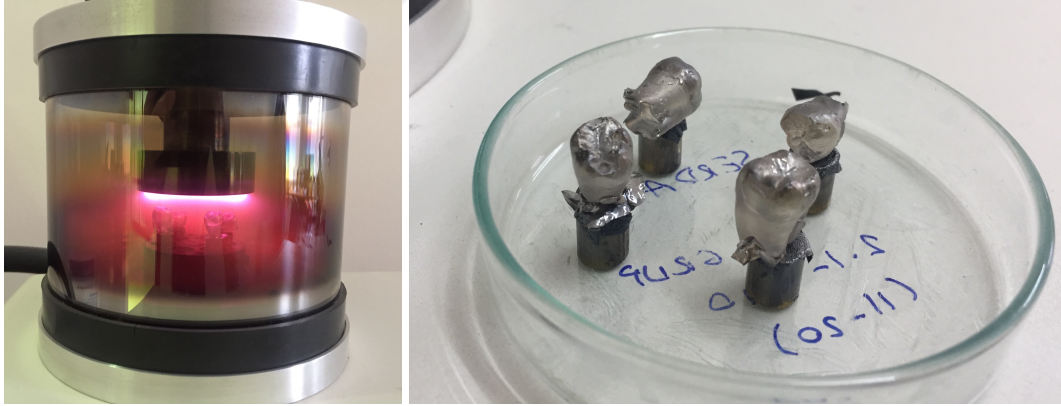
#### 2.1.7.2. Replikaların ve Kesilen Dişlerin SEM ile İncelenmesi

Her gruptan rastgele seçilen bir adet restorasyon ve o numunenin epoksi rezin replikasının morfolojik olarak değerlendirilmesi, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JEOL JSM-5600 LV, Tokyo, Japonya) kullanılarak yapıldı.



Şekil 2.16 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Epoksi resin replikalar ve diş kesitleri palladyum ile görüntü alınacak yüzeyler kaplama işlemine tabi tutuldu.



Şekil 2.17 Numunelerin palladyum karışımı ile kaplanması

Kaplama işlemi tamamlandıktan sonra diş-restorasyon sınırları SEM ile incelendi ve bazı bölgelerden görüntüler alındı.

## 2.2. Kompozitler Disklerin Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan bir adet nanopartikül içerikli IVA rengine bulk fill ve iki adet A2 rengine nanopartikül içerikli kompozit materyallerin özellikleri Çizelge 2.2’de gösterilmiştir. Üretici talimatlarında bulunan polimerizasyon derinliklerine bakılarak 8 mm çapında teflon kalıplar hazırlandı.

Çizelge 2.6 Grupların polimerizasyon protokolleri

Materyal Üretici Firma	Gruplar	Polimerizasyon Modu	Kompozit Örneğin Kalınlığı
<b>Clearfil Majesty Posterior</b> Kuraray, Japonya	<b>C-20</b>	1000 mW/cm <sup>2</sup> x 20 sn	2 mm
	<b>C-6</b>	3200 mW/cm <sup>2</sup> x 6 sn	2 mm
<b>Tetric Evo Ceram</b> Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	<b>T-20</b>	1000 mW/cm <sup>2</sup> x 20 sn	2 mm
	<b>T-6</b>	3200 mW/cm <sup>2</sup> x 6 sn	2 mm
<b>Tetric Evo Ceram Bulkfill</b> Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	<b>TB-20</b>	1000 mW/cm <sup>2</sup> x 20 sn	4 mm
	<b>TB-6</b>	3200 mW/cm <sup>2</sup> x 6 sn	4 mm

Kompozit rezinler, kalıpların alt ve üst yüzeylerinde bulunan şeffaf bantlar ve 1 mm kalınlığındaki iki cam tabaka arasında sıkıştırılarak hem standart bir yüzey oluşturuldu hem de oksijen inhibisyon tabakası engellenmeye çalışıldı. Örneklerin üst yüzeyindeki cam tabaka uzaklaştırıldıktan sonra, ışık ucu örneğe temas edecek ve ışık ucu örnek yüzeyine dik gelecek şekilde aşağıdaki gruplara göre farklı ışık şiddeti ve farklı sürelerde polimerize edildi. Her grup için 5 örnek hazırlandı (n=5).

**1. Grup (C-20):** Standart modda  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 20 sn süre ile polimerize edildi.

**2. Grup (C-6):** Xtra güçlü modda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 6 sn polimerize edildi.

**3. Grup (T-20):** Standart modda  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 20 sn süre ile polimerize edildi.

**4. Grup (T-6):** Xtra güçlü modda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 6 sn polimerize edildi.

**5. Grup (TB-20):** Standart modda  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 20 sn süre ile polimerize edildi.

**6. Grup (TB-6):** Xtra güçlü modda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak 6 sn polimerize edildi.

Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra ışık almayacak kaplar içerisinde oda sıcaklığında bir gün süreyle distile su ortamında bekletildi.

Örneklerin üst yüzeyleri sırayla 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik zımparalar kullanılarak standart yüzeyler oluşturuldu. Ardından aynı yüzeyler 5000 devir/dk mikromotora takılan polisaj diskleriyle (Sof-Lex; 3M ESPE, ABD) su soğutması altında cilalandı. Her 5 örnekte bir diskler değiştirildi (Manhart ve ark. 2000). Kompozit numunelerin 24 saat sonra ODTÜ Merkez Laboratuvarı Kızıl Ötesi ve Raman Spektroskopisi Laboratuvarı'nda (KORL) aşağıdaki parametrelerdeki Raman spektroskopisi (inVia Renishaw, Gloucestershire, İngiltere) ile polimerizasyon dereceleri ölçüldü. WIRE2 spektral veri toplama sihirbazı tarafından oluşturulan tek bir tarama ölçümünde kullanılan parametreler; 785 nm diode lazer, 50 mW gücü, 1200 oluk/mm kırınım ızgarası, 98.01 – 2,499.33 spektral aralık, 50- $\mu\text{m}$  diyafram aralığı, x100 büyütme, spektrum entegrasyon süresi 10 saniye şeklindedir.



Şekil 2.18 Dispersif Raman spektroskopisi

### 2.3. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Araştırmada elde edilen veriler SPSS 22.0 programı kullanılarak analiz edildi. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemler kullanıldı. İki den fazla bağımsız grup arasında niceliksel sürekli verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı. Kruskal Wallis testi sonrasında farklılıkları belirlemek üzere tamamlayıcı olarak Man Whitney-U testi kullanıldı.

### 3. BULGULAR

#### 3.1. Mikrosızıntı Testi Bulguları

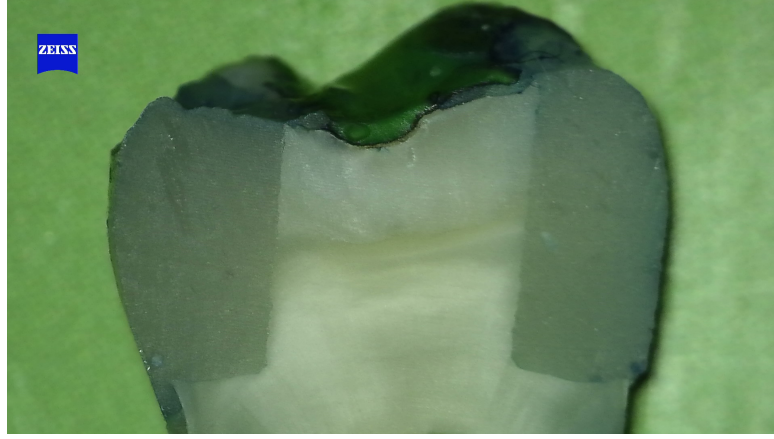
Çekilmiş insan yirmi yaş dişlerine sınıf 2 kutu kaviteler açılarak yapılan restorasyonların mikrosızıntı testi sonrası stereomikroskop ile kesitlerin incelenmesi sonucu, örneklerin okluzaldeki ve gingivaldeki kenarlarının mikrosızıntı skorlarının dağılımı sırasıyla Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Restorasyonların okluzal ve gingival mikrosızıntı skorları

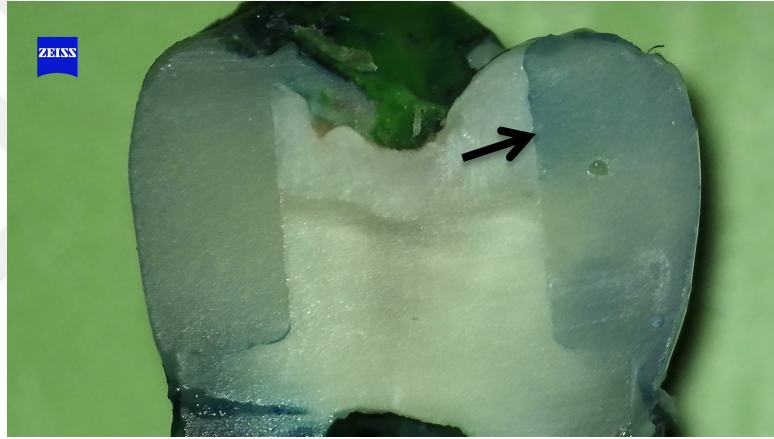
TB-6				TB-20				C-6				C-20				T-6				T-20			
Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal	
O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G
0	2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
0	1	0	0	0	3	0	2	0	2	0	0	0	2	0	3	0	0	0	0	0	0	0	3
0	0	0	1	0	0	0	0	0	2	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
0	1	0	1	0	2	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	3	0	3	0	0	0	0
0	2	0	3	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	1	0	2	0	0	0

Çizelge 3.2 Grupların toplam okluzal ve gingival mikrosızıntı skorları

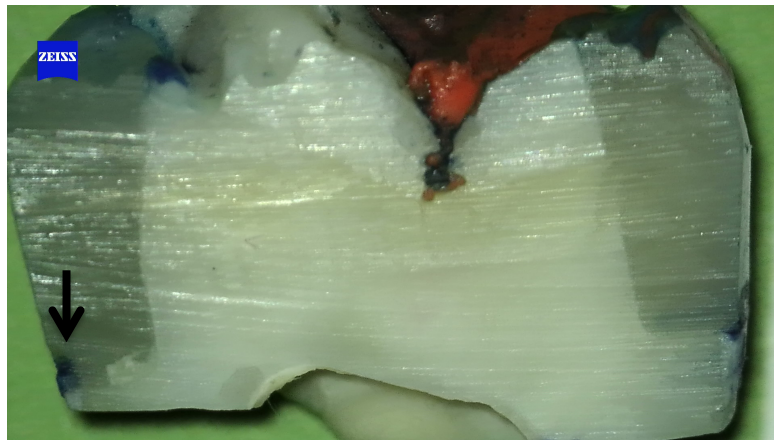
GRUPLAR		Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3
		n	n	n	n
Tetric Evo Ceram Bulk Fill	6 sn X 3200 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	10	—	—
		Gingival	3	4	2
	20 sn X 1000 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	9	1	—
		Gingival	7	—	2
Clearfil Majesty Posterior	6 sn X 3200 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	8	2	—
		Gingival	4	3	2
	20 sn X 1000 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	10	—	—
		Gingival	7	1	1
Tetric Evo Ceram	6 sn X 3200 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	10	—	—
		Gingival	5	3	—
	20 sn X 1000 mv/cm <sup>2</sup>	Okluzal	10	—	—
		Gingival	7	1	1



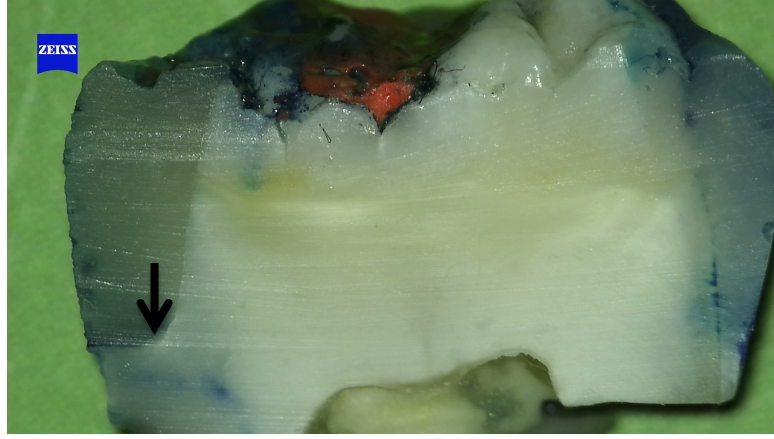
Şekil 3.1 Mikrosızıntı değerlendirmesinde 0 skoru alan numune



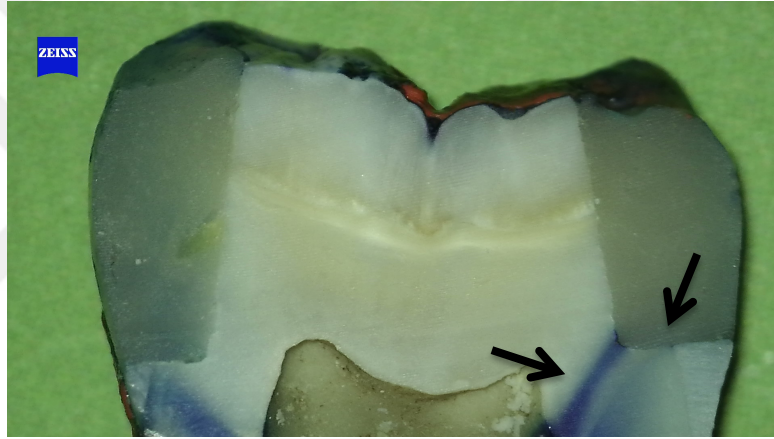
Şekil 3.2 Mikrosızıntı değerlendirmesinde oklüzal 1 skoru alan numune



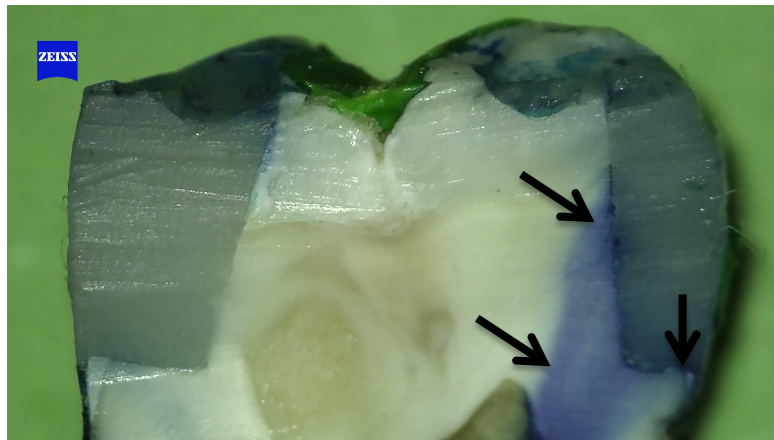
Şekil 3.3 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 1 skoru alan numune



Şekil 3.4 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 2 skoru alan numune



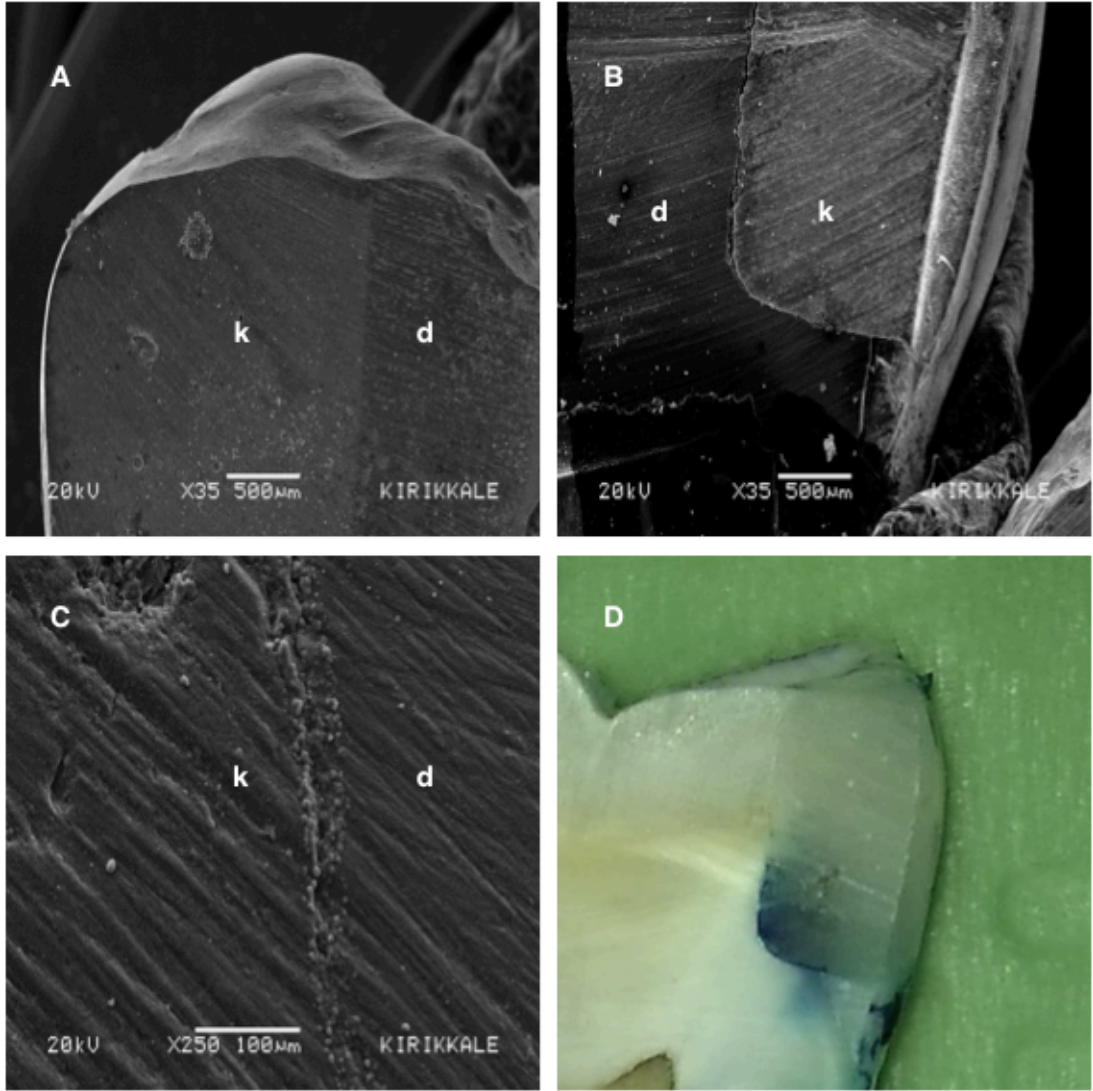
Şekil 3.5 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 3 skoru alan numune



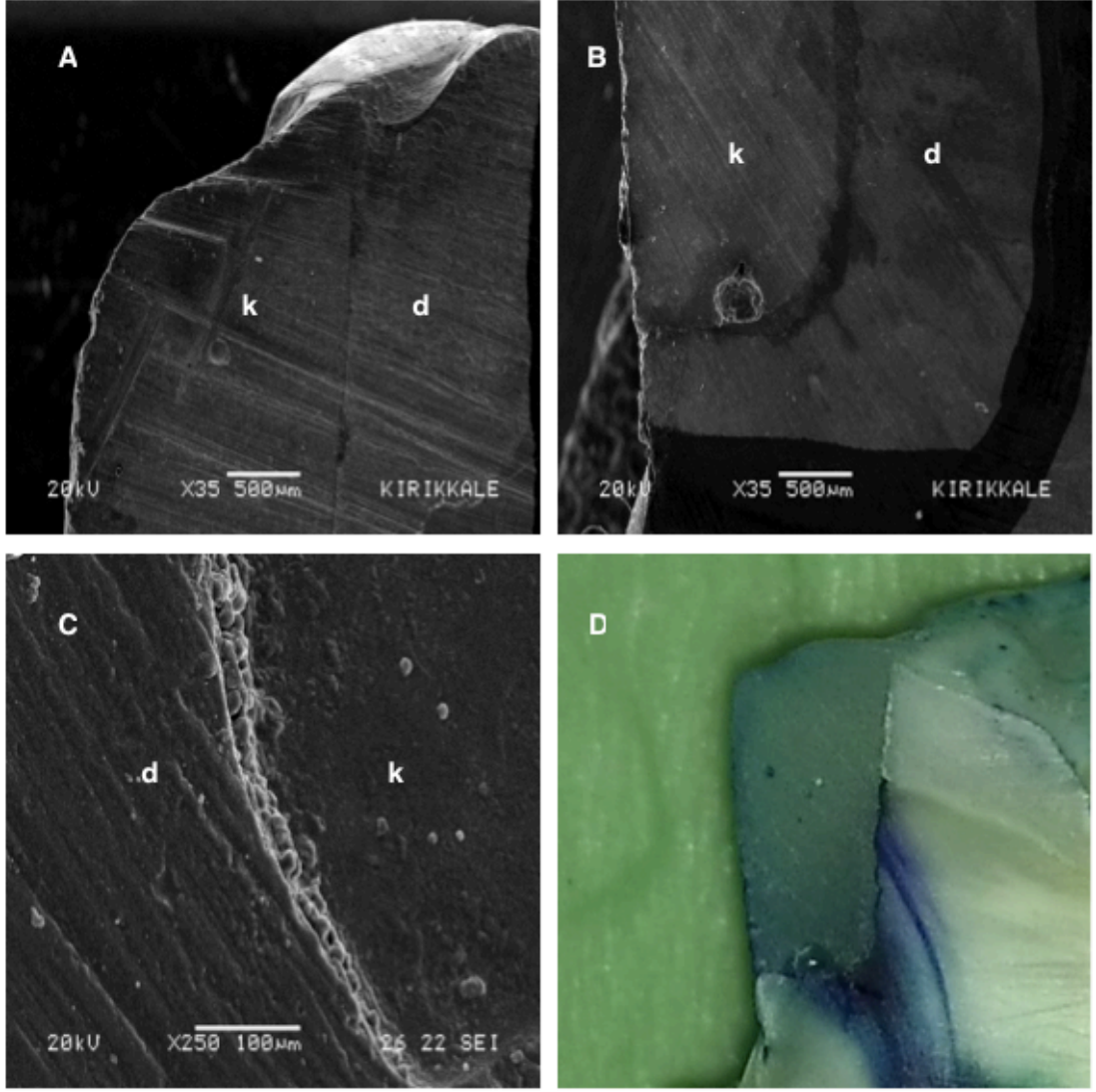
Şekil 3.6 Mikrosızıntı değerlendirmesinde gingival 3 skoru alan numune



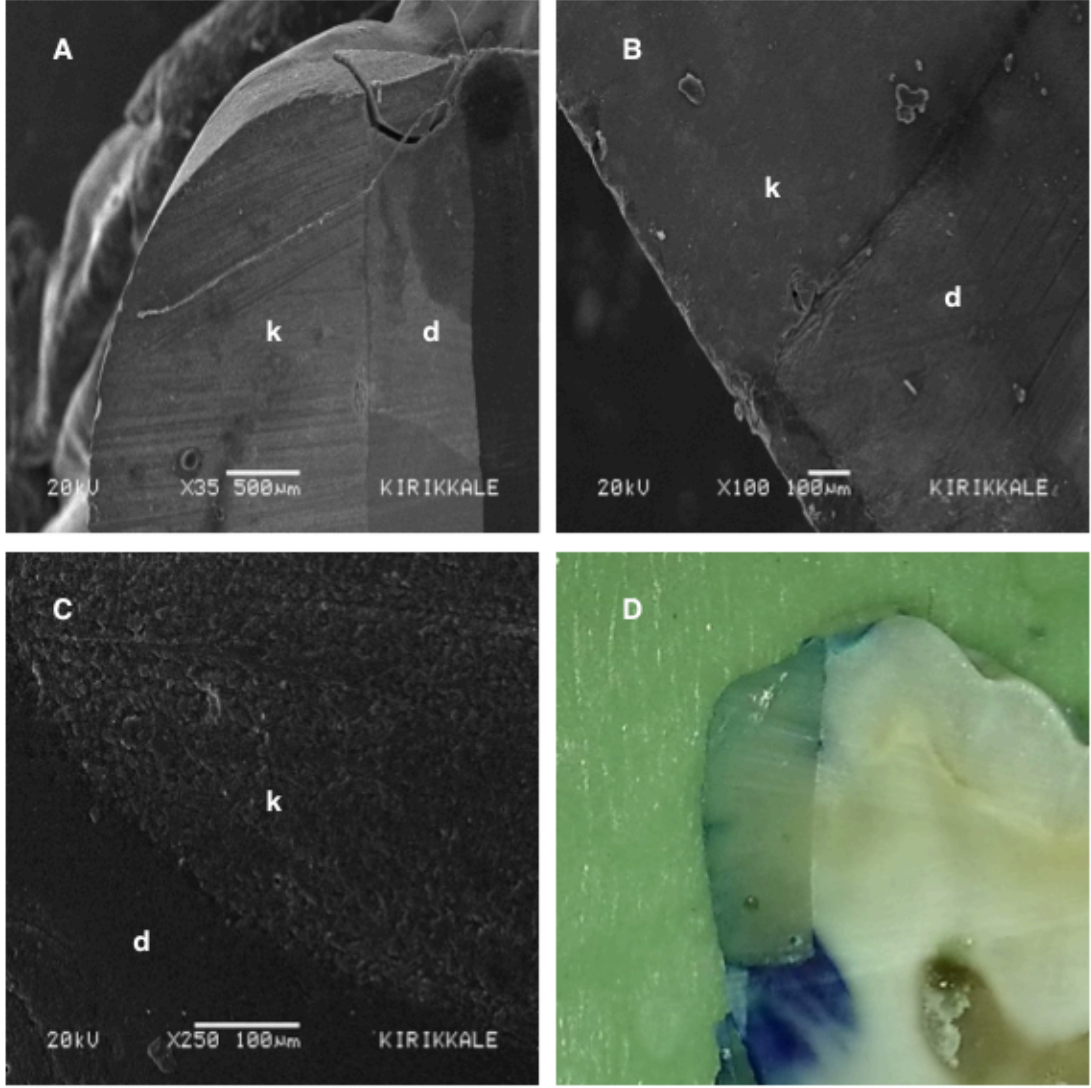
Her gruptan rastgele seçilen bir örneğe ait epoksi rezin replikaların ve dişlerin boyuna kesitlerinin SEM görüntüleri ile x40 büyütme altındaki stereomikroskop görüntüleri aşağıdadır. (Şekil 3.7 – Şekil 3.12)



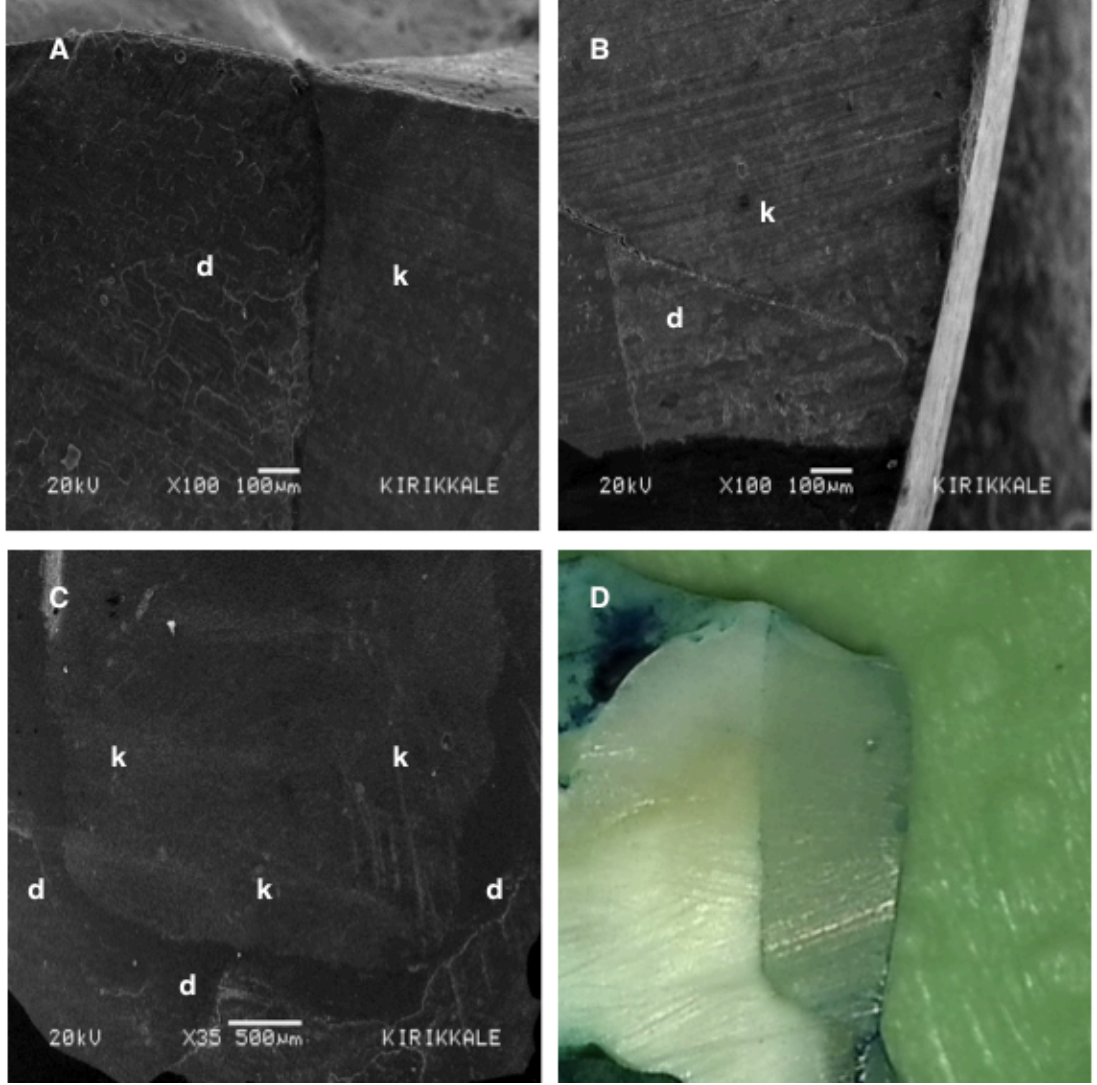
**Şekil 3.7** TB-6 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)



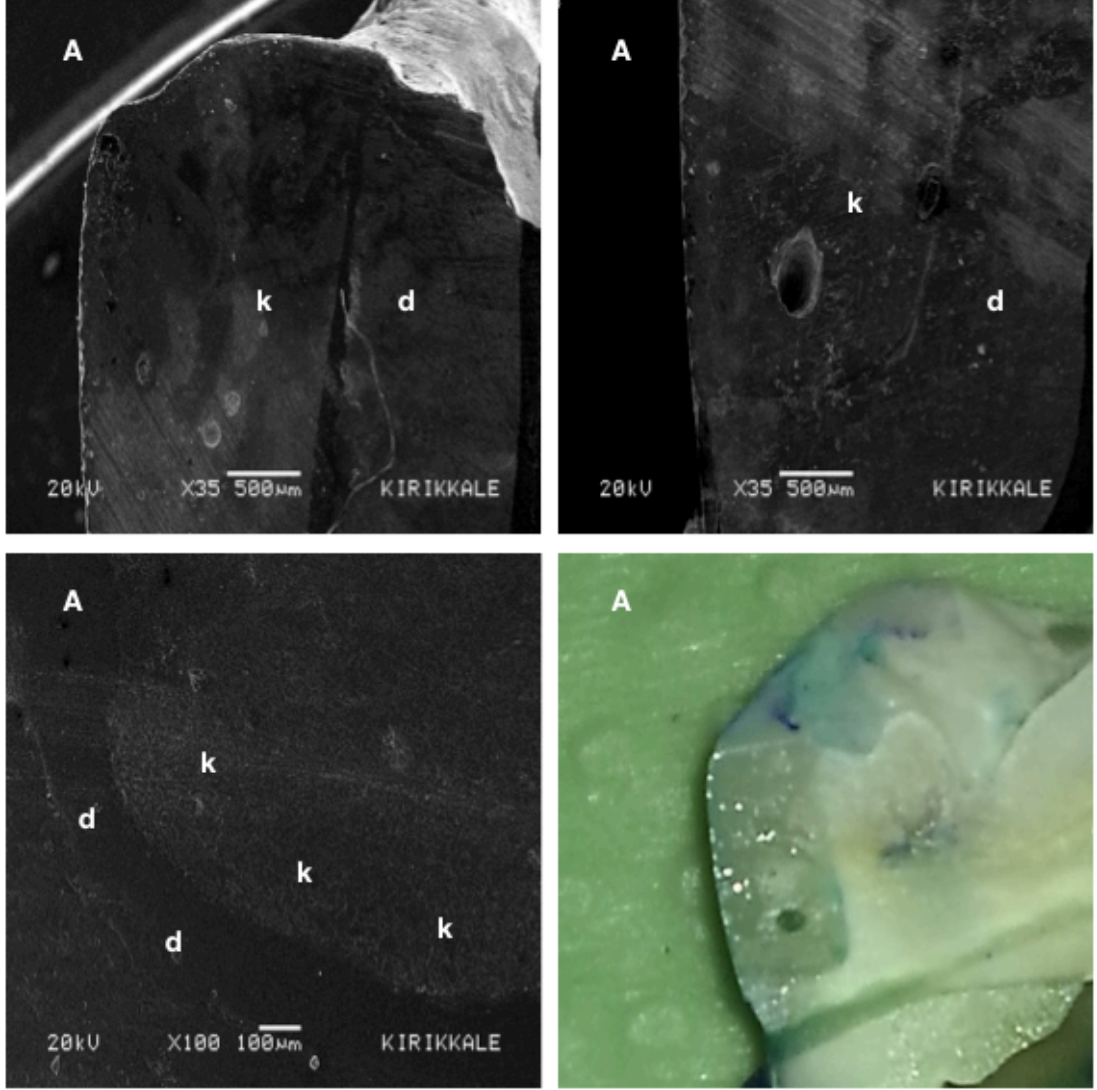
**Şekil 3.8** TB-20 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)



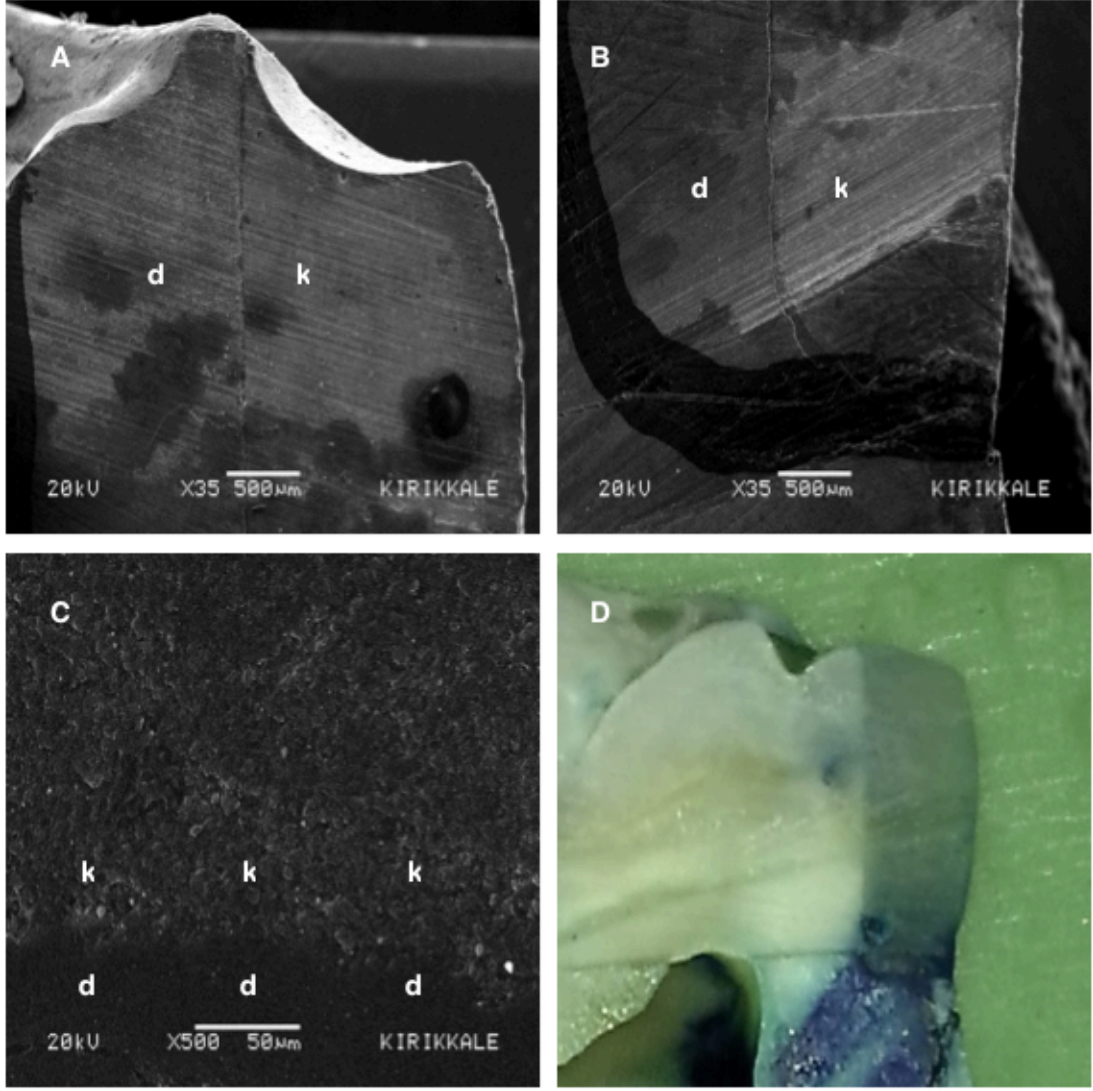
**Şekil 3.9** C-6 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)



**Şekil 3.10** C-20 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)



**Şekil 3.11** T-6 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)



**Şekil 3.12** T-20 grubuna ait görüntüler (A: Okluzal bölgenin SEM görüntüsü, B: Gingival bölgenin SEM görüntüsü, C: Epoksi rezinin SEM görüntüsü D: Dişin boyuna kesitinin stereomikroskop görüntüsü, k:Kompozit rezin d: Diş dokusu)

Grupların ‘Okluzal’ bölgelerdeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Ki-kare testi ile analiz edilmiştir. Okluzal mikrosızıntı değerlerine bakıldığında TB-20 grubunda bir adet örneğin, C-6 grubunda iki adet örneğin 1 skoru aldığı görüldü. Diğer gruplarda mikrosızıntı tespit edilmedi. Gruplar arası okluzal mikrosızıntı sonuçları arasında anlamlı fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). Okluzal mikrosızıntı değerlerine ait istatistiksel veriler Çizelge 3.3’te gösterildi.

**Çizelge 3.3** Gruplar arası okluzal mikrosızıntı analizi

OKLUZAL	Grup												X <sup>2</sup> /p		
	TB-6		TB-20		C-6		C-20		T-6		T-20			Toplam	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%		n	%
0	10	%100,0	9	%90,0	8	%80,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	57	%95,0	X <sup>2</sup> =7,368 p=0,195
1	0	%0,0	1	%10,0	2	%20,0	0	%0,0	0	%0,0	0	%0,0	3	%5,0	
<b>Toplam</b>	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	60	%100,0	

Grupların ‘Gingival’ bölgelerdeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Ki-kare testi ile analiz edilmiştir. Gingival mikrosızıntı değerlerine bakıldığında TB-6 grubundaki örneklerin dört adet 1, iki adet 2, bir adet 3; TB-20 grubundaki örneklerin iki adet 2, bir adet 3; C-6 grubundaki örneklerin üç adet 1, iki adet 2, bir adet 3; C-20 grubundaki örneklerin bir adet 1, bir adet 2, bir adet 3; T-6 grubundaki örneklerin üç adet 1, iki adet 3; T-20 grubundaki örneklerin bir adet 1, bir adet 2, iki adet 3 skoru aldığı görülmektedir. Gruplar arası gingival mikrosızıntı sonuçları arasında anlamlı fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). Gingival mikrosızıntı değerlerine ait istatistiksel veriler Çizelge 3.4’te gösterildi.

**Çizelge 3.4** Gruplar arası gingival mikrosızıntı analizi

GINGIVAL	Malzeme												X <sup>2</sup> /p		
	TB-6		TB-20		C3		C20		T3		T20			Toplam	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%		n	%
0	3	%30,0	7	%70,0	4	%40,0	7	%70,0	5	%50,0	7	%70,0	33	%55,0	X <sup>2</sup> =12,032 p=0,677
1	4	%40,0	0	%0,0	3	%30,0	1	%10,0	3	%30,0	1	%10,0	12	%20,0	
2	2	%20,0	2	%20,0	2	%20,0	1	%10,0	0	%0,0	1	%10,0	8	%13,3	
3	1	%10,0	1	%10,0	1	%10,0	1	%10,0	2	%20,0	1	%10,0	7	%11,7	
<b>Toplam</b>	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	10	%100,0	60	%100,0	

Standart mod ve Xtra güçlü modlar ile polimerize edilen grupların ‘Gingival’ ve ‘Okluzal’ bölgelerdeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Wilcoxon testi ile analiz edilmiştir. Test edilen grupların gingival mikrosızıntı değerlerine bakıldığında en az mikrosızıntı gösteren grupların LED ışık cihazıyla 20 sn süre ile polimerize edilen gruplar olduğu gözlemlendi. Bu grupların herbirinde 3'er örneğin mikrosızıntı gösterdiği diğer örneklerin mikrosızıntı göstermediği saptandı. LED ışık cihazı ile 6 sn boyunca polimerize edilen gruplara bakıldığında ise gingival bölgede TB-6 grubunda 7, C-6 grubunda 6 ve T-6 grubunda 5 örneğin mikrosızıntı gösterdiği gözlemlendi.

TB-6 ve T-6 gruplarında gingival mikrosızıntı değerleri okluzal mikrosızıntı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ( $p < 0,05$ ) bulunurken diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark hesaplanmadı ( $p > 0,05$ ).

**Çizelge 3.5** Grup içi gingival ve okluzal mikrosızıntı analizi

Grup	Ölçümler	Negatif Ort. Sıra	Pozitif Ort. Sıra	n	Z	p
TB-6	G - O	0,000	4,000	10	-2,414	0,016
TB-20	G - O	1,000	3,000	10	-1,473	0,141
C-6	G - O	2,000	3,800	10	-1,807	0,071
C-20	G - O	0,000	2,000	10	-1,604	0,109
T-6	G - O	0,000	3,000	10	-2,070	0,038
T-20	G - O	0,000	2,000	10	-1,604	0,109

Kompozit rezin materyaller LED ışık cihazının Standart mod ve Xtra güçlü modlarıyla polimerize edilmesi sonrasında, kendi içlerinde gingival mikrosızıntı değerleri açısından değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ( $p > 0,05$ ) Aynı durum okluzal mikrosızıntı değerlerinin materyalin kendi içerisinde değerlendirilmesi sonrasında da görüldü ( $p > 0,05$ ).



### 3.2. Polimerizasyon Derecesi Testi Bulguları

Hazırlanan kompozit rezin disklerin üst ve alt yüzeylerinin Raman spektroskopisi incelemelerinin sonucunda elde edilen polimerizasyon dereceleri Çizelge 3.6'da gösterilmiştir.

**Çizelge 3.6** Kompozit rezin disklerin üst/alt yüzeylerinin polimerizasyon dereceleri

B3		B20		C3		C20		T3		T20	
Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt
75,1	69,9	81,1	67,3	76,5	61,4	70,9	68,9	49,8	41,6	46,3	43,7
84,1	71,3	79,8	72,2	66,9	60,9	64,6	62,6	44,9	37,7	53,7	30,7
82,4	71,1	76,9	68,2	80,1	70,9	73,8	62,2	50,2	38,9	72,9	52,9
82,1	78,1	84,2	67,5	60,7	50,2	70,4	48,4	56,5	46,9	54,8	48,5
71,4	64,8	77,6	69,5	61,6	61,6	71,8	60,6	46,9	38,3	67,6	42,8

Kompozit disklerin üst yüzey, alt yüzey ve ortalama dönüşüm derecelerinin materyal değişkeni açısından anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Kruskal Wallis H-Testi sonuçlarına göre; grup ortalamaları arasındaki fark anlamlı bulundu ( $p=0,001<0,05$ ). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulandı.

**Çizelge 3.7** Gruplar arası üst/alt yüzey ve ortalama polimerizasyon derecelerinin analizi

	Grup	N	Ort	Ss	KW	p	Fark
<b>ÜST POLİMERİZASYON</b>	TB-6	5	79,020	5,481	21,289	<b>0,001</b>	1 > 4
	TB-20	5	79,920	2,925			1 > 5
	C-6	5	69,160	8,766			1 > 6
	C-20	5	70,300	3,441			2 > 3
	T-6	5	49,660	4,398			2 > 4
	T-20	5	59,060	10,888			2 > 5
<b>ALT POLİMERİZASYON</b>	TB-6	5	71,040	4,747	23,132	<b>0,000</b>	2 > 6
	TB-20	5	68,940	2,016			3 > 5
	C-6	5	61,000	7,335			3 > 6
	C-20	5	60,540	7,488			4 > 5
	T-6	5	40,680	3,783			4 > 6
	T-20	5	43,720	8,329			
<b>ORTALAMA POLİMERİZASYON</b>	TB-6	5	75,030	4,749	23,606	<b>0,000</b>	1 > 3
	TB-20	5	74,430	1,487			1 > 4
	C-6	5	65,080	7,579			1 > 5
	C-20	5	65,420	4,089			1 > 6
	T-6	5	45,170	4,028			2 > 3
	T-20	5	51,390	8,252			2 > 4

Buna göre; ortalama polimerizasyon derecesi en yüksek TB-6 grubunda bulunurken en düşük T-6 grubunda bulundu. Ortalama polimerizasyon dereceleri en yüksekten en düşüğe doğru TB-6 >TB-20 >C-20 >C-6 >T-20 >T-6 şeklinde sıralandı.

Kompozit disklerin üst yüzeyinin polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesinde en yüksek TB-20 grubu en düşük T-6 grubu olduğu bulundu. Üst yüzey polimerizasyon dereceleri yüksekten düşüğe doğru TB-20 >TB-6 >C-20 >C-6 >T-20 >T-6 şeklinde sıralandı.

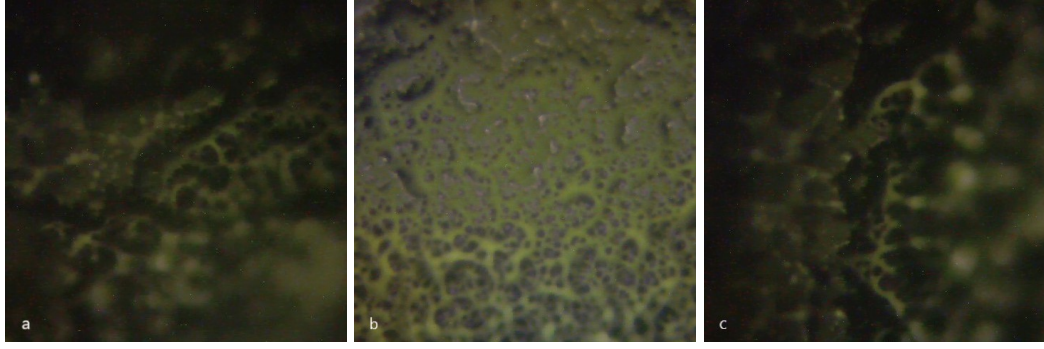
Kompozit disklerin alt yüzeyinin polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesinde en yüksek TB-6 grubu en düşük T-6 grubu olduğu bulundu. Alt yüzey polimerizasyon dereceleri yüksekten düşüğe doğru TB-6>TB-20 >C-6 >C-20 >T-20 >T-6 şeklinde sıralandı.

**Çizelge 3.8** Grup içi üst/alt polimerizasyon derecelerinin karşılaştırılması

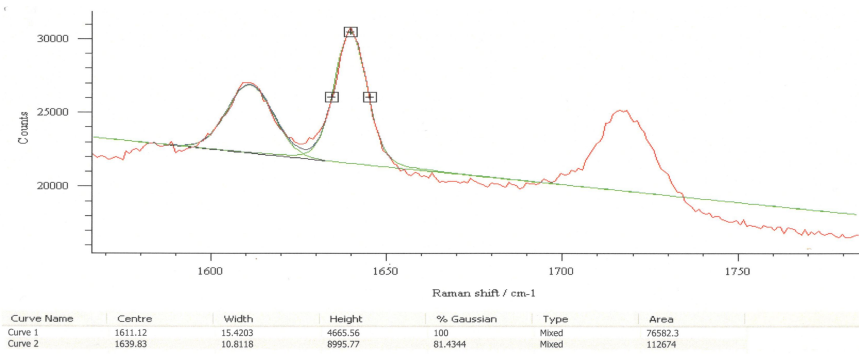
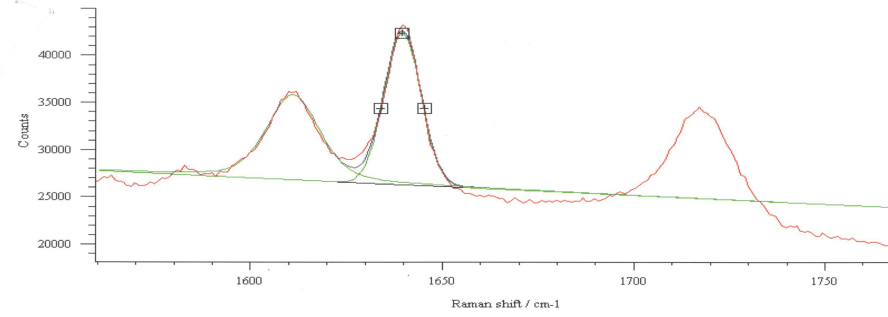
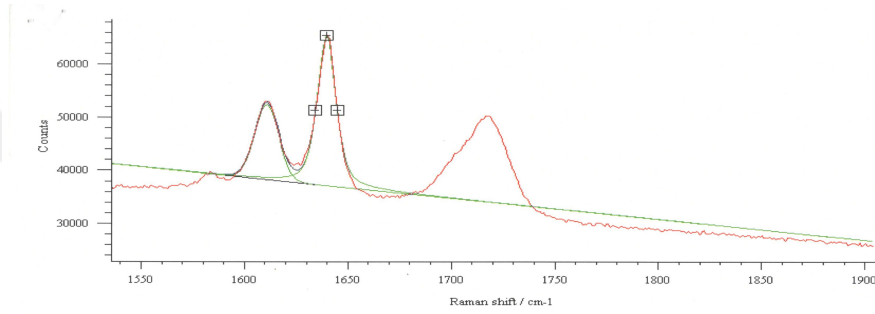
Ölçümler	ÜST		ALT		N	Z	p
	Ort	Ss	Ort	Ss			
<b>TB-6</b>	79,920	2,925	68,940	2,016	5	-2,023	0,043
<b>TB-20</b>	79,020	5,481	71,040	4,747	5	-2,023	0,043
<b>C-6</b>	70,300	3,441	60,540	7,488	5	-2,032	0,042
<b>C-20</b>	69,160	8,766	61,000	7,335	5	-1,826	0,068
<b>T-6</b>	59,060	10,888	43,720	8,329	5	-2,023	0,043
<b>T-20</b>	49,660	4,398	40,680	3,783	5	-2,023	0,043

Kompozit rezin örneklerin hepsinde örneklerin üst yüzeylerinin polimerizasyon derecesi alt yüzeylerinin polimerizasyon derecesinden daha yüksek bulundu. Sadece C-20 grubunda bu durum istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermezken ( $p>0.05$ ) diğer bütün gruplarda bu fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

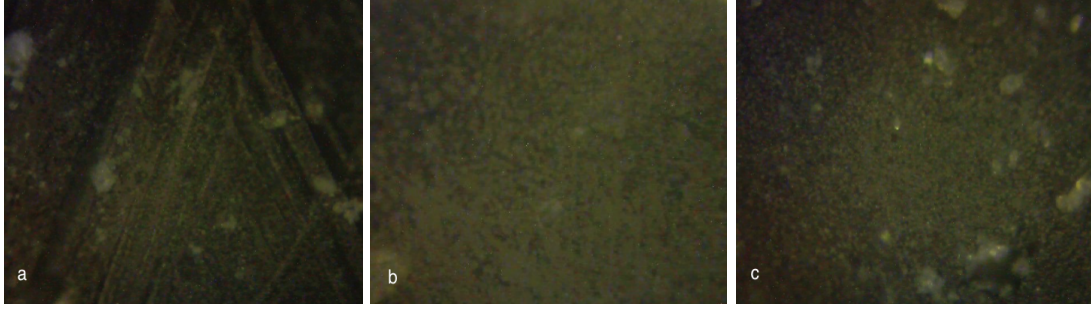
Kompozit rezin materyallerden hazırlanan 8 mm çapındaki disk şeklindeki örneklerin monomer hallerinin ve polimerize edildikten sonraki hallerinin Raman spektroskopisindeki görüntüleri ve örneklere ait ölçümlerin grafikleri aşağıdadır (Şekil 3.13 – Şekil 3.18).



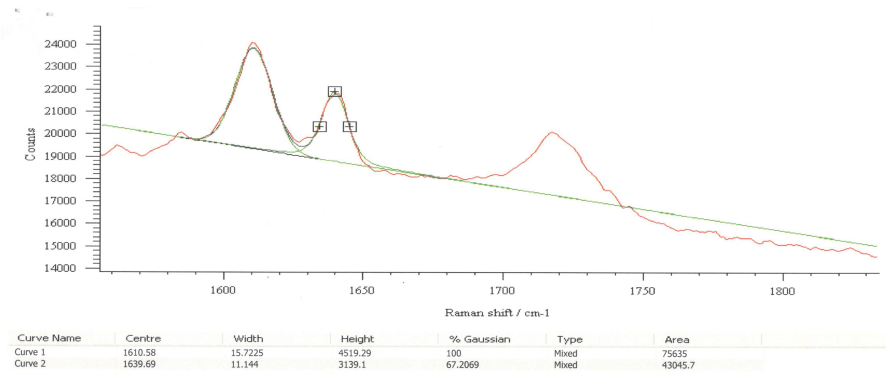
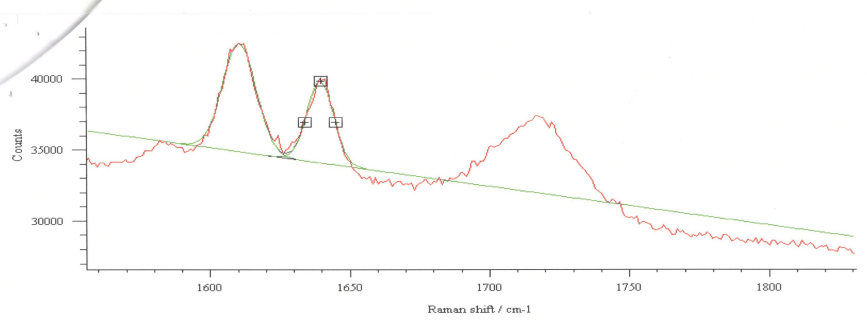
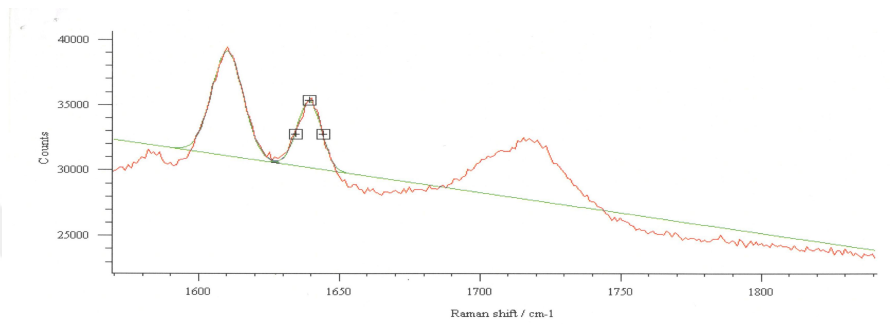
Şekil 3.13 a: Tetric Bulk fill grubu b: Tetric grubu c: Clearfil grubu polimerize edilmemiş (monomer) halinin Raman spektroskopisindeki görünümü



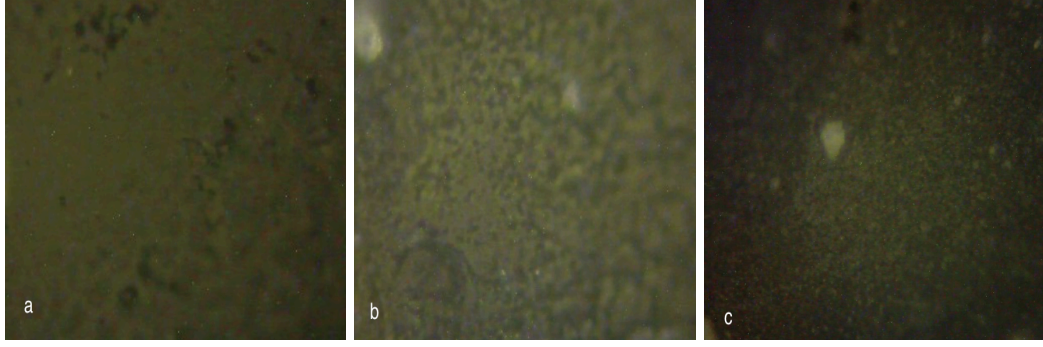
Şekil 3.14 Polimerize edilmemiş (monomer) numunelerin Raman spektroskopisi ile elde edilen grafikleri



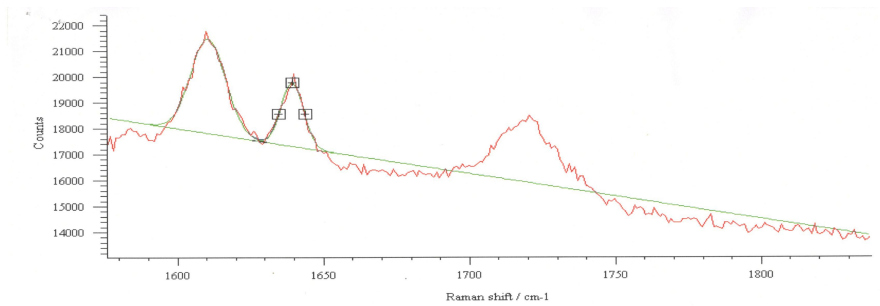
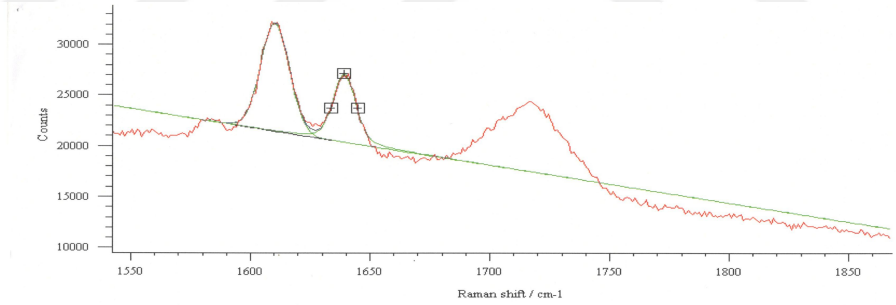
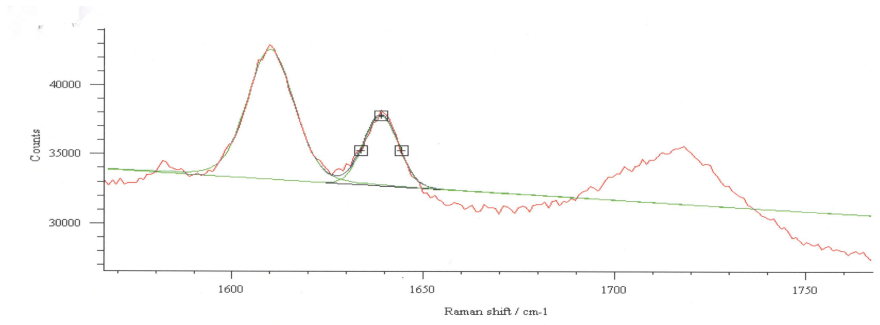
**Şekil 3.15** a: Tetric Bulk fill grubu b: Tetric grubu c: Clearfil grubu 6 saniye polimerize edildikten 24 saat sonraki halinin Raman spektroskopisindeki görünümü



**Şekil 3.16** Xtra güçlü mod ile polimerize edilen numunelerin Raman spektroskopisi ile elde edilen grafikleri



Şekil 3.17 a: Tetric Bulk fill grubu b: Tetric grubu c: Clearfil grubu 20 saniye polimerize edildikten 24 saat sonraki halinin Raman spektroskopisindeki görünümü



Şekil 3.18 Standart mod ile polimerize edilen numunelerin Raman spektroskopisi ile elde edilen grafikleri

#### 4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Diş hekimliğinde restoratif işlemlerde kullanılan materyallerdeki gelişmelerin esas amacı, madde kaybına uğramış diş dokularını restore edebilecek ideal materyali elde etmektir. Bu sebeple farklı içerik ve özelliklere sahip çeşitli materyaller üretilmiş ve klinik kullanıma sunulmuştur. Estetik restoratif materyaller olarak kullanılan kompozit rezinler, estetik özelliklerinin yanı sıra diş dokuları ile iyi bir bağlanma da sağladıkları için sıklıkla tercih edilmektedirler (Heymann ve ark. 2014). Ancak kompozit rezinlerde, tüm polimer materyallerde olduğu gibi, monomerlerin polimere dönüşümü esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesi, günümüzde karşılaşılan en önemli klinik problemler arasında gösterilmektedir (Benetti ve ark. 2015, Kim ve ark. 2015, Rosatto ve ark. 2015).

Polimerizasyon büzülmesi sonucunda diş-restorasyon sınırında oluşan mikrosızıntı nedeni ile postoperatif duyarlılık, kenar renklemesi, sekonder çürükler, restoratif materyalde kırılmalar, restorasyon kaybı, pulpa iltihabı ve pulpa nekrozu gibi klinik problemler ortaya çıkmaktadır (Moorthy ve ark. 2012, Garcia ve ark. 2014, Kim ve ark. 2015, Zorzin ve ark. 2015, Gamarra ve ark. 2018). Tüm bu nedenler göz önünde bulundurulduğunda mikrosızıntının, restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesindeki en önemli kriterlerden birisi olduğu söylenebilir.

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 restoratif materyaller hakkında bir çok laboratuvar çalışması da literatürde mevcuttur (Subramaniam ve Pandey 2016, Tavangar ve ark. 2016, Purushotham ve ark. 2017). Her ne kadar laboratuvar ortamında ağız ortamı yüzde yüz oranında taklit edilemese de, bu çalışmalar sonucunda önemli bilgiler elde edilebilmektedir (Heintze 2007, Alptekin ve ark. 2010). Bu çalışmada in-vitro ortamda üç farklı kompozit materyal ve iki farklı polimerizasyon yöntemi kullanılarak restore edilmiş Sınıf II kavitelemlerin marjinal bütünlüğü ve mikrosızıntı dereceleri değerlendirildi. Ayrıca iki farklı

yöntemle polimerize edilen bu kompozitlerin polimerizasyon dereceleri Raman spektroskopisiyle değerlendirildi.

Yapılan in vitro mikrosızıntı çalışmalarında, sürmemiş insan üçüncü büyük azı dişleri, ortodontik ve periodontal nedenlerden dolayı çekilen insan dişleri ve sıgırlardan elde edilen dişler kullanılabilir (Hernandes ve ark. 2014, Sanhadji El Haddar ve ark. 2016, Goldstein ve ark. 2017). Bu çalışmada da elde edilmesinin daha kolay olabileceği düşünülerek cerrahi nedenlerle çekilmiş çürüksüz insan yirmi yaş dişleri kullanıldı.

Kompozit rezin restorasyonlar dişlere adeziv olarak bağlanabildiği, kalan diş dokusunu desteklediği, estetik olarak hastalar tarafından tercih edildiği ve çiğneme kuvvetlerine dayanıklı oldukları için Sınıf II kavite restorasyonlarında en sık kullanılan restoratif materyallerdendir (Mjor ve ark. 2002, Sunnegårdh-Grönberg ve ark. 2009, Lynch ve ark. 2014, Opdam ve ark. 2014). Adeziv restorasyonlarda, özellikle derin Sınıf II adeziv restorasyonların gingival bölgesinde karşılaşılan problemler göz önünde bulundurulduğunda, mikrosızıntı kaynaklı problemlerin sıklıkla bu kavite tiplerinde ve gingival basamakta olduğunu söylemek mümkündür (Mjör 1998, Mahrous ve ark. 2015, Darsan ve ark. 2018). Bu nedenle farklı kompozit materyallerin ve farklı polimerizasyon yöntemlerinin mikrosızıntıya etkisini değerlendirmek amacıyla dizayn edilen bu çalışmada, kavite sıklıkla sorun ile karşılaşılan adeziv bir kavite tipi olan sınıf II kavite olarak belirlenmiştir.

Polimerizasyon büzülme stresi; kavitenin boyutu, kavitenin şekli, substratın tipi, kavite kenarlarının lokalizasyonu, kullanılan restoratif materyal, yerleştirme ve polimerizasyon tekniği gibi birçok faktöre bağlıdır (Davidson ve ark. 2000, Araujo ve ark. 2013, El-Damanhoury ve Platt 2014, Gaintantzopoulou ve ark. 2017). Bu nedenle mikrosızıntının önüne geçebilmek için adeziv sistemlerin geliştirilmesi (Kearns ve ark. 2014, Kaur ve ark. 2015), farklı ışık uygulama protokolleri (Yassini ve ark. 2017) veya farklı tabakalama yöntemlerinin kullanılması (Kumar ve ark. 2014) gibi birtakım araştırmalar yapılmıştır.

Bu yöntemler arasında kompozit rezinin tabakalı olarak yerleştirilmesinin, polimerizasyon sırasında kavite duvarları ile minimal temas ve daha düşük kompozit hacmi ile büzülme oranında azalma sağladığı ve her bir tabakanın büzülmesinin diğer



tabaka tarafından kompanse edilmesi dolayısıyla büzülme stresinde de önemli ölçüde azalma elde edildiği bildirilmiştir (Giachetti ve ark. 2006, Dayangaç 2011, Borges ve ark. 2014). Kompozit rezin materyalin kaviteye en fazla 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde yerleştirilmesi ışık geçirgenliğinin daha iyi olmasını ve dolayısıyla kompozit rezinin daha iyi polimerize olmasını sağlar (Campodonico ve ark. 2011, Van Ende ve ark. 2013). Bununla beraber tabakalama tekniğinin kullanılması ile konfigürasyon faktörünün ve kaspal defleksiyonun azalması (Lee ve ark. 2007, Kwon ve ark. 2012), dolayısıyla bağlanma başarısızlıklarının azalması gibi avantajlar da elde edilebilir (Kwon ve ark. 2012).

Bu teknik maksimum 2 mm kalınlıkta triangular (Cara ve ark. 2007, Fleming ve ark. 2007, Radhika ve ark. 2010, Kapoor ve ark. 2016) ya da horizontal tabakalama şeklinde (Versluis ve ark. 1996, Park ve ark. 2008, El-Helali ve ark. 2013) uygulanabilir. Her tabakada ayrı bir ışınlama işlemi gerektirdiği için hekim ve hasta açısından zaman kaybına yol açmaktadır (Borges ve ark. 2014, Van Ende 2018). Fazla zaman alıcı olmasının yanı sıra kompozit tabakaları arasında boşluk kalması, bağlanma problemleri, kontaminasyon ve küçük kavitelerde uygulama zorluğu gibi dezavantajlara sahiptir (Sarrett 2005, Campos ve ark. 2014, Costa ve ark. 2017). Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için ışık geçirgenliği arttırılan ve 4-5 milimetreye kadar polimerizasyon derinliğine sahip bulk fill kompozitler piyasaya sürülmüştür (Campodonico ve ark. 2011, Van Ende ve ark. 2013).

Bulk fill kompozit rezinlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığa kadar tek tabaka halinde yerleştirilip polimerize edilebilmesi ve bunun daha hızlı bir yöntem olması bu materyallerin önemli bir avantajıdır (Ilie ve Hickel 2011). Kompozit restorasyonların kaviteye yerleştirilmesi sırasında bulk fill kompozit rezinlerin kullanılması zaman tasarrufunun yanında tabakalar arasında kontaminasyon olması ve boşluk kalması riskini de azaltarak daha kompakt restorasyonların yapılmasını sağlar (Park ve ark. 2008). Ancak daha büyük tabakaların daha fazla polimerizasyon büzülmesine ve dolayısıyla mikrosızıntıya neden olabileceği hakkında kuşkular da vardır.

Bulk fill kompozit rezinlerde, polimerizasyon derinliğini arttırmak için kompozitin doldurucu içeriğinde bazı değişiklikler yapılmıştır. Konvansiyonel kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında bulk fill kompozit rezinlerde hacimce daha

büyük doldurucular ( $>20 \mu$ ) ve daha az oranda doldurucu-matriks teması gözlenmektedir. Bu durum ışığın daha az saçılarak, derinlere penetre olmasını sağlar (Ilie ve ark. 2013). Bunun yanında bulk fill kompozit rezinlerin translüsenliği özelliklerinin modifiye edilmesi ile ışığın daha derinlere penetre olmasını sağlayarak polimerizasyon derinlikleri de artırılmıştır (Flury ve ark. 2012).

Reaksiyon başlatıcı yeni bir teknoloji olan bis-(4-metoksibenzoil) dietilgermanyum monomeri (ivocerin) de ışığın daha derinlere penetre olabilmesi amacıyla geliştirilmiştir (EvoCeram ve Fill 2013). Ivocerin, kamforokinona göre 400-450 nm arasında yüksek foto-absorbsiyon değerine, sertleşme aktivitesine sahip bir monomerdur. Ayrıca başlatıcı amin eki olmadan en az iki radikal oluşturarak polimerizasyonu başlatabilir. Sadece bir radikal oluşturarak polimerizasyon başlatan kamforokinon/amin sisteminden daha etkilidir (Moszner ve ark. 2009, Burtscher 2013).

Bu çalışmada Ivocerin monomeri içeren bir bulk fill kompozit rezin olan Tetric EvoCeram Bulk Fill ile geleneksel nanohibrit kompozitler olan Clearfil Majesty Posterior ve Tetric EvoCeram kullanıldı.

Günümüzde kompozit rezinlerde yaşanan gelişmelere paralel olarak ışık cihazlarında da polimerizasyon etkinliklerini artırmaya yönelik çalışmalar yapılmakta ve gelişmeler kaydedilmektedir (Vandenbulcke ve ark. 2010). Işıkla polimerize olan rezin materyallerin polimerizasyonunda sıklıkla görünür ışık üreten polimerizasyon cihazları kullanılmaktadır. Bu tip cihazlardan olan halojen ışık kaynakları ilk kullanılan polimerizasyon sistemlerinden olup, halojen gaz içeren quartz bir ampülün içinde bulunan filamentin ısıtılması prensibi ile etkinlik gösterirler (Küçükeşmen 2006, Jiménez-Planas ve ark. 2008). Geniş dalga boyu aralığında (380-520 nm) ışık üreten ve nispeten ucuz maliyete sahip olan bu ışık kaynaklarının halojen lamba ömrünün kısa olması (yaklaşık 100 saat), zamanla reflektör ve filtrelerin etkinliğinin azalmasına bağlı olarak ışık yoğunluklarının düşmesi gibi dezavantajlara (Bektaş ve ark. 2006, Küçükeşmen 2006, Topcu ve ark. 2010) sahip olmaları nedeniyle LED ışık kaynakları geliştirilmiştir (Stahl ve ark. 2000, Bektaş ve ark. 2006).

LED ışık kaynakları 450-485 nm dalga boyunda görünür mavi ışık üreten, özellikle yapısında kamforokinon bulunan kompozit rezinlerin polimerizasyon aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahip olan cihazlardır (Caughman ve Rueggeberg 2002, Bektaş ve ark. 2006, Jiménez-Planas ve ark. 2008, Santini 2010, Soygun ve ark. 2015). Isı açığa çıkarmamaları, gereken dalga boyunda ışık üretmeleri, fanları olmadığından sessiz çalışmaları, düşük güçte enerji tüketmeleri ve halojen ışık kaynaklarına oranla daha uzun ömürlü olmaları ise başlıca avantajları arasındadır (Caughman ve Rueggeberg 2002, Bektaş ve ark. 2006, Jiménez-Planas ve ark. 2008, Soygun ve ark. 2015).

LED ışık kaynaklarının ilk nesli daha düşük güçte ışık çıkışına sahiptirler (Kobayashi ve ark. 2000, Leonard ve ark. 2002, Tsai ve ark. 2004). Bunun sebebi; kullanılan yarı iletkenlerin yapısı ve bunların dar alanda belirli sayıda kullanılabilmesiyle ilgilidir (Caughman ve Rueggeberg 2002).

İkinci nesil LED ışık kaynaklarında ise, geniş tabanlı yarı iletkenler kullanılarak ışık gücü  $900 \text{ mW/cm}^2$  nin üzerine çıkarılmıştır. İkinci nesil ışık kaynakları daha yüksek güçte ışık çıkışıyla, farklı spektral dağılıma sahiptirler. Böylece daha iyi performans gösterirler ve polimerizasyon süresinin kısaltılmasına olanak sağlarlar (Caughman ve Rueggeberg 2002).

İlk iki nesil LED ışık kaynakları 450 ile 480 nm dalga boyları arasında spektral dağılım göstermektedirler (Cardoso ve ark. 2017). Bu dalga boyu aralığı, kamforokinon içeren kompozit rezin materyallerini polimerize etmek için uygundur ancak, daha düşük dalga boylarında aktive olan foto başlatıcı içeren kompozit rezinler üzerinde etkileri zayıf bulunmuştur (Rueggeberg 2011). Son yıllarda geliştirilen 3. nesil LED ışık kaynakları ise içerdikleri ekstra LED'ler ile daha düşük dalga boylarındaki foto başlatıcıları aktive etmekte, yüksek güçteki geniş tabanlı yarı iletken içeren ana LED lambası ile de dar spektrumda kamforokinonu aktive etmek için kullanılmaktadır. Bu cihazların polimerizasyon kapasitelerinin, kompozit içerisindeki foto başlatıcıların aktive olduğu dalga boyuna bağlı olarak 2. nesil aygıtlara göre eşit ya da daha iyi olduğu belirtilmektedir (Price ve ark. 2010, Rueggeberg 2011).

Bu çalışmada 395-480 nm arasında değişen dalga boyunda mavi ışık üreten ve standart (1000 mW/cm<sup>2</sup>), güçlü (1400 mW/cm<sup>2</sup>), Xtra güçlü (3200 mW/cm<sup>2</sup>) olmak üzere üç farklı moda sahip bir 3. nesil LED cihazı olan Valo Cordless (Ultradent, ABD) tercih edildi. Cihazın en düşük ve en yüksek şiddette ışık üreten modları olan standart ve Xtra güçlü modları kullanıldı.

Adezivlerin bağlanma dayanımları, in vitro koşullarda, ağız ortamına benzetmek amacıyla birçok testle değerlendirilebilir. Bu testlerden biri de termal döngü yöntemidir. Bu yöntem, materyallerin yaşlanma işlemini taklit etmek ve hızlandırmak amacıyla kullanılır (Donmez ve ark. 2015). Bu yöntemde kullanılan sıcak su, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini hızlandırabilir ve bunun sonucunda, su bondingin yapısına girerek bozulmaya uğramış ürünlerin veya yeterli derecede polimerize olmayan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına sebep olabilir (Sanches ve ark. 2017). Bununla beraber, restoratif materyalin yüksek derecede termal genişleme/büzülme katsayısına bağlı olarak, diş ile materyal ara yüzünde tekrarlayan genişleme/büzülme stresleri meydana gelir. Bu streslerin sonucunda bağlanan ara yüzler boyunca uzanan çatlaklar oluşabilir, böylece restorasyonun kenar bütünlüğü bozularak ağız sıvılarının bu çatlaklara girmesi kaçınılmaz olur. Bu olaya 'perkolasyon' adı verilir (Gale ve Darvell 1999, Heymann ve ark. 2014, Morresi ve ark. 2014). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5<sup>0</sup> C ve 55<sup>0</sup> C suda 500 döngü uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir (ISO 1994). Gale ve Darwell 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada, 10 000 termal döngüsünün yaklaşık olarak 1 senelik ağız içi fonksiyonuna denk geldiğini belirtmişlerdir (Gale ve Darvell 1999). Bu çalışmada numunelerin yaşlandırılması için numuneler, klinik şartlarda yaklaşık 1 yıla denk gelen 10 000 termal döngüye tabi tutuldu.

Kompozit rezin restorasyonların kenar uyumlarının değerlendirilmesinde, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan analizin kesin ve güvenilir bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır ve bu yöntem altın standart olarak kabul edilmektedir (Manhart ve ark. 2001b, Manhart ve ark. 2001a, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006, Balkenhol ve ark. 2007, Al-Harbi ve ark. 2016). Taramalı elektron mikroskobu ile analiz, restorasyon kenarlarının tümünün değerlendirildiği kantitatif bir yöntemdir (Manhart et al., 2001a, Alonso et al., 2006). Bu teknikte; SEM ile görüntüleme için gerekli olan dehidratasyon, ısı ve vakum işlemleri sonucunda dişlerde görülebilen

deformasyonlar ile restorasyon kenarlarındaki aralıkları ayırt etmek zor olabilmektedir. Dişlerden alınan ölçülerden, epoksi rezin replika hazırlanması ve incelemelerin bu replika üzerinden yapılması ile bu problemlerin elimine edileceği bildirilmiştir (Amaral ve ark. 2004, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006).

Yapılan literatür incelemesi sonucunda kenar uyumunun değerlendirildiği çalışmaların bir kısmında, restorasyon kenarlarında gözlenen aralığın genişliğinin ölçüldüğü görülmektedir (Amaral ve ark. 2004, Idriss ve ark. 2007, Ahmadi Zenouz ve ark. 2015). Çalışmaların büyük bir bölümünde ise restorasyon kenarlarında gözlenen aralığın uzunluğu değerlendirilmektedir (Manhart ve ark. 2001b, Frankenberger ve Tay 2005, Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006, Balkenhol ve ark. 2007, Awliya ve El-Sahn 2008, Heintze ve ark. 2008). Alonso ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada, restorasyon kenarlarındaki aralığın varlığının ya da yokluğunun, genişliğinden daha önemli olduğu belirtilmiştir. Meydana gelmiş olan aralık, genişliğine aldirmaksızın, ağız sıvıları için bir giriş kapısıdır ve dentin-kompozit ara yüzünü bozabilme kabiliyetindedir (Caroline Bruschi Alonso ve ark. 2006). Bu yöntemin en önemli dezavantajlarını ise, çok fazla çabaya ve teknik ekipmana ihtiyaç duyulması ve çok zaman alıcı bir yöntem olması oluşturmaktadır (Ernst ve ark. 2008).

SEM analizi ile tüm restorasyon kenarları değerlendirilebilmekte fakat restorasyon ile diş ara yüzeyinin bağlantı kalitesi hakkında bilgi elde edilememektedir. Restorasyon kenarlarındaki aralıkların derinliği hakkında daha fazla bilgi elde etmek için SEM incelemeleri, boya penetrasyon çalışmaları ile tamamlanmaktadır (Manhart ve ark. 2001b, Idriss ve ark. 2007, Ernst ve ark. 2008, Heintze ve ark. 2008).

Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada kenar uyumunun değerlendirilmesi amacıyla x40 büyütme ile ışık mikroskobu altında tüm örnekler incelendi. Her gruptan randomize olarak seçilen birer örnekten elde edilen epoksi rezin replikalar da taramalı elektron mikroskobunda incelendi. Taramalı elektron mikroskobu ile analiz sonucunda elde edilen görüntülerde, aralık gözlenen ve aralık gözlenmeyen restorasyon kenarları incelendi. Restorasyon kenarlarındaki aralıkların derinliğinin belirlenmesi amacıyla ise boya penetrasyon yöntemi ile mikrosızıntı testi yapıldı.

Rezin esaslı restoratif materyallerin, polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı, polimerizasyon miktarı, polimerizasyon derecesi veya dönüşüm derecesi olarak adlandırılır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin uzun dönem performansının artmasında polimerizasyon reaksiyonu esnasında monomerlerin çoğunun polimer yapıya dönüşmesi önemlidir (Galvão ve ark. 2010, Ribeiro ve ark. 2012). Yetersiz polimerizasyon, rezin esaslı restoratif materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflamasına, dayanıklılık, sertlik, su emilimi ve renk stabilitesi gibi özelliklerinde de değişikliklere neden olur (Bektaş ve ark. 2006, Yan ve ark. 2010). Yeterli bir polimerizasyonun sağlanarak monomerlerin polimer yapıya dönüşmesinde; kullanılan ışık kaynağının tipi (Galvão ve ark. 2010), ışığın gücü, yoğunluğu, dalga boyu aralığı, ışık uygulama süresi (Tarle ve ark. 2015), ışık ucunun büyüklüğü, ışığın uygulanma mesafesi (Galvão ve ark. 2013), kompozit reçinenin tipi ve matriks yapısı (Ribeiro ve ark. 2012), doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, dağılımı (Furness ve ark. 2014), rengi (Kramer ve ark. 2008b), matriks yapı içerisinde bulunan foto başlatıcıların miktarı ve tipi gibi pek çok faktör rol oynar. Bu çalışmada kullanılan üç farklı kompozit rezinin polimerizasyon derecesini belirlemek amacıyla iki farklı güç modunda (Standart mod  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ve Xtra hızlı mod  $3200 \text{ mW/cm}^2$ ) LED ışık cihazı kullanıldı.

Dönüşüm derecesinin belirlenmesinde mikrosertlik testleri gibi indirekt yöntemler veya FT-IR, IR, DTG, Raman gibi direkt yöntemler kullanılabilir (Stansbury ve Dickens 2001, Spagnuolo ve ark. 2004, Viljanen ve ark. 2006, Moszner ve ark. 2008). Polimerizasyon derinliğini belirlemek için kullanılan direkt yöntemler polimerizasyon reaksiyonları esnasında karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme yüzdesini ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını direkt olarak belirleyebilmektedir. Karmaşık, yüksek maliyetli ve zaman alıcı yöntemler olmaları nedeniyle bu direkt yöntemlerin hepsi rutin kullanıma girememiştir (Bala ve ark. 2005, Deliktaş ve Ulusoy 2006). Bu tekniklerden biri olan Raman spektroskopi yöntemi; maddenin her üç hali için de uygulanabilir olması, hiçbir numune hazırlama işlemine gerek duymaması, molekül üzerinde bozucu etkisi olmaması ve hızlı analiz sağlaması gibi avantajları ile ön plana çıkmaktadır (Mukherjee ve Gowen 2015, Larkin 2017). Bu çalışmada LED ışık cihazıyla iki farklı modda (Standart mod  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ve Xtra hızlı mod  $3200 \text{ mW/cm}^2$ ) polimerize edilen üç farklı kompozit

rezinin dönüşüm derecelerini ölçmek için 785 nm dalga boyunda diyod lazer içeren Raman spektroskopisi kullanıldı.

Silva ve arkadaşları 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında; bir hibrit kompozit olan Filtek P60 (3M Espe, ABD) ve nanofil kompozit olan Filtek Supreme (3M Espe, ABD) kompozitlerini bir halojen polimerizasyon cihazının (Optilux 501, Kerr, ABD) geleneksel (850 mW/cm<sup>2</sup>, 20 sn [17 J/cm<sup>2</sup>]) ve soft-start (100'den 1,000 mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar 10 sn ve 1,000 mW/cm<sup>2</sup> 10 sn [ $>17$  J/cm<sup>2</sup>]) modlarını kullanarak polimerize etmişlerdir. Örneklerin dönüşüm derecelerini Raman spektroskopisi ile incelemişlerdir. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre en düşük dönüşüm derecesi soft-start modu ile polimerize edilen Filtek Supreme grubunda (% 50.52) bulunmuşken, en yüksek dönüşüm derecesi ise geleneksel modla polimerize edilen Filtek P60 grubunda (% 57.15) bulunmuştur. Araştırmacılar, hibrit kompozitin nanofil kompozitten daha fazla dönüşüm derecesi göstermesini nanofil kompozitteki daha küçük boyutlarda olan inorganik içeriklerin ışığı daha fazla saçılmaya uğratması ve bu nedenle ışık yoğunluğunun azalması ile açıklamışlardır (Silva ve ark. 2008).

Soares ve arkadaşları 2007 yılında; üç farklı polimerizasyon cihazı ve bu cihazların farklı polimerizasyon modlarını kullanarak, geleneksel bir mikrohibrid kompozit rezin (Charisma, Heraeus Kulzer, Almanya) ile yaptıkları çalışmalarında dönüşüm derecesini araştırmışlardır. Raman spektroskopisi ile yapılan incelemede kompozit disklerin halojen ve ikinci nesil LED cihazı ile soft-start ve normal modlarda polimerize edildiği grupların üst ve alt yüzeyleri ayrı ayrı değerlendirilmiş ve uygulanan yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (Soares ve ark. 2007).

Calheiros ve arkadaşları hazırladıkları rezin numuları bir halojen polimerizasyon cihazı ile 3, 6, 12, 24 ve 48 J/cm<sup>2</sup> toplam enerji miktarı uygulayarak polimerize etmişlerdir. Her bir grubun üst yüzey ve alt yüzey dönüşüm derecelerini FT-IR kullanarak ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre; enerji miktarı arttıkça dönüşüm derecesinin de arttığı, aradaki farkın 24 J ve 48 J'lük grupların üst yüzeyleri dışında tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca tüm gruplarda üst yüzey dönüşüm derecesi miktarının alt yüzey

dönüşüm derecesinden anlamlı seviyede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Calheiros ve ark. 2008).

Porto ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada; iki polimerizasyon ünitesinin (LED ve halojen), farklı foto-başlatıcı sistemi olan üç kompozit rezinin dönüşüm derecesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. LED ya da halojen lamba ile polimerize edilen 60 adet kompozit resin (Filtek Supreme, Filtek Z250, Tetric Ceram Bleach) diskin üst ve alt yüzeylerinin dönüşüm derecesi FT-Raman spektroskopisi ile incelemişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre dönüşüm dereceleri üst yüzeyler için  $76.6 \pm 8$ , alt yüzeyler için  $54.2 \pm 10$  olarak rapor edilmiş ve test edilen tüm gruplarda üst bölgedeki dönüşüm derecesinin alt bölgeden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (Porto ve ark. 2010).

Tarle ve arkadaşları dönüşüm derecesi ve mikrosertlik üzerine yaptıkları çalışmalarında; dört farklı bulk fill kompozit (SonicFill, x-tra fil, Tetric EvoCeram Bulk fill ve Quick-Fill) ve bir geleneksel nanohibrit kompoziti (Tetric EvoCeram) karşılaştırmışlardır. Farklı kalınlıklarda hazırlanan kompozit resin blokları Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) LED ışık cihazı ile farklı sürelerde polimerize etmişlerdir. FT-IR ile yaptıkları ölçüm sonuçlarına göre Tetric EvoCeram'ın çalışmada kullanılan tüm bulk fill kompozitlerden daha düşük dönüşüm derecesine sahip olduğunu belirtmişlerdir (Tarle ve ark. 2015).

Farahat ve arkadaşları Tetric N-Ceram ve Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozitlerin yüzey sertliğini ve polimerizasyon derecelerini ölçtükleri çalışmalarının sonucunda; aynı kalınlık ve ışınlama sürelerinde bulk fill kompozitin geleneksel kompozite kıyasla dönüşüm derecesi açısından anlamlı seviyede üstün olduğunu belirtmişlerdir. Aynı zamanda her iki materyalde numune kalınlığının artması ile numunelerin dönüşüm derecelerinin önemli ölçüde azaldığını belirtmişlerdir. Ek olarak aynı kalınlıkta incelenen iki kompozitin ışınlama süresinin dönüşüm derecesine etkisinin önemli bir fark oluşturmadığını rapor etmişlerdir (Farahat ve ark. 2016).

Par ve arkadaşları farklı bulk fill ve geleneksel kompozitlerin farklı kalınlıklardaki dönüşüm derecelerini Raman spektroskopisi ile inceledikleri çalışmalarında; 2 mm kalınlıkta Tetric EvoCeram Bulk Fill IVA ve Tetric EvoCeram



Bulk Fill IVB kompozitlerin dönüşüm oranlarını sırasıyla %68.3 ve %66.9 olarak, bir geleneksel kompozit olan GrandioSO'nun (Voco, Almanya) dönüşüm oranını ise %64.7 olarak rapor etmişlerdir. Ayrıca aynı çalışmada, geleneksel kompozitler 3 ve 4 mm kalınlıklardaki dönüşüm derecelerinde belirgin miktarda düşüş sergilerken bulk fill kompozitlerdeki düşüşün geleneksel kompozitlere göre önemli derecede daha az olduğunu belirtmişlerdir (Par ve ark. 2015).

Miletic ve arkadaşları bir geleneksel bulk fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill), üç akıcı bulk fill (SonicFill, SDR, Filtek Bulk Fill), bir fiberle güçlendirilmiş bulk fill (Xenius base) ve bir geleneksel nanohibrit kompoziti (Tetric EvoCeram) değerlendirdikleri çalışmalarında; hazırladıkları kompozit resin disklerde mikrosertliği, FT-IR ile dönüşüm derecesini, translüensliği ve polimerizasyon derinliğini incelemişlerdir. En düşük dönüşüm derecesi fiberle güçlendirilmiş kompozit Xenius base'de ve kontrol grubu olarak seçilen geleneksel nanohibrit kompozit resin Tetric EvoCeram'da rapor etmişlerdir. En yüksek dönüşüm derecesi ise SDR'de görülmüştür. Bunun yanında SonicFill dışında çalışmada kullanılan tüm bulk fill kompozit resinlerin translüensliğinin kontrol grubu olan Tetric EvoCeram'dan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Miletic ve ark. 2017).

Işık iletimi materyalin opaklığına bağlıdır ve genel olarak bulk fill kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha yüksek translüens sergilemektedir (Shortall 2005, Bucuta ve Ilie 2014). Buna ek olarak 'Ivocerin' bazlı başlatıcı sistem CQ'a çok yakın bir absorpsiyon spektrumuna sahiptir ve görünür ışığın emilimi sayesinde CQ'dan daha yüksek bir fotopolimerize aktivasyonuna sahip olduğu bildirilmiştir (Moszner ve ark. 2008).

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara göre; 'Ivocerin' bazlı foto-başlatıcı sistem içeren bulk fill kompozit resinin, geleneksel kompozitlerin her ikisinden de daha yüksek dönüşüm derecesine sahip olduğu bulundu. Tüm gruplarda numunelerin ışık kaynağına daha yakın olan üst bölgelerindeki dönüşüm derecesinin alt bölgelerden daha fazla olduğu saptandı. Kullanılan farklı polimerizasyon modlarının ise dönüşüm dereceleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmadı. Elde edilen bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Amirouche-Korichi ve arkadaşları 2009 yılında kompozit rezinlerde monomer oranı ve yüksek radyopak doldurucu miktarının dönüşüm derecesi ve büzülme stresine olan etkisini araştırmışlardır. Dönüşüm derecesinin kompozit rezin içerisindeki radyopak doldurucuların artması ile orantılı olarak azaldığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte organik matrikste artan Bis-GMA içeriğinin, daha yüksek molekül ağırlığı ve yüksek viskozitesinden dolayı dönüşüm derecesinin önemli ölçüde azalmasına neden olduğunu rapor etmişlerdir (Amirouche-Korichi ve ark. 2009). Gajewsky ve arkadaşları FT-IR ile yaptığı benzer bir çalışmada; Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA ve UDMA içerikli kompozit rezimlerin dönüşüm dereceleri 24 saat sonra karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre en yüksek dönüşüm derecesi TEGDMA monomer grubunda (%82.5) bulunurken en düşük dönüşüm derecesi Bis-GMA monomer grubunda (%34.5) bulunmuştur. Aynı çalışmada UDMA içeren monomer grubunun %72.4, Bis-EMA içeren monomer grubun da %75.5 oranında dönüşüm gösterdiği rapor edilmiştir (Gajewski ve ark. 2012).

Dukic ve arkadaşları farklı kompozit rezinlerin radyoopasitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında A3 rengindeki Tetric Evo Ceram'ın ve aynı renkteki Clearfil Majesty Posterior'dan daha radyopak olduğunu bildirmişlerdir (Dukic ve ark. 2012). Dionysopoulos ve arkadaşları mine, dentin ve A3 tonundaki 16 farklı kompozit rezinin radyopasitesini araştırdıkları benzer bir çalışmada; Tetric EvoCeram'ın radyopasitesinin ( $3.96 \pm 0.28$ ) Clearfil Majesty Posterior'dan ( $3.08 \pm 0.22$ ), mineden ( $1.95 \pm 0.16$ ) ve dentinden ( $1.14 \pm 0.11$ ) daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (Dionysopoulos ve ark. 2017).

Bu tez çalışması sonucunda Clearfil Majesty Posterior Tetric EvoCeram'dan daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdi. Elde edilen bu sonuç Tetric EvoCeram'ın Clearfil Majesty Posterior'dan göre daha radyopak olması ile açıklanabilir. Bununla birlikte iki kompozit rezinin organik matriks yapılarında bulunan farklılık da dönüşüm derecelerine etki etmiş olabilir.

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ile büzülme stresi arasında doğrusal bir korelasyon vardır (Amirouche-Korichi ve ark. 2009). Polimerizasyon işlemi sırasında monomerler bir kovalent bağ oluşturmak üzere reaksiyona girer.

Moleküller arasında mesafe serbest hacim azalmasına yol açacak şekilde azalır. Bu da son polimer ağında hacimsel büzülme ile sonuçlanır (Braga ve ark. 2005). Polimerizasyon büzülmesi stres olarak kendini gösterir, adezyonu bozabilir ya da çevredeki diş yapısının gerilmesine neden olabilir. Ayrıca dişte kırıklara, mikrosızıntılara ve tekrarlayan çürüklere neden olabilir (Stansbury ve Dickens 2001, Alvarez-Gayosso ve ark. 2004, Baroudi ve ark. 2007).

Soares ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında; sığır dişlerine açtıkları kavitelere halojen, ikinci nesil ve üçüncü nesil LED cihazlarını farklı sürelerde kullanarak nanofil içerikli kompozit rezini (Filtek Z350, 3M ESPE, ABD) polimerize etmişlerdir. Elde ettikleri numuneleri mikrosızıntı testine tabi tutmuşlardır. Çalışma sonuçlarına göre kullanılan farklı cihazları ve farklı ışık sürelerinin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığını rapor etmişlerdir (Soares ve ark. 2014).

Bani ve Tirali fissür örtücülerin mikrosızıntısı ve mikrosertliği üzerine yaptıkları bir çalışmada fissür örtücülerin polimerizasyonu için dört farklı grup oluşturmuşlardır. Bu grupları Hilux (Benlioğlu Dental, Türkiye) halojen ışık cihazı ile  $600 \text{ mW/cm}^2$  20 sn, Elipar Free Light 2 (3M Espe, ABD) LED cihazı ile  $1000 \text{ mW/cm}^2$  10 sn, Valo (Ultradent, ABD) LED cihazı ile  $1000 \text{ mW/cm}^2$  10 sn (Standart mod) ve  $3200 \text{ mW/cm}^2$  3 sn (Xtra mod) olarak belirlemişlerdir. Elde ettikleri verilere göre mikrosızıntı değerleri en yüksekten en düşüğe göre sırasıyla Valo Xtra hızlı mod, Hilux, Elipar ve Valo standart mod gruplarında gözlenmiştir. Mikrosertlik sıralamasını ise yüksekten düşüğe doğru sırasıyla Valo Xtra mod, Valo Standart mod, Elipar and Hilux olarak rapor etmişlerdir. Araştırmacılar polimerizasyon süresinin azaltılmasının, fissür örtücü materyallerin mikrosızıntısı üzerinde hiçbir etkisinin olmadığını belirtmesine rağmen, marjinal bütünlük ve dönüşüm derecesi üzerine etkilerine dair yayınlanmış az sayıda çalışma olduğunu vurgulamışlardır (Bani ve Tirali 2016).

Bu çalışmada da kullanılan kompozitlerden bağımsız olarak standart mod ile polimerize edilen gruplarda Xtra hızlı mod ile polimerize edilen gruplardan daha az mikrosızıntı gözlenmesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Patel ve arkadaşları bir geleneksel kompozit (Tetric N-Ceram) bir fiberle güçlendirilmiş kompozit (Ever X Posterior) ve iki bulk fill kompoziti (SDR, Tetric N-Ceram Bulk Fill) mikrosızıntı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında tüm kompozitleri 4 mm tabaka halinde bulk tekniği ile uygulamışlardır. Elde ettikleri veriler sonucunda en az mikrosızıntı gözlenen kompozitlerin Ever X Posterior ve Tetric N Ceram bulk fill olduğunu belirtmişlerdir ve geleneksel kompozitlerin bulk tekniğiyle uygulandıklarında en kötü sonuçları gösterdikleri için bu kompozitlerin bulk tekniği ile kullanılmaması gerektiği sonucuna varmışlardır (Patel ve ark. 2016). Bu çalışmada ise kullanılan kompozitler üretici firmanın belirttiği kalınlıklarda kavitelere yerleştirildi. Bu da, Patel ve ark. yaptıkları çalışma ile bu çalışmanın farklı sonuçlar göstermesini açıklayabilir.

Swapna ve arkadaşları 2015 yılında üç farklı bulk fill kompozit rezin (SonicFill, Tetric Evo Ceram, X-trafil) kullanarak sınıf II kavitelere gingival ve okluzal mikrosızıntıları karşılaştırdıkları in vitro çalışmalarının sonucunda SonicFill grubunun hem gingival hem de okluzal bölgede diğer gruplara göre daha az mikrosızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte tüm kompozit rezin gruplarda servikal bölgede oluşan mikrosızıntının okluzal bölgede oluşan mikrosızıntıya göre anlamlı derecede fazla olduğunu rapor etmişlerdir (Swapna ve ark. 2015).

Mosharrafian ve arkadaşları 2017 yılında Sınıf II kutu kavitelere iki farklı bulk fill kompozit rezin (3M Filtek bulk fill, SonicFill) ve bir geleneksel mikrohibrid kompozit rezini (3M Filtek Z250) mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında gingival veya okluzal bölgelerde mikrosızıntı açısından üç grup arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Fakat her üç grupta da, gingival bölgedeki mikrosızıntının, okluzal bölgedeki mikrosızıntıya göre belirgin olarak daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir (Mosharrafian ve ark. 2017).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre TB-6 ve T-6 gruplarında gingival bölgedeki mikrosızıntı okluzal bölgedeki mikrosızıntıdan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ( $p<0,05$ ). Diğer dört grupta ise gingival bölgedeki mikrosızıntı okluzal bölgedeki mikrosızıntıdan fazla olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Gingival bölge ile okluzal bölge arasındaki mikrosızıntı

ilişkinine dair elde ettiğimiz bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Bu çalışma kapsamında hazırlanan Sınıf II kaviteletin gingival basamağı mine-sement birleşiminin yaklaşık 1 mm koronalinde sonlanmaktadır. Yani kaviteletin her iki kenarı da mine sınırlarındadır. Sayısal olarak gingival kenarlarda daha yüksek sızıntı oluşması servikal bölgedeki mine tabakasının, okluzal kenara göre ince olmasından kaynaklı bağlantının başarısının düşmesiyle açıklanabilir.

Dentine bağlanma, mine ve dentin arasındaki morfolojik, histolojik ve içeriksel farklılıklar nedeniyle mine ile karşılaştırıldığında her zaman zayıf olmuştur (Abo-Hamar ve ark. 2005, Campos ve ark. 2014, Chopade ve ark. 2016). Ağırlıkça %96 inorganik içeriğe sahip olan mine, inorganik içeriği %70 olan dentine kıyasla, dentinden daha mineralize bir yapıdadır. Dentine bağlanma, daha yüksek su ve organik içerik nedeniyle bir sorundur. Gingival bölgedeki mikrosızıntıyı artırabilecek bir başka faktör de ışık cihazı ucu ve rezin yüzeyi arasındaki mesafedir. Işık cihazı ve rezin yüzeyi arasındaki mesafe 2 mm'den fazla olduğunda, ışık yoğunluğu önemli ölçüde azalır. Bu da kompozit rezin materyallerin yeterli derecede polimerize olmasını engelleyebilir (Poskus ve ark. 2004).

Kalmowicz ve arkadaşları bir geleneksel (Herculite Ultra) ve bir bulk fill kompoziti (SonicFill) Sınıf I ve Sınıf II kavitelere mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda Sınıf I restorasyonlarda oluşan mikrosızıntının Sınıf II restorasyonlardan daha az olduğu bildirilirken kompozitler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını rapor etmişlerdir. Elde ettikleri bu sonuçları, kompozit rezinin mineye olan mikromekanik bağlantısının dentin veya semente olan bağlantısına kıyasla daha başarılı olmasıyla açıklamışlardır (Kalmowicz ve ark. 2015).

Moorthy ve arkadaşları çekilmiş premolar dişlere mine sement sınırının 1 mm altında olacak şekilde açtıkları MOD kavitelere farklı kompozit ve teknikler ile restore ederek gingival bölgedeki mikrosızıntı değerlerini araştırmışlardır. Gruplardan biri geleneksel kompozit rezin (GrandioSO) kullanılarak inkremental teknik ile diğer ikisi ise bulk fill kompozit rezinler (SDR, x-tra base) kullanılarak bulk tekniği ile restore edilmiştir. Tüm gruplarda okluzal 2 mmlik kısım GrandioSO

ile kapatılarak restorasyonlar tamamlanmıştır. Elde ettikleri mikrosızıntı sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişleridir (Moorthy ve ark. 2012).

Kader ve arkadaşları insan molar dişlerinde açtıkları Sınıf II kaviteleri inkremental (Filtek Z250) ve bulk (Filtek Bulk fill) teknikleri ile restore ederek mikrosızıntı değerlendirmesi yapmışlardır. Elde ettikleri verilere göre inkremental teknikle yapılan restorasyonlarda daha az mikrosızıntı görülmesine rağmen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmediğini bildirmişleridir. Bununla birlikte; kullanılan iki tekniğin de mikrosızıntıyı tamamen elimine edemediğini belirtmişlerdir (Kader ve ark. 2015).

Bu çalışmada da gruplar arası mikrosızıntı skorları incelendiğinde bulk fill grubunun geleneksel kompozitlerden daha fazla mikrosızıntı gösterdiği fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi. Elde edilen bu sonuçlar literatürdeki diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Bulk fill grubunda mikrosızıntının fazla olması bu grubun dönüşüm derecesinin diğer gruplardan fazla olması sebebiyle daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterebileceğiyle ilişkilendirildi. Bu konunun araştırması için kompozit rezin materyallerin polimerizasyon büzülmelerinin de değerlendirileceği daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Restorasyon kenarlarında aralanmanın meydana gelmesinde etkili olan streslerin; sadece polimerizasyon büzülmesi ile değil, kompozit materyalinin sertleşme hızına ve elastisite modülüne bağlı olarak da gelişebileceği bildirilmiştir (Leprince ve ark. 2010). Bunun yanında Kalmowicz ve arkadaşları Sınıf I ve Sınıf II kaviteleri bir bulk fill ve bir geleneksel kompozit kullanarak ayrı ayrı restore ettikleri çalışmalarında kavite konfigürasyon faktörünün (C-faktör) ve yerleştirme tekniğinin kompozit rezinlerin mikrosızıntıları üzerinde etkili olmadıklarını ancak mine dokusu ile bağlanmanın sağlandığı kavitelerde mikrosızıntının daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir (Kalmowicz ve ark. 2015).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre LED ışık cihazı ile 3200 mW/cm<sup>2</sup> güçte 6 saniye ışık uygulanan grup ile aynı cihazla 1000 mW/cm<sup>2</sup> güçte 20 saniye ışık uygulanan gruplar arasında mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark

saptanmadı. Çalışma kapsamında kullanılan Tetric EvoCeram Bulk fill kompozit Clearfil Majesty Posterior ve Tetric EvoCeram kompozit rezin grupları arasında da mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç gözlenmedi. Bu çalışmanın sonuçları Leprince ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptıkları çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermedi. Bu çalışmanın sonuçları kompozit rezinlerin yerleştirilme tekniklerinin (Bulk ya da tabakalama) mikrosızıntı değerleri açısından anlamlı bir farklılık göstermemesi açısından Kalmowicz ve ark.'nın çalışmasıyla benzerlik göstermektedir. Ayrıca Sınıf II kaviteilerin okuzal bölgelerindeki mikrosızıntı değerlerinin, gingival bölgedeki mikrosızıntı değerlerinden daha az olması da okluzal bölgede bağlanılan mine dokusu oranının daha fazla olmasıyla açıklanabilir. Bütün bunlarla beraber kavite hacminin ve restorasyonda kullanılan kompozit materyalin hacminin artması durumunda polimerizasyon büzülmesine bağlı mikrosızıntı gibi komplikasyonların artması da beklenebilir. Bu durumun değerlendirilmesi için de yine daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde ettiğimiz veriler değerlendirildiğinde şu sonuçlara varabiliriz:

1. Sınıf II kutu kavitelere uygulanan kompozit rezin restorasyonların LED ışık cihazı ile hızlı ( $3200\text{mW}/\text{cm}^2$  güç ile 6 saniye) ve standart modda ( $1000\text{mW}/\text{cm}^2$  güç ile 20 saniye) polimerize edilmeleri sonucunda restorasyonların benzer mikrosızıntı değerleri gösterdiği saptanmıştır. Bu durum küçük kavitelere kompozit rezinlerin yüksek güçteki ışık cihazlarıyla daha kısa sürede polimerize edilebilmesine olanak sağlar.
2. Sınıf II kutu kaviteilerin bulk fill kompozit rezin (Tetric EvoCeram Bulk fill) ve geleneksel kompozit rezinler (Tetric EvoCeram ve Clearfil Majesty Posterior) ile restore edilmesi sonucunda restorasyonların benzer mikrosızıntı değerleri gözlenmiştir.
3. Kompozit rezin materyallerin yüksek güçlü LED ışık cihazlarıyla hızlı modda polimerize edilmesi ile standart modda polimerize edilmesi arasında materyallerin polimerizasyon dereceleri açısından farklılık oluşturmadığı saptanmıştır.
4. Kompozit rezinlerin polimerizasyon dereceleri ile Sınıf II kutu kavitelere gösterdikleri mikrosızıntı değerleri arasında herhangi bir korelasyon

hesaplanmadı. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülme değerleri ile mikrosızıntı değerleri arasındaki iliŐkiyi değerlendirebilmek için ise daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

5. Raman spektroskopisi ile kompozit rezinlerin polimerizasyon dereceleri hakkında bilgi edinmek mümkündür.





## 5. KAYNAKLAR

ABO-HAMAR SE, HILLER K-A, JUNG H ve ark. (2005) Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigations*,9,161-167.

AGUIAR F, DOS SANTOS A, FRANCA F, PAULILLO L, LOVADINO J. (2002) A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or non-thermocycled posterior tooth restorations. *Operative dentistry*,28,793-799.

AGUIAR TR, FRANCESCANTONIO M, ARRAIS CA ve ark. (2010) Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*,35,295-299.

AHMADI ZENOZ G, ESMI F, ZABOLI A ve ark. (2015) Effect of Three Restorative Techniques on Gingival Microleakage of Silorane-based Composite in Class Restorations. *Journal of Mazandaran University of Medical Sciences*,25,102-110.

AKGÜN B. (2003) LED ışık kaynakları, *Dentalife*. pp. 14-16.

AL SUNBUL H, SILIKAS N, WATTS DC. (2016) Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials*,32,998-1006.

AL-HARBI F, KAISARLY D, BADER D, EL GEZAWI M. (2016) Marginal integrity of bulk versus incremental fill class II composite restorations. *Operative dentistry*,41,146-156.

AL-HARBI F, KAISARLY D, MICHNA A ve ark. (2015) Cervical interfacial bonding effectiveness of class II bulk versus incremental fill resin composite restorations. *Operative dentistry*,40,622-635.

- ALANI AH, TOH CG. (1997) Detection of microleakage around dental restorations: A review. *Oper Dent*,22,173-185.
- ALLA RK. (2013) Restorative Materials: Composite Resins,(In) Dental Materials Science. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, New Delhi, India,130-148.
- ALPTEKIN T, OZER F, UNLU N, COBANOGLU N, BLATZ MB. (2010) In vivo and in vitro evaluations of microleakage around Class I amalgam and composite restorations. *Operative dentistry*,35,641-648.
- ALRAHDAH A, SILIKAS N, WATTS D. (2014) Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*,30,149-154.
- ALTUNSOY M, BOTSALI MS, TOSUN G, YAŞAR A. (2013) Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*,30,6.
- ALVAREZ-GAYOSSO C, BARCELÓ-SANTANA F, GUERRERO-IBARRA J, SÁEZ-ESPÍNOLA G, CANSECO-MARTÍNEZ MA. (2004) Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. *Dental Materials*,20,228-235.
- ALVIM HH, CAMPOS NM, VASCONCELLOS WA ve ark. (2017) Influence of Different Photoinitiators on Polymerization Kinetics and Marginal Microleakage in Restorations using Photopolymerizable Dental Composites. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*,17,1-9.
- AMARAL CM, PERIS AR, AMBROSANO G, PIMENTA L. (2004) Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques. *American journal of dentistry*,17,156-160.
- AMIROUCHE-KORICHI A, MOUZALI M, WATTS DC. (2009) Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dental Materials*,25,1411-1418.

- ANDRZEJEWSKA E. (2001) Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. Progress in polymer science,26,605-665.
- ANUSAVICE KJ. (2003) Physical properties of dental materials. Phillips' science of dental materials.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR. (2013) Phillips' science of dental materials Elsevier Health Sciences.
- ARAUJO FO, VIEIRA L, MONTEIRO JS. (2013) Influence of Resin Composite Shade and Location of the Gingival Margin on the Microleakage of Posterior Restorations. Smile Dental Journal,110,1-1.
- ARAVAMUDHAN K, RAKOWSKI D, FAN P. (2006) Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dental Materials,22,988-994.
- ARISU H, ÜÇTAŞLI M, ELİGÜZELOĞLU E, ÖZCAN S, ÖMÜRLÜ H. (2008) The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. Operative dentistry,33,135-141.
- ARISU HD, BALA O, ÜÇTAŞLI MB. (2008) Halojen veya led ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin barcoll sertlikleri. Acta Odontologica Turcica,25,19.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2002) Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. Acta Odontologica Scandinavica,60,146-150.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2003) Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. Dental Materials,19,466-470.

- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2005) Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light - cure. *European journal of oral sciences*,113,417-421.
- ASSOCIATION AD. (2001) ADA acceptance program guidelines: resin based composites for posterior restorations. Chicago: ADA Council on Scientific Affairs.
- ATKINS PW, YILDIZ S, YILMAZ H, KILIÇ E, DE PAULA J. (2001) Fizikokimya Bilim yayıncılık.
- AWLIYA W, EL-SAHN A. (2008) Leakage pathway of Class V cavities restored with different flowable resin composite restorations. *Operative dentistry*,33,31-36.
- AYYILDIZ S, UYAR A, YÜZÜGÜLLÜ B. (2009) Diş hekimliğinde Mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg*,19,219-226.
- BAGIS Y, BALTACIOGLU I, KAHYAOGULLARI S. (2009) Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Operative Dentistry*,34,578-585.
- BALA O, ÖLMEZ A, KALAYCI Ş. (2005) Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin - based composites. *Journal of Oral Rehabilitation*,32,134-140.
- BALKENHOL M, HUANG J, WÖSTMANN B, HANNIG M. (2007) Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of Class V restorations. *Journal of dentistry*,35,836-844.
- BANI M, TIRALI RE. (2016) Effect of new light curing units on microleakage and microhardness of resin sealants. *Dental materials journal*,35,517-522.

- BAROUDI K, SALEH AM, SILIKAS N, WATTS DC. (2007) Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *Journal of dentistry*,35,651-655.
- BAVER H, CHRISTIAN G, O'REILLY J. (1978) *İnstrümental analysis*, Allyn and Bacon, Inc., Boston, London, Sydney, Toronto.
- BAYNE SC. (2005) Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of dental education*,69,571-585.
- BEDRAN-DE-CASTRO A, PEREIRA P, PIMENTA L, THOMPSON J. (2004) Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Operative Desntistry-University of Washington*-,29,150-156.
- BEISER A. (1997) *Modern Fiziğin Kavramları*,(çev. G. Önengüt). Akademi Yayınları, İstanbul.
- BEKTAŞ ÖÖ, SISO ŞH, EREN D. (2006) *Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar*.
- BENETTI AR, HAVNDRUP-PEDERSEN C, HONORÉ D, PEDERSEN MK, PALLESEN U. (2015) Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*,40,190-200.
- BOARO LCC, GONÇALVES F, GUIMARÃES TC ve ark. (2010) Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*,26,1144-1150.
- BORGES A, BORGES A, XAVIER T, BOTTINO M, PLATT J. (2014) Impact of quantity of resin, C-factor, and geometry on resin composite polymerization shrinkage stress in Class V restorations. *Operative dentistry*,39,144-151.

- BRAGA RR, BALLESTER RY, FERRACANE JL. (2005) Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials*,21,962-970.
- BRAGA RR, BOARO LC, KUROE T, AZEVEDO CL, SINGER JM. (2006) Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C'factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental materials*,22,818-823.
- BUCUTA S, ILIE N. (2014) Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*,18,1991-2000.
- BURGESS JO, WALKER RS, PORCHE CJ, RAPPOLD A. (2002) Light curing--an update. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*,23,889-892, 894, 896 passim; quiz 908.
- BURTSCHER P. (2013) Ivocerin in comparison to camphorquinone. *Ivoclar Vivadent Report*,11-15.
- CACCIAFFESTA V, SFONDRINI MF, SCRIBANTE A, BOEHME A, JOST-BRINKMANN P-G. (2005) Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *The Angle Orthodontist*,75,386-391.
- CALHEIROS FC, DARONCH M, RUEGGEBERG FA, BRAGA RR. (2008) Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dental Materials*,24,1164-1168.
- CAMPODONICO CE, TANTBIROJN D, OLIN PS, VERSLUIS A. (2011) Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *The Journal of the American Dental Association*,142,1176-1182.

CAMPOS EA, ARDU S, LEFEVER D ve ark. (2014) Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of dentistry*,42,575-581.

CARA R, FLEMING G, PALIN W, WALMSLEY A, BURKE F. (2007) Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *Journal of dentistry*,35,482-489.

CARDOSO KAORD, ZARPELLON DC, MADRUGA CFL, RODRIGUES JA, ARRAIS CAG. (2017) Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *Journal of Applied Oral Science*,25,140-146.

CAROLINE BRUSCHI ALONSO R, MARIA CORRER G, GONÇALVES CUNHA L ve ark. (2006) Dye staining gap test: an alternative method for assessing marginal gap formation in composite restorations. *Acta Odontologica Scandinavica*,64,141-145.

CAUGHMAN WF, RUEGGEBERG F. (2002) Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*,27,636-638.

CAUGHMAN WF, RUEGGEBERG FA, CURTIS JW. (1995) Clinical guidelines for photocuring: restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*,126,1280128212841286.

CHOPADEV, KARADE PM, KULKARNI AP ve ark. (2016) An Evaluation and Comparison of Shear Bond Strength of Two Adhesive Systems to Enamel and Dentin: An In Vitro Study. *Journal of International Oral Health*,8,86.

CHUANG S, JIN Y, LIU J, CHANG C, SHIEH D. (2004) Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-,29,301-308.

- COELHO-DE-SOUZA F, CAMACHO G, DEMARCO F, POWERS J. (2008) Fracture resistance and gap formation of MOD restorations: influence of restorative technique, bevel preparation and water storage. *Operative Dentistry*,33,37-43.
- COLTHUP N. (2012) *Introduction to infrared and Raman spectroscopy* Elsevier.
- COSTA T, REZENDE M, SAKAMOTO A ve ark. (2017) Influence of adhesive type and placement technique on postoperative sensitivity in posterior composite restorations. *Operative dentistry*,42,143-154.
- CRAIG R. (1981) Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*,25,219-239.
- CZASCH P, ILIE N. (2013) In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*,17,227-235.
- DA SILVA EM, DOS SANTOS G, GUIMARÃES J, BARCELLOS A, SAMPAIO E. (2007) The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative Dentistry*,32,356-362.
- DANESH G, DAVIDS H, REINHARDT K-J, OTT K, SCHÄFER E. (2004) Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *Journal of dentistry*,32,479-488.
- DARSAN J, PAI VS, GOWDA VB, KRISHNAKUMAR G, NADIG RR. (2018) Evaluation of Gingival Microleakage in Deep Class II Closed Sandwich Composite Restoration: An In vitro Study. *Journal of Clinical & Diagnostic Research*,12.
- DAUVILLIER BS, AARNTS MP, FEILZER AJ. (2000) Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*,12,291-299.



- DAVIDSON C, DE GEE A, FEILZER A. (2000) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*,12,51.
- DAYANGAÇ B. (2011) *Kompozit Rezin Restorasyonlar* Quintessence Yayıncılık, Ankara.
- DE MUNCK J, VARGAS M, IRACKI J ve ark. (2005a) One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper dent*,30,39-49.
- DE MUNCK JD, VAN LANDUYT K, PEUMANS M ve ark. (2005b) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*,84,118-132.
- DELIKTAŞ DD, ULUSOY N. (2006) Farklı Işık Cihazlarının Hibrit Ve Nanohibrit Kompozit Rezinlerin Yüzey Sertliğine Etkisi.
- DENNISON JB, YAMAN P, SEIR R, HAMILTON JC. (2000) Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *The Journal of prosthetic dentistry*,84,499-505.
- DEWAELE M, ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A ve ark. (2009) Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dental Materials*,25,1576-1584.
- DI FRANCESCANTONIO M, AGUIAR TR, ARRAIS CAG ve ark. (2013) Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *European journal of dentistry*,7,81.
- DIONYSOPOULOS D, TOLIDIS K, GERASIMOU P, PAPADOPOULOS C. (2017) Effect of filler composition of dental composite restorative materials on radiopacity in digital radiographic images. *Polymer Composites*.

- DONMEZ N, SISO SH, USUMEZ A, BAYRAK I. (2015) Effect of thermal cycling on micro-tensile bond strength of composite restorations bonded with multimode adhesive. *Journal of Adhesion Science and Technology*,29,731-739.
- DU M, ZHENG Y. (2008) Degree of conversion and mechanical properties studies of UDMA based materials for producing dental posts. *Polymer Composites*,29,623-630.
- DUARTE JR S, DINELLI W, SILVA MHCD. (2007) Influence of resin composite insertion technique in preparations with a high C-factor. *Quintessence International*,38.
- DUKIC W, DELIJA B, DEROSI D, DADIC I. (2012) Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dental materials journal*,31,47-53.
- DURAN H, KULACAOĞLU N, YILMAZ F. (2015) Farklı Işık Kaynaklarının Sınıf II Kompozit Restorasyonların Mikrosızıntısı Üzerine Etkileri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,8,147-153.
- EGILMEZ F, ERGUN G, CEKIC-NAGAS I, VALLITTU PK, LASSILA LV. (2013) Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dental materials journal*,32,107-114.
- EL-DAMANHOURY H, PLATT J. (2014) Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*,39,374-382.
- EL-HELALI R, DOWLING AH, MCGINLEY EL, DUNCAN HF, FLEMING GJ. (2013) Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *Journal of dentistry*,41,216-222.
- ELLIOTT J, LOVELL L, BOWMAN C. (2001) Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials*,17,221-229.

- ERDEMİR U, YAMAN BC. (2011) Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*,45,25-35.
- ERNST C-P, GALLER P, WILLERSHAUSEN B, HALLER B. (2008) Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dental Materials*,24,319-327.
- EROĞLU E. BA. (2010) Diş Hekimliğinde Termal Siklus Uygulamaları. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*,11,53-64.
- EVO CERAM T, FILL B. (2013) Nano-Hybrid Composite with Ivocerin. Ivoclar Vivodent.
- FAN M, ANDRADE GF, BROLO AG. (2011) A review on the fabrication of substrates for surface enhanced Raman spectroscopy and their applications in analytical chemistry. *Analytica chimica acta*,693,7-25.
- FAN Y. (2012) Structure, Physical Properties, and Transport of Multiblock Ionomers University of Connecticut.
- FARAHAT F, DANESHKAZEMI A, HAJIAHMADI Z. (2016) The Effect of Bulk Depth and Irradiation Time on the Surface Hardness and Degree of Cure of Bulk-Fill Composites. *Journal of dental biomaterials*,3,284.
- FERRACANE J, MITCHEM J, CONDON J, TODD R. (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*,76,1508-1516.
- FERRACANE JL. (1995) Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*,6,302-318.
- FERRACANE JL. (2001) *Materials in dentistry: principles and applications* Lippincott Williams & Wilkins. s: 85-140.
- FERRACANE JL. (2011) Resin composite—state of the art. *Dental materials*,27,29-38.

- FERRAR J, NAKAMOTO K. (1994) *Introductory Raman Spectroscopy*. Acad. Press, Inc, Harcourt Brace and Comp., Publishers, Boston–San Diego–NY–London–Sudney–Tokio–Toronto.
- FLEMING G, KHAN S, AFZAL O, PALIN W, BURKE F. (2007) Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *Journal of dentistry*,35,97-103.
- FLOYD CJ, DICKENS SH. (2006) Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials*,22,1143-1149.
- FLURY S, LUSSI A, HICKEL R, ILIE N. (2013) Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations*,17,2127-2137.
- FLURY S, HAYOZ S, PEUTZFELDT A, HÜSLER J, LUSSI A. (2012) Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials*,28,521-528.
- FORTIN D, VARGAS MA. (2000) The spectrum of composites: new techniques and materials. *The Journal of the American Dental Association*,131,26S-30S.
- FRANKENBERGER R, TAY FR. (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*,21,397-412.
- FURNESS A, TADROS MY, LOONEY SW, RUEGGERBERG FA. (2014) Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*,42,439-449.

- FURUSE AY, GORDON K, RODRIGUES FP, SILIKAS N, WATTS DC. (2008) Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *Journal of Dentistry*,36,945-952.
- GAINTANTZOPOULOU MD, GOPINATH VK, ZINELIS S. (2017) Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical oral investigations*,21,1063-1070.
- GAJEWSKI VE, PFEIFER CS, FRÓES-SALGADO NR, BOARO LC, BRAGA RR. (2012) Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*,23,508-514.
- GALE M, DARVELL B. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*,27,89-99.
- GALVÃO M, COSTA S, VICTORINO K ve ark. (2010) Influence of light guide tip used in the photo-activation on degree of conversion and hardness of one nanofilled dental composite. *Laser physics*,20,2050-2055.
- GALVÃO MR, CALDAS SGFR, BAGNATO VS, DE SOUZA RASTELLI AN, DE ANDRADE MF. (2013) Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*,7,86.
- GAMARRA VSS, BORGES GA, JÚNIOR LHB, SPOHR AM. (2018) Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. *Odontology*,106,56-63.
- GANS P. (1971) *Vibrating molecules: an introduction to the interpretation of infrared and Raman spectra* CRC Press.

- GARCÍA AH, LOZANO MAM, VILA JC, ESCRIBANO AB, GALVE PF. (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*,11,E215-220.
- GARCIA D, YAMAN P, DENNISON J, NEIVA G. (2014) Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*,39,441-448.
- GAROUSHI S, SÄILYNOJA E, VALLITTU PK, LASSILA L. (2013) Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*,29,835-841.
- GERDOLLE DA, MORTIER E, DROZ D. (2008) Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *Journal of Dentistry for Children*,75,125-133.
- GIACHETTI L, SCAMINACI RUSSO D, BAMBI C, GRANDINI R. (2006) A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*,7,79-88.
- GJORGIEVSKA E, NICHOLSON JW, ILJOVSKA S, SLIPPER IJ. (2008) Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *Journal of Applied Oral Science*,16,1-6.
- GLADWIN M, BAGBY M. (2009) *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases* Wolters Kluwer business. s: 55-73.
- GOLDSTEIN RE, LAMBA S, LAWSON NC ve ark. (2017) Microleakage around class V composite restorations after ultrasonic scaling and sonic toothbrushing around their margin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*,29,41-48.
- GORGEN VA, GULER C. (2015) Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*,4.

GÜNDÜZ T. (1999) İnrümentäl analiz Gazi Kitabevi.

HAAK R, WICHT MJ, NOACK MJ. (2003) Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites. *Journal of dentistry*,31,231-239.

HACKMAN S, POHJOLA R, RUEGGEBERG F. (2002) Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative Dentistry*,27,593-599.

HAKIMEH S, VAIDYANATHAN J, HOUP T ML ve ark. (2000) Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of prosthetic dentistry*,83,194-203.

HAMMESFAHR PD, O'CONNOR MT, WANG X. (2002) Light-curing technology: past, present, and future. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*,23,18-24.

HATRICK CD, EAKLE WS. (2015) *Dental materials: Clinical applications for dental assistants and dental hygienists Elsevier Health Sciences.*

HEGDE MN, VYAPAKA P, SHETTY S. (2009) A comparative evaluation of microleakage of three different newer direct composite resins using a self etching primer in class V cavities: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*,12,160.

HEINTZE S, FORJANIC M, CAVALLERI A. (2008) Microleakage of Class II Restorations with Different Tracers-Comparison with SEM Quantitative Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*,10.

HEINTZE SD. (2007) Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *Journal of Adhesive Dentistry*,9.

- HERNANDES NM, CATELAN A, SOARES GP ve ark. (2014) Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations. *Journal of investigative and clinical dentistry*,5,283-288.
- HEYMANN HO, SWIFT JR EJ, RITTER AV. (2014) *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book Elsevier Health Sciences*.
- HOLLAS JM. (2004) *Modern spectroscopy John Wiley & Sons*.
- HUNG T, CHIANG S, HUANG C, LEE C, CHIANG K. (2011) Thermal–mechanical behavior of the bonding wire for a power module subjected to the power cycling test. *Microelectronics Reliability*,51,1819-1823.
- IDRISS S, ABDULJABBAR T, HABIB C, OMAR R. (2007) Factors associated with microleakage in Class II resin composite restorations. *Operative dentistry*,32,60-66.
- ILIE N, HICKEL R. (2011) Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *dental materials*,27,348-355.
- ILIE N, BUCUTA S, DRAENERT M. (2013) Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*,38,618-625.
- IMAZATO S, MCCABE J, TARUMI H, EHARA A, EBISU S. (2001) Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials*,17,178-183.
- ISO T. (1994) 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization, Switzerland, Genf.
- JANDT K, MILLS R, BLACKWELL G, ASHWORTH S. (2000) Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*,16,41-47.



- JANG K, CHUNG D, SHIN D, GARCIA-GODOY F. (2000) Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Operative dentistry*,26,603-608.
- JIMÉNEZ-PLANAS A, MARTÍN J, ÁBALOS C, LLAMAS R. (2008) Developments in polymerization lamps. *Quintessence International*,39.
- KADER MA, ALTHEEB A, AL-ASMRY AA, LUQMAN M. (2015) Microleakage evaluation of class II composite restoration with incremental and bulk fill technique. *Journal of Dental Research and Review*,2,153.
- KAKABOURA A, RAHIOTIS C, WATTS D, SILIKAS N, ELIADES G. (2007) 3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites. *Dental materials*,23,272-278.
- KALMOWICZ J, PHEBUS J, OWENS B, JOHNSON W, KING G. (2015) Microleakage of class I and II composite resin restorations using a sonic-resin placement system. *Operative dentistry*,40,653-661.
- KAPOOR N, BAHUGUNA N, ANAND S. (2016) Influence of composite insertion technique on gap formation. *Journal of conservative dentistry: JCD*,19,77.
- KARADAĞ S. (2005) Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,2005.
- KAUR J, KAPOOR D, GARG D ve ark. (2015) Evaluation of Microleakage of Dental Composites Using Bonding Agents with Different Placement Techniques: An Invitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*,9,ZC61.
- KEARNS JO, BARRY JG, FLEMING GJ. (2014) Cuspal deflection and cervical microleakage scores to determine the adhesive potential of universal bonding systems. *Journal of dentistry*,42,970-976.

KILIÇ E, KÖSEOĞLU F, YILMAZ H, YILMAZ H. (1998) Enstrümental Analiz İlkeleri. Bilim Yayıncılık. Ankara.

KIM RJ-Y, KIM Y-J, CHOI N-S, LEE I-B. (2015) Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. Journal of dentistry,43,430-439.

KIM S-H, WATTS DC. (2008) Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials. The Journal of Korean Academy of Prosthodontics,46,639-643.

KNEŽEVIĆ A, TARLE Z, MENIGA A ve ark. (2001) Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. Journal of Oral Rehabilitation,28,586-591.

KOBAYASHI M, SHINZATO S, KAWANABE K ve ark. (2000) Alumina powder/Bis - GMA composite: Effect of filler content on mechanical properties and osteoconductivity. Journal of Biomedical Materials Research Part A,49,319-327.

KOHN D, CRAIG R, POWERS J. (2002) Restorative dental materials.

KOPPERUD HM, JOHNSEN GF, LAMOLLE S ve ark. (2013) Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. Dental Materials,29,824-834.

KRAMER N, LOHBAUER U, GARCIA-GODOY F, FRANKENBERGER R. (2008a) Light curing of resin-based composites in the LED era. American journal of dentistry,21,135.

KRAMER N, LOHBAUER U, GARCÍA-GODOY F, FRANKENBERGER R. (2008b) Light curing of resin-based composites in the LED era. American Journal of Dentistry,21,135.

- KUBO S, YOKOTA H, HAYASHI Y. (2004) Microleakage of cervical cavities restored with flowable composites. *American journal of dentistry*,17,33-37.
- KUMAR V, DEVI A, BHARGAVA R. (2014) Comparative Evaluation of Microleakage in Class 2 Cavities Restored with A Nanohybrid Composite Using Three Different Increment Techniques-An in vitro Stereomicroscopic Study. *Journal of Oral Health & Community Dentistry*,8.
- KURACHI C, TUBOY AM, MAGALHÃES DV, BAGNATO VS. (2001) Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials*,17,309-315.
- KUROKAWA R, FINGER WJ, HOFFMANN M ve ark. (2007) Interactions of self-etch adhesives with resin composites. *journal of dentistry*,35,923-929.
- KÜÇÜKEŞMEN Ç. (2006) Farklı Işık Kaynakları ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri.
- KWON Y, FERRACANE J, LEE I-B. (2012) Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental Materials*,28,801-809.
- LARKIN P. (2017) *Infrared and Raman spectroscopy: principles and spectral interpretation* Elsevier.
- LEE M-R, CHO B-H, SON H-H, UM C-M, LEE I-B. (2007) Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dental materials*,23,288-295.
- LELOUP G, HOLVOET P, BEBELMAN S, DEVAUX J. (2002) Raman scattering determination of the depth of cure of light - activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *Journal of oral rehabilitation*,29,510-515.

- LEONARD DL, CHARLTON DG, ROBERTS HW, COHEN ME. (2002) Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*,14,286-295.
- LEPRINCE J, PALIN W, MULLIER T ve ark. (2010) Investigating filler morphology and mechanical properties of new low - shrinkage resin composite types. *Journal of oral rehabilitation*,37,364-376.
- LIN-VIEN D, COLTHUP NB, FATELEY WG, GRASSELLI JG. (1991) *The handbook of infrared and Raman characteristic frequencies of organic molecules* Elsevier.
- LLORET PR, RODE KM, TURBINO ML. (2004) Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian oral research*,18,271-275.
- LOHBAUER U, RAHIOTIS C, KRÄMER N, PETSCHERT A, ELIADES G. (2005) The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*,21,608-615.
- LUTZ F, PHILLIPS RW. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*,50,480-488.
- LYNCH CD, OPDAM NJ, HICKEL R ve ark. (2014) Guidance on posterior resin composites: Academy of operative dentistry-European section. *Journal of dentistry*,42,377-383.
- MAHN E. (2013) Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*,6,148-153.
- MAHROUS AI, ELTITI HA, AHMED IM, ALAGHA EI. (2015) Effect of different gingival margin restorations of class II cavities on microleakage: an in-vitro study. *Electronic physician*,7,1435.

- MAJETY KK, PUJAR M. (2011) In vitro evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glass ionomers as intermediate layers. *Journal of conservative dentistry: JCD*,14,414.
- MALHOTRA N, KUNDABALA M. (2010) Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *CompendContinEduc Dent*,31,498-505.
- MALI P, DESHPANDE S, SINGH A. (2006) Microleakage of restorative materials: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*,24,15.
- MANHART J, KUNZELMANN K-H, CHEN H, HICKEL R. (2000) Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*,16,33-40.
- MANHART J, SCHMIDT M, CHEN H, KUNZELMANN K, HICKEL R. (2001a) Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Operative dentistry*,26,357-366.
- MANHART J, CHEN HY, MEHL A, WEBER K, HICKEL R. (2001b) Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *Journal of dentistry*,29,123-130.
- MAZZAOUI S, BURROW M, TYAS M, ROONEY F, CAPON R. (2002) Long - term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin - modified glass ionomer cement. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*,63,299-305.
- MCCABE JF, WALLS AW. (2013) *Applied dental materials* John Wiley & Sons.
- MEHL A, HICKEL R, KUNZELMANN K-H. (1997) Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *Journal of Dentistry*,25,321-330.

- MILETIC V, PONGPRUEKSA P, DE MUNCK J, BROOKS NR, VAN MEERBEEK B. (2017) Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clinical oral investigations*,21,1201-1212.
- MILLS R, UHL A, JANDT K. (2002a) Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British dental journal*,193,459-463.
- MILLS RW, UHL A, BLACKWELL GB, JANDT KD. (2002b) High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*,23,2955-2963.
- MITRA SB, WU D, HOLMES BN. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*,134,1382-1390.
- MJOR I, SHEN C, ELIASSON S, RICHTER S. (2002) Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Operative Dentistry*,27,117-123.
- MJÖR I. (1998) The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence International*,29.
- MOORTHY A, HOGG C, DOWLING A ve ark. (2012) Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry*,40,500-505.
- MORAES LGP, ROCHA RSF, MENEGAZZO LM ve ark. (2008) Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *Journal of Applied Oral Science*,16,145-149.
- MORRESI AL, D'AMARIO M, CAPOGRECO M ve ark. (2014) Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A

literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*,29,295-308.

MOSHARRAFIAN S, HEIDARI A, RAHBAR P. (2017) Microleakage of Two Bulk Fill and One Conventional Composite in Class II Restorations of Primary Posterior Teeth. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*,14,123.

MOSZNER N, SALZ U. (2001) New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*,26,535-576.

MOSZNER N, ZEUNER F, LAMPARTH I, FISCHER UK. (2009) Benzoylgermanium Derivatives as Novel Visible - Light Photoinitiators for Dental Composites. *Macromolecular materials and Engineering*,294,877-886.

MOSZNER N, FISCHER UK, GANSTER B, LISKA R, RHEINBERGER V. (2008) Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*,24,901-907.

MUKHERJEE S, GOWEN A. (2015) A review of recent trends in polymer characterization using non-destructive vibrational spectroscopic modalities and chemical imaging. *Analytica chimica acta*,895,12-34.

MUNKSGAARD EC, PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E. (2000) Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences*,108,341-345.

MUSANJE L, DARVELL B. (2006) Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials*,22,804-817.

NOMOTO R. (1997) Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dental materials journal*,16,60-73,111.

- NUNES T, GARCIA F, OSORIO R, CARVALHO R, TOLEDANO M. (2006) Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *dental materials*,22,963-972.
- O'BRIEN WJ. (2002) *Dental materials and their selection*.
- OBERHOLZER TG, DU PREEZ IC, KIDD M. (2005) Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*,26,3981-3986.
- OBICI AC, SINHORETI MAC, CORRER-SOBRINHO L, GÓES MFD, CONSANI S. (2005) Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *Journal of Applied Oral Science*,13,393-398.
- OPDAM N, VAN DE SANDE F, BRONKHORST E ve ark. (2014) Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research*,93,943-949.
- OWENS B, RODRIGUEZ K. (2007) Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract*,8,43-51.
- PAPADOGIANNIS D, KAKABOURA A, PALAGHIAS G, ELIADES G. (2009) Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dental Materials*,25,1509-1516.
- PAR M, GAMULIN O, MAROVIC D, KLARIC E, TARLE Z. (2015) Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Operative dentistry*,40,E92-E101.
- PARK J, CHANG J, FERRACANE J, LEE IB. (2008) How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*,24,1501-1505.



- PARK SH, KREJCI I, LUTZ F. (2002) Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Operative Dentistry*,27,30-37.
- PATEL P, MSNAP D, PATEL KTK. (2016) Comparative evaluation of microleakage of class II cavities restored with different bulk fill composite restorative systems: An in vitro study. *J Res Adv Dent*,5,52-62.
- PAVIA DL, LAMPMAN GM, KRIZ GS, VYVYAN JA. (2008) Introduction to spectroscopy Cengage Learning.
- PEUTZFELDT A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*,105,97-116.
- PHILLIPS R, PHILLIPS R. (1982) Skinner's science of dental materials Skinner's science of dental materials WB Saunders Co, Philadelphia.
- PIVA E, MEINHARDT L, DEMARCO FF, POWERS JM. (2002) Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clinical oral investigations*,6,244-248.
- PORTO ICCDM, SOARES LES, MARTIN AA, CAVALLI V, LIPORONI PCS. (2010) Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Brazilian oral research*,24,475-481.
- POSKUS LT, PLACIDO E, CARDOSO PEC. (2004) Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*,6.
- PRICE R, FAHEY J, FELIX C. (2010) Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Operative dentistry*,35,58-68.

- PRICE RB, FELIX CA. (2009) Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental Materials*,25,899-908.
- PRICE RB, FELIX CA, ANDREOU P. (2003) Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*,69,666-666.
- PRICE RB, FELIX CA, ANDREOU P. (2004) Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*,25,4465-4477.
- PURUSHOTTHAM R, SAHAR A, VARGHESE TP ve ark. (2017) An in Vitro Study to Evaluate the Effect of Two Antioxidants on Microleakage of Composite Resin Restoration after External Tooth Bleaching. *Indian Journal of Contemporary Dentistry*,5,5-10.
- RADHIKA M, SAJJAN GS, KUMARASWAMY B, MITTAL N. (2010) Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. *Journal of conservative dentistry: JCD*,13,9.
- RASKIN A, D'HOORE W, GONTHIER S, DEGRANGE M, DÉJOU J. (2001) Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*,3.
- RIBEIRO BCI, BOAVENTURA JMC, BRITO-GONÇALVES JD ve ark. (2012) Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *Journal of Applied Oral Science*,20,212-217.
- ROBERSON T, HEYMANN H, SWIFT JR E. (2002) *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, mosby, st, Louis.
- ROSATTO C, BICALHO A, VERÍSSIMO C ve ark. (2015) Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*,43,1519-1528.

- RUEGGEBERG F, CAUGHMAN WF, CURTIS JR J, DAVIS H. (1993) Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *American journal of dentistry*,6,91-95.
- RUEGGEBERG FA. (2011) State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*,27,39-52.
- RUEGGEBERG FA, BLALOCK JS, CALLAN RS. (2005) LED curing lights--what's new? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*,26,586, 588, 590-581.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM. (2012) *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. 13 ed. Elsevier Health Sciences. s: 161-198.
- SANCHES LKF, LODOVICI E, BOARO LCC, GONÇALVES F, RODRIGUES-FILHO LE. (2017) Influence of pH cycling and mechanical loading on the resin-dentin microtensile bond strength. *Journal of Adhesion Science and Technology*,31,1386-1394.
- SANHADJI EL HADDAR Y, CETIK S, BAHRAMI B, ATASH R. (2016) A Comparative Study of Microleakage on Dental Surfaces Bonded with Three Self-Etch Adhesive Systems Treated with the Er: YAG Laser and Bur. *BioMed research international*,2016.
- SANTINI A. (2010) Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dental update*,37,214-227.
- SANTOS AJSD, GIANNINI M, PAULILLO LAMS, LOVADINO JR, CARVALHO RMD. (2004a) Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. *Brazilian oral research*,18,260-265.

- SANTOS G, EL-MOWAFY O, RUBO JH, SANTOS M. (2004b) Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal-Canadian Dental Association*,70,323-327.
- SARRETT DC. (2005) Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*,21,9-20.
- SCHEDLE A, IVANOVA M, KENNDLER E. (2003) Determination of ethoxylated bisphenol A dimethacrylate monomers in dental composites by micellar electrokinetic chromatography. *Journal of chromatography A*,990,231-237.
- SHARKEY S, RAY N, BURKE F, ZIADA H, HANNIGAN A. (2001) Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence International*,32.
- SHORTALL A. (2005) How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *Journal of oral rehabilitation*,32,906-911.
- SILVA EMD, ALMEIDA GS, POSKUS LT, GUIMARÃES JGA. (2008) Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of applied oral science*,16,161-166.
- SKOOG DA, HOLLER FJ, CROUCH SR. (2017) Principles of instrumental analysis Cengage learning.
- SMITH E, DENT G. (2013) Modern Raman spectroscopy: a practical approach John Wiley & Sons.
- SOARES GP, SILVA GG, AMBROSANO G ve ark. (2014) Effect of polymerization mode and time of adhesive system on microleakage in composite resin restorations. *Journal of investigative and clinical dentistry*,5,289-294.

- SOARES L, LIPORONI P, MARTIN A. (2007) The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Operative dentistry*,32,160-165.
- SOH M, YAP A, SIOW K. (2003) Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Operative Dentistry-University of Washington*-,28,371-377.
- SOYGUN K, UNAL M, OZER A, GULNAHAR E, BOLAYIR G. (2015) Effects of different curing units on bulk fill composites. *Int J Oral Dent Health*,1,1-5.
- SÖDERHOLM K-J, MARIOTTI A. (1999) BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*,130,201-209.
- SPAGNUOLO G, ANNUNZIATA M, RENGO S. (2004) Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clinical oral investigations*,8,81-85.
- STAHL F, ASHWORTH SH, JANDT KD, MILLS RW. (2000) Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*,21,1379-1385.
- STANSBURY J, DICKENS SH. (2001) Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*,17,71-79.
- STOBER T, GILDE H, LENZ P. (2001) Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dental Materials*,17,87-94.
- STRIOVA J, LOFRUMENTO C, ZOPPI A, CASTELLUCCI EM. (2006) Prehistoric Anasazi ceramics studied by micro - Raman spectroscopy. *Journal of Raman Spectroscopy*,37,1139-1145.

- STURTEVANT C, ROBERTSON T, HEYMANN H, STURTEVANT J. (1995) The art and science of operative dentistry. St. Louis: Mosby year book inc. ch2,6,16.
- SUBRAMANIAM P, PANDEY A. (2016) Assessment of microleakage of a composite resin restoration in primary teeth following class III cavity preparation using Er, Cr: YSGG laser: An in vitro study. *Journal of lasers in medical sciences*,7,172.
- SUMMITT JB, ROBBINS JW, HILTON TJ, SCHWARTZ RS. (2006) Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach Quintessence Pub.
- SUNNEGÅRDH-GRÖNBERG K, VAN DIJKEN JW, FUNEGÅRD U, LINDBERG A, NILSSON M. (2009) Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of dentistry*,37,673-678.
- SUR UK. (2010) Surface-enhanced Raman spectroscopy. *Resonance*,15,154-164.
- SVANBERG S. (2012) Atomic and molecular spectroscopy: basic aspects and practical applications Springer Science & Business Media.
- SWAPNA MU, KOSHY S, KUMAR A ve ark. (2015) Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*,18,409.
- TARLE Z, MENIGA A, KNEŽEVIĆ A ve ark. (2002) Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *Journal of oral rehabilitation*,29,662-667.
- TARLE Z, ATTIN T, MAROVIC D ve ark. (2015) Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical oral investigations*,19,831-840.

- TAVANGAR M, DAVALLOO RT, DARABI F, KARAMBIN M, KAZEMI R. (2016) A comparative evaluation of microleakage of two low-shrinkage composites with a conventional resin composite: an in vitro assessment. *Journal of Dentistry*,17,55.
- TAYLOR M, LYNCH E. (1992) Microleakage. *Journal of dentistry*,20,3-10.
- TESHIMA W, NOMURA Y, TANAKA N ve ark. (2003) ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*,24,2097-2103.
- TOPCU FT, ERDEMIR U, SAHINKESEN G ve ark. (2010) Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*,92,470-478.
- TRUSHKOWSKY RD. (2014) *Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations*. *Esthetic Dentistry-E-Book: A Clinical Approach to Techniques and Materials*,83.
- TSAI PC, MEYERS IA, WALSH LJ. (2004) Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*,20,364-369.
- TU AT. (1982) *Raman spectroscopy in biology: principles and applications* John Wiley & Sons.
- TUNCER D, ÇELİK Ç, ÇEHRELI SB, ARHUN N. (2014) Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporary adhesives in class II resin restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*,28,1288-1297.
- UCTASLI S, SHORTALL A, BURKE F. (2002) Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *American journal of dentistry*,15,153-158.

- URE D, HARRIS J. (2003) Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. *Dental update*,30,10-15.
- VAN ENDE A. (2018) Bulk-Fill Composites, In: *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, Springer. p: 113-118.
- VAN ENDE A, DE MUNCK J, MINE A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2010) Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dental Materials*,26,215-222.
- VAN ENDE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT KL ve ark. (2013) Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental materials*,29,269-277.
- VAN MEERBEEK B, INOUE S, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G. (2001) Enamel and dentin adhesion.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A ve ark. (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*,26,e100-e121.
- VAN NOORT R. (2013) *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials* Elsevier Health Sciences.
- VANDENBULCKE JD, MARKS LA, MARTENS LC, VERBEECK RM. (2010) Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. *Quintessence International*,41.
- VARGAS M, COBB D, SCHMIT J. (1998) of Composite Resins: Polymerization Argon Laser vs Conventional Light. *OPE TIVE DENTISTRY*,23,87-93.
- VERSLUIS A, DOUGLAS W, CROSS M, SAKAGUCHI R. (1996) Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *Journal of Dental Research*,75,871-878.



- VILJANEN EK, LANGER S, SKRIFVARIS M, VALLITTU PK. (2006) Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *dental materials*,22,845-851.
- VISVANATHAN A, ILIE N, HICKEL R, KUNZELMANN K-H. (2007) The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dental Materials*,23,777-784.
- WAHAB FK, SHAINI FJ, MORGANO SM. (2003) The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *The Journal of prosthetic dentistry*,90,168-174.
- WALTER R. (2013) Bulk - Fill Flowable Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*,25,72-76.
- WEI Y-J, SILIKAS N, ZHANG Z-T, WATTS DC. (2011) Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin–matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials*,27,197-205.
- YAN Y, KIM Y, KIM K, KWON T. (2010) Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Operative dentistry*,35,203-210.
- YAP A. (1999) Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*,25,113-120.
- YAP A, SOH M, SIOU K. (2002) Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Operative dentistry*,27,44-49.
- YAP A, WANG H, SIOU K, GAN L. (2000) Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Operative dentistry*,25,98-103.

YAP A, HAN V, SOH M, SIOW K. (2004) Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. Operative Desntistry-University of Washington-.29,448-453.

YASSINI E, MIRZAEI M, YAZDI BS, MORADI Z. (2017) Comparison the effect of two types of light curing units with different modes on microleakage of composite filling in CI II restorations. Journal of Dental Medicine,31,144-149.

ZORZIN J, MAIER E, HARRE S ve ark. (2015) Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. Dental materials,31,293-301.



## 6. EKLER

### KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Üç farklı kompozit rezinin marjinal bütünlük, mikrosızıntı ve polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesi,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	Yenişehir Mahallesi Tahsin Duru Caddesi No:14 YAŞİHAN/KIRIKKALE
	TELEFON	0 318 333 50 10/5733
	FAKS	0 318 224 07 86
	E-POSTA	ketik@kku.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd. Doç. Dr. Yusuf BAYRAKTAR			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-			
	DESTEKLEYİCİ	Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi			
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gölemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma	<input checked="" type="checkbox"/>				
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof.Dr. Mehmet Savaş EKİCİ  
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Üç farklı kompozit rezinin marjinal bütünlük, mikrosızıntı ve polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesi,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Eylül 2015	02	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Eylül 2015	02	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Eylül 2015	02	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>				
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	ILAN	<input type="checkbox"/>				
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>				
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>				
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>				
KARAR BİLGİLERİ	<b>Karar No:12/10</b>	<b>Tarih: 16.05.2017</b>				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	<b>Prof.Dr. Mehmet Savaş EKİCİ</b>

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof.Dr. Mehmet Savaş EKİCİ	Göğüs Hastalıkları	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Figen ÇOŞKUN	Acil Tıp	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Hakan BOYUNAĞA	Tıbbi Biyokimya	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Ebru ERDEMİR	Periodontoloji	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. M. Faik ÖZVEREN	Beyin ve Sinir Cerrahisi	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Meral SAYGUN	Halk Sağlığı	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Gülten KARACA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Aslı Fahriye CEYLAN IŞIK	Tıbbi Farmakoloji	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof.Dr. Mehmet Savaş EKİCİ  
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Üç farklı kompozit rezinin marjinal bütünlük, mikrosızıntı ve polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesi,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

Doç. Dr. Gökçe ŞİMŞEK	KBB	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç. Dr. Faruk Metin ÇOMU	Fizyoloji	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Faruk PEHLİVANLI	Genel Cerrahi	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzm. Dr. Erdal ÜNLÜ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Kırıkkale Yüksek İhtisas Hastanesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Ecz. Burhan BIRICI	Serbest Eczacı	Kırıkkale- Merkez	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av. Halil MUTLU	Hukuk	Kırıkkale-Merkez	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Yakup DOĞAN	Fakülte Sekreteri	Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof.Dr. Mehmet Savaş EKİCİ  
İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.