

T.C.  
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Farklı Bulk Fill Kompozit Rezin Materyallerin Polimerizasyon  
Dereceleri, Su Emilimi ve Suda Çözünürlüklerinin  
Değerlendirilmesi ve Bulk Fill Kompozit Rezinle Restore Edilmiş  
Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması**

**ADEM GÖK  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. MEHMET DALLI**

**İKİNCİ DANIŞMAN  
Prof. Dr. TÜRKSEL Ç. DÜLGERGİL**

**2016-İZMİR**

T.C.  
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Farklı Bulk Fill Kompozit Rezin Materyallerin Polimerizasyon  
Dereceleri, Su Emilimi ve Suda Çözünürlüklerinin  
Değerlendirilmesi ve Bulk Fill Kompozit Rezinle Restore Edilmiş  
Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması**

**ADEM GÖK  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. MEHMET DALLI**

**İKİNCİ DANIŞMAN  
Prof. Dr. TÜRKSEL Ç. DÜLGERGİL**

**Bu tez İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim  
Birimi tarafından 2014-1-TEZ-61 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**2016 – İZMİR**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı** ve Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 10 / 03 / 2016

Üye : Prof. Dr. Necmi GÖKAY                      Gazi Üniversitesi                      .....

Üye : Prof. Dr. A.Rüya YAZICI                      Hacettepe Üniversitesi                      .....

Üye: Prof. Dr. Türksel Ç. DÜLGERGİL (İkinci Danışman) Kırıkkale Üniversitesi .....

Üye: Doç. Dr. Esra Uzer ÇELİK                      İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi                      .....

Üye: Doç. Dr. Mehmet DALLI (Danışman)                      İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi .....

ONAY: Bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüriüyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

(İMZA)

Prof. Dr. Ahmet KOYU

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## Önsöz ve Teşekkür

Doktora sürecimde bana yol gösteren ve destek olan danışmanım **Doç.Dr. Mehmet DALLI'ya,**

Tezimin hazırlanmasında ve akademik hayatı öğrenme sürecimde göstermiş olduğu ilgi ve alakadan dolayı ikinci danışmanım **Prof.Dr. Türksel Ç. DÜLGERGİL'e,**

Hem akademik hem de sosyal anlamda kendisinden çok şey öğrendiğim kıymetli hocam **Yrd. Doç.Dr. Bülent ÖZKAN'a,**

Çalışma arkadaşlarım **Mustafa ÇAKIR, Hüseyin HATIRLI ve Fevzi KAVRIK'a,**

Hayatım boyunca bana destek olan, annem **Gülten GÖK**, babam **Yemen GÖK**, kardeşlerim **Safa GÖK & Can GÖK'e,**

Sevgili eşim **Tuba** ve babasının gülü **Gülce** bebeğe,

Ayrıca adlarını buraya yazamadığım beni seven ve yardımcı olan bütün canlılara en içten teşekkürlerimi sunarım.

## İçindekiler

<b>KABUL VE ONAY SAYFASI .....</b>	<b>i</b>
<b>Önsöz ve Teşekkür.....</b>	<b>ii</b>
<b>İçindekiler .....</b>	<b>iii</b>
<b>Simgeler ve Kısaltmalar Dizini.....</b>	<b>vi</b>
<b>Tablolar Dizini .....</b>	<b>viii</b>
<b>Şekiller Dizini.....</b>	<b>ix</b>
<b>Resimler Dizini.....</b>	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Kompozit Resinler.....	3
2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı .....	3
2.1.1.2.İnorganik Doldurucu .....	4
2.1.1.3.Ara Faz.....	5
2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması .....	5
2.1.2.1.Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Miktarına Göre Sınıflandırma.....	5
2.1.2.2.Kompozitlerde Kullanılan Doldurucu Tiplerine Göre Yapılan Sınıflandırma ....	8
2.1.2.3.Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması .....	8
2.1.2.4. Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması .....	9
2.1.2.5. Güncel Kompozit Resinler .....	10
2.2. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları.....	12
2.2.1.Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynakları .....	12
2.2.2.Işık Yayan Diyotlar/Light Emitting Diodes (LED) .....	13
2.2.3.Plazma Ark Işık Kaynakları .....	13
2.2.4. Argon Lazer Işık Kaynakları .....	14
2.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonu .....	14
2.3.1. İlave Polimerizasyon.....	14
2.3.2. Kondansasyon Polimerizasyonu .....	15
2.3.3. Halka Açılma Polimerizasyonu .....	16
2.4. Polimerizasyon ya da Dönüşüm Derecesi.....	17

2.4.1. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesinin Belirlenmesinde Kullanılan Aletler ve Yöntemler .....	17
2.4.1.1. Direkt yöntemler .....	17
2.4.1.2 İndirekt yöntemler.....	18
2.5. Polimerizasyon Derinliği .....	21
2.6. Işık Uygulama Mesafesi - Polimerizasyon İlişkisi .....	21
2.7. Restoratif Materyallerin Su Emilimi .....	22
2.8. Restoratif Materyallerin Suda Çözünürlüğü .....	23
2.9 Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Kırılma Dirençleri.....	23
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>25</b>
3.1 Test Materyalleri .....	26
3.1.1 Kompozitlerin Gruplandırılması ve Dental Adeziv .....	26
3.1.2 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı ve Radyometre .....	30
3.2. Polimerizasyon Derecesinin Ölçülmesi .....	31
3.2.1. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	31
3.2.2. Sertlik Ölçümlerinin Yapılması.....	33
3.2.3. Sertlik Oranının Hesaplanması .....	34
3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük .....	34
3.3.1. Su Emilimi Testi.....	34
3.3.2. Çözünürlük Testi .....	37
3.3.3. Hesaplamaların Yapılması .....	37
3.4. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırılma Dayanımı .....	37
3.4.1. Dişlerin Seçilmesi.....	37
3.4.2. Dişlerin Gruplandırılması.....	38
3.4.1 Dişlerin Gömülmesi.....	39
3.4.2. Kaviteilerin Açılması.....	39
3.4.3. Kanal Tedavilerinin Yapılması.....	40
3.4.3.1. Endodontik Giriş Kavitesi Hazırlanması ve Kanal İçi Preparasyonlar .....	40
3.4.3.2. Kanal Dolgularının Yapılması.....	41
3.4.4. Restorasyonların Yapılması .....	42
3.4.5. Mekanik Test Aşaması.....	43
3.5. İstatistiksel Analiz .....	44
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>45</b>
4.1. Polimerizasyon Derecelerinin Ölçülmesi.....	45

4.1.1 Gruplar Arasındaki Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması .....	45
4.1.1.1. Grupların 0 mm Seviyesinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması .....	47
4.1.1.2. Grupların 5 mm Seviyesinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması .....	48
4.1.1.3. Aynı Grupların 0 mm ve 5 mm Seviyelerinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması .....	49
4.1.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Polimerizasyon Derecesi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi .....	49
4.2. Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlerinin Ölçülmesi .....	50
4.2.1. Gruplar Arasındaki Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlerinin Karşılaştırılması .....	51
4.2.1.1. Gruplar Arasındaki 24 Saatlik Su Emilimi Değerlerinin Karşılaştırılması .....	52
4.2.1.2. Gruplar Arasındaki 15 Günlük Su Emilimi Değerlerinin Karşılaştırılması .....	53
4.2.1.3. Gruplar Arasındaki 15 Günlük Çözünürlük Değerlerinin Karşılaştırılması .....	54
4.2.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Su Emilimi ve Çözünürlük Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi .....	54
4.3 Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması .....	55
4.3.1. Gruplar Arasındaki Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması .....	56
4.3.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Kırılma Direnci Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi .....	57
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>58</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>73</b>
<b>ÖZET .....</b>	<b>74</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>76</b>
<b>Ek 1: Orjinallik Raporu .....</b>	<b>95</b>
<b>Ek 2: Etik Kurul Onay Raporu.....</b>	<b>96</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>97</b>

## Simgeler ve Kısaltmalar Dizini

- 3MF: 3M ESPE Filtek Bulk Fill Flowable Restorative Kompozit
- 3MP: 3M ESPE Filtek Bulk Fill Posterior Restorative Kompozit
- ark: Arkadaşları
- AUDMA: Aromatik dimetakrilat
- BAPO: Bisakyilfosfinoksit
- BHT: Butilat hidroksil tolüen
- BIS-EMA: Bisfenol A etoksilat dimetakrilat
- BIS-GMA: Bisfenol A glisidil metakrilat
- CQ: Kamforakinon
- EBPADMA: Etoksilat bisfenol a dimetakrilat
- EDMA: Etilen dimetakrilat
- ISO: International Standarts Organisation (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
- LED: Light emitting diot
- MMA: Metil metakrilat
- MPTS: Methacryloxy propyl-trimethoxysilane
- µg: Mikrogram
- µm: Mikrometre
- MAPO: Monoakyilfosfinoksit
- mW: Miliwatt
- N: Newton
- nm: Nanometre
- p: Anlamlılık değeri
- PD: Polimerizasyon Derecesi
- PPD: Fenilpropandion
- QXFL: DENTSPLY QUIXFIL Bulk Fill Kompozit
- SDR: DENTSPLY SDR Flow Bulk Fill Kompozit
- TEGDMA: Trietilen glisidil metakrilat
- UDMA: Üretan dimetakrilat
- UR200: 3M ESPE Filtek UR 200 Universal Restorative Kompozit
- UV: Ultraviyole
- XBA: VOCO X-tra base Bulk Fill Kompozit
- XFL: VOCO X-tra fil Bulk Fill Kompozit



## Tablolar Dizini

Tablo 1: Kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklüğü ve doldurucu yüzdesine göre sınıflandırılması (Lutz-Phillips).....	6
Tablo 2: Kompozitlerin doldurucu içerik ve kullanıma göre sınıflandırılması (Anusavice ve ark.).....	6
Tablo 3: Çalışmada kullanılan kompozitler.....	28
Tablo 4: Polimerizasyon derecesi çalışması MANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı istatistikler .....	46
Tablo 5: Su emilimi ve çözünürlük çalışması MANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı veriler .....	51
Tablo 6: Kırılma direnci çalışması ANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı istatistikler .....	55

## Şekiller Dizini

Şekil 1: Kompozit rezinlerin yapısı (A: Resin matriks, B: Doldurucu, C: Ara faz) .....	3
Şekil 2: Etilen bromür reaksiyonu .....	14
Şekil 3: İlave polimerizasyon ve polimerizasyon büzülmesinin şekil ile gösterilmesi .....	15
Şekil 4: Asetik asit ve etil alkol reaksiyonu.....	16
Şekil 5: Halka açılma polimerizasyonun şekil ile gösterilmesi .....	16
Şekil 6: Grupların 0 mm ve 5 mm seviyelerinde polimerizasyon dereceleri ortalamaları .....	47
Şekil 7: Grupların kırılma dirençlerinin ortalamaları.....	56

## Resimler Dizini

Resim 1: Kazıma testinin yapılışı .....	19
Resim 2: Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve dental adeziv.....	27
Resim 3: Anthos T-LED ışık cihazı .....	30
Resim 4: Radyometre cihazı ve ışık cihazı kalibrasyonu .....	31
Resim 5: X-tra fil 5 mm grubu kalıbı ve 5mm kalınlığında şablon .....	32
Resim 6: Shimadzu HMV-II mikrosertlik cihazı .....	33
Resim 7: Su emilimi için örneklerin hazırlanması .....	35
Resim 8: Radwag hassas terazi.....	36
Resim 9: Dijital kumpas (Max Extra Dijital Kumpas) .....	38
Resim 10: MOD kavite preparasyonu ve endodontik giriş kavitesi.....	40
Resim 11: Kanal tedavisinde kullanılan döner alet eğeleri (SX-X1-X2) .....	41
Resim 12: Kırma çalışması.....	43

## 1. GİRİŞ

Adeziv ve kompozit rezin teknolojilerinin geliştirilmesi ve yaygınlaştırılması, restoratif diş hekimliğine son yıllarda yapılan en önemli katkılardan biridir (1). Kompozit rezinler, estetik üstünlüklerinin yanında, zamanla amalgamla kıyaslanabilir mekanik özelliklere sahip olmuşlardır. Kompozit rezinlerin geliştirilmesi ve performanslarındaki bu artış, ön dişlerde olduğu gibi arka grup dişlerde de rutin restoratif materyal olarak kullanılmalarını sağlamıştır (2).

Üretilen ve geliştirilen kompozit rezinlerin başarısını etkileyen bir çok faktör ve bunların değerlendirildiği bir çok kriter vardır. Bu faktörlerden polimerizasyon derecesi; kompozitlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı olarak tanımlanmaktadır. Kompozitlerde polimerizasyon derecesinin artması hem fiziksel özellikleri güçlendirir hem de kaviteye daha fazla miktarda ve kalın tabakalarda materyal uygulanmasına izin verir (3, 4).

Kompozit rezinler, estetik olmaları ve iyi şekillendirilebilme gibi avantajların yanında su emilimi ve çözünürlük gibi önemli klinik problemlere sahiptirler. Su emilimi ve çözünürlüğünün yüksek olması, materyalin boyutlarında değişmelere neden olmaktadır. Ayrıca restorasyonlarda renklenme, kenar bütünlüğünün bozulması, biyolojik yapılarla uyumun bozulması gibi estetik ve hijyenik olmayan durumlar görülebilmektedir. Bu durumlar kompozit rezinlerin, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin zayıflamasına sebep olmaktadır (5-7). Ayrıca ağız ortamındaki nem, hidroliz ve enzimatik reaksiyonlar kompozit rezinlerin yüzeyinde bozulmalara ve erozyona neden olmaktadır (8).

Kompozit rezinlerin, kaviteye uygulanırken tabakalar halinde uygulanması hem zaman kaybına hem de tabakalar arasında kontaminasyon ve hava kabarcıklarına sebep olabilmektedir. Kompozit rezinlerin geliştirilmesi sürecinde, kavitelere daha büyük miktarda ve kalınlıkta uygulanabilen, daha az polimerizasyon süresine ihtiyaç duyulan Bulk Fill kompozitler geliştirilmiştir (9).

Diş hekimliğindeki restoratif işlemlerde elde edilmeye çalışılan başarı ve geliştirilen materyaller sadece vital dişleri değil endodontik tedavi görmüş dişleri de kapsamaktadır. Büyük çürükler, aşırı madde kaybı ve preparasyon sırasında diş dokusunun zayıflaması kanal tedavili dişlerin kırılmasında ana etkenlerdendir (10, 11). Ayrıca endodontik tedavinin en önemli aşamalarından birisi de iyi yapılmış koronal restorasyonlardır (11, 12).

Bu tezin amacı; farklı Bulk Fill kompozit rezin restorasyon materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini bir dizi laboratuvar deneyi ile test etmektir.

Bu testlerde öncelikle kompozitlerin polimerizasyon dereceleri değerlendirilecektir. İkinci olarak su emilimi ve suda çözünürlükleri değerlendirilecektir. Son olarak da kanal tedavisi yapılmış üst premolar dişler, bulk fill ve geleneksel kompozit rezinlerle restore edilerek bu dişlerin kırılma dirençleri karşılaştırılacaktır.

Polimerizasyon derecesi çalışmamızdaki hipotezimiz; “Çalışmada kullandığımız kompozit materyallerinin 0 mm ve 5 mm seviyelerinde polimerizasyon dereceleri arasında fark yoktur”,

Su emilimi çalışmamızdaki ilk hipotezimiz; “Gruplar arasında 24 saatlik süreçte su emilimleri arasında fark yoktur”. İkinci hipotezimiz; “Gruplar arasında 15 günün sonunda su emilimleri arasında fark yoktur”. Üçüncü hipotezimiz; “Gruplar arasında 15 günün sonunda çözünürlük açısından fark yoktur”,

Kırılma direnci çalışmamızdaki hipotezimiz ise; “Farklı bulk fill ve geleneksel kompozit rezinlerle restore edilen kanal tedavisi görmüş dişlerin kırılma dirençleri arasında fark yoktur” şeklindedir.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Rezinler

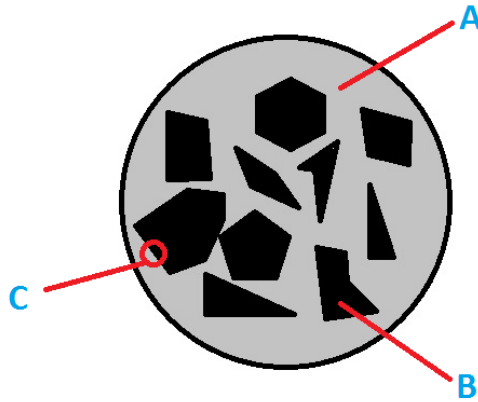
Kompozit terimi, terminolojik olarak farklı materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelir. Birbirleri içerisinde çözünmeyen kimyasal yapıları farklı materyallerin birleşimi olarak da tanımlanmaktadır. Kompozitlerin temel bileşenleri rezin ve dolduruculardır (13, 14).

Adezyonla diş dokusuna bağlanabilen kompozitler ilk olarak 1962’de Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır ve yıllar geçtikçe geliştirilmiştir. Formüllerindeki gelişmeler ve özelliklerinin gün geçtikçe iyileştirilmesi kompozit rezinleri daha sık kullanılır ve güvenilir hale getirmektedir (15, 16).

#### 2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler yapısal olarak 3 ana bileşenden oluşmaktadır (Şekil 1) (13).

- A- Organik rezin matriks
- B- İnorganik doldurucu
- C- Ara faz



Şekil 1: Kompozit rezinlerin yapısı (A: Rezin matriks, B: Doldurucu, C: Ara faz)

### **2.1.1.1.Organik Rezin Matriks**

Organik rezin matriks, kimyasal olarak aktive olan ve rijit polimer yapıya dönüşen kısımdır. Genel olarak, üründen ürüne ufak değişiklikler göstermekle birlikte organik rezin içerisinde metakrilat ya da akrilik türevleri kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan monomer başlarda bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) iken, sonraları üretan dimetakrilat (UDMA)'ın daha iyi bir adezyon sağladığı ve renk stabilitesinin daha iyi olduğu görülmüştür. Bu sebeple üretilen kompozitlerde UDMA daha fazla kullanılmaya başlanmıştır (13).

UDMA ve Bis-GMA oligomerleri aşırı visköz yapıdadır (13, 14, 17). Yüksek viskozite nedeniyle istenilen mekanik özelliklere ulaşamadığı için viskoziteyi azaltmak amacıyla matriks yapıya trietilen glisidil metakrilat (TEGDMA), etilen dimetakrilat (EDMA) ve metil metakrilat (MMA) gibi seyreltici monomerler eklenmiştir (17, 18).

Organik rezin matriks içerisinde ayrıca polimerizasyonu başlatıcılar, hızlandırıcılar, ultraviyole (UV) stabilize ediciler ve raf ömrünü uzatmak için inhibitörler de bulunmaktadır (13, 18).

### **2.1.1.2.İnorganik Doldurucu**

İnorganik doldurucular, matriks içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityum silikat, zirkon ve çinko gibi inorganik partiküllerden oluşmaktadır. Doldurucular kompozit rezinin özelliğini belirleyen ana elemanlardır. Doldurucu partiküllerin öncelikli amacı organik matriks miktarını azaltmak ve oluşan rezin yapıyı güçlendirmektir. Dolduruculardan stronsiyum, baryum ve çinko gibiler radyoaktifite sağlamaktadır. Silika partikülleri ise ışık geçirgenliği vererek ışığın yapı içerisinde yayılmasını sağlarlar (13, 14, 19).

### **2.1.1.3.Ara Faz**

Kompozit rezinlerin, başarılı olabilmesi için organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanmada ara faz ile sağlanmaktadır. Bağlantı, rezin matriks içerisindeki dental adezivlarla oluşturulmaktadır. Bu bağlanmaya silanizasyonda denilmektedir.

En yaygın kullanılan silan “3-methacryloxy propyl-trimethoxysilane” (MPTS)’dir. Bu ajanlar çift fonksiyonludur. Bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanmaktadır. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirerek su emilimi ve çözünürlüğü azaltmaktadır (13, 20).

### **2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

Üreticilerin kompozit rezinleri geliştirme konusunda yaptıkları çalışmalar sonucunda günümüzde birçok kompozit çeşidi bulunmakta ve bu sayı artmaktadır. Genel olarak kompozit rezinler sahip oldukları inorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine, bu partiküllerin hacim ya da ağırlıkça yüzdelerine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, kompozitlerin polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılmaktadır (13, 14, 19).

#### **2.1.2.1.Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Miktarına Göre Sınıflandırma**

Doldurucularla yapılan sınıflandırmalardan, günümüzde de geçerliliğini koruyan ve popüler olan sınıflandırma Lutz ve Phillips’in doldurucuların partikül büyüklüğü ve miktarına göre yaptıkları sınıflandırmadır (Tablo 1) (21, 22).



**Tablo 1:** Kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklüğü ve doldurucu yüzdesine göre sınıflandırılması (Lutz-Phillips)

<b>Kompozit Rezinler</b>	<b>İnorganik Partikül Büyüklüğü (mikrometre (<math>\mu\text{m}</math>))</b>	<b>İnorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (Ağırlıkça%)</b>
Megafil	50-100 $\mu\text{m}$	-
Makrofil	10-100 $\mu\text{m}$	%70-80
Midifil	1-10 $\mu\text{m}$	%70-80
Minifil	0,1-1 $\mu\text{m}$	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 $\mu\text{m}$	%35-60
Hibrit	0,04-1 $\mu\text{m}$	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 $\mu\text{m}$	-

Anusaviceve ark. (19) partikül büyüklüğü ve klinik kullanıma göre bir sınıflandırma yapmıştır (Tablo 2).

**Tablo 2:** Kompozitlerin doldurucu içerik ve kullanıma göre sınıflandırılması (Anusavice ve ark.)

<b>Kompozit Sınıfı</b>	<b>Partikül Büyüklüğü</b>	<b>Klinik Kullanım</b>
Geleneksel (büyük parçacıklı)	1-50 $\mu\text{m}$ cam ve silika	Yüksek stresli bölgeler
Hibrit (büyük parçacıklı)	1-20 $\mu\text{m}$ cam 40 nanometre (nm) silika	Yüksek stresli bölgeler, Sınıf 1-2-3-4 ve cila gerektiren alanlar
Hibrit (orta dolduruculu)	0,1-10 $\mu\text{m}$ cam 40 nm silika	Yüksek stresli bölgeler, Sınıf 3-4 ve cila gerektiren alanlar

Hibrit (minik-küçük doldurucu)	0,1-2 µm cam 40 nm silika	Orta stresli bölgeler ve optimum cila gerekli alanlar, Sınıf 3-4
Nanohibrit	0,1-2 µm cam veya rezin mikropartikülleri 100 nm'den küçük nanopartiküller	Orta stresli bölgeler ve optimum cila gerekli alanlar, Sınıf 3-4
Tepilebilir hibrit	Orta-mini doldurucu hibrit	Fazla kondanse edilecek alanlar, Sınıf 1-2
Akışkan hibrit	Orta doluduruclu hibrit ince partiküllü	Akışkanlık gerektiren, uygulamaların zor olduğu bölgeler, Sınıf 2
Homojen mikrodoldurucu	40 nm silika	Düşük stresli ve subgingival alanlar Yüksek parlaklık ve cila gerektiren alanlar
Heterojen mikrodoldurucu	40 nm silika ve 40 nm silika içeren önceden polimerize edilmiş rezin partikülleri	Düşük stresli ve subgingival alanlar Düşük bütülme gösterecek bölgeler
Nano doldurucu	100 nm'den küçük silika ve zirkon partikülleri Bağımsız ya da toplu nano partiküller	Anterior ve kontakta olmayan posterior bölgeler

### 2.1.2.2.Kompozitlerde Kullanılan Doldurucu Tiplerine Göre Yapılan Sınıflandırma

Kompozitlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması:

- a- **Homojen dolduruculu kompozitler:** Kompozit sadece doldurucu partiküller ve polimerize olmamış organik rezin matriksten oluşuyorsa buna homojen denilmektedir.
- b- **Heterojen dolduruculu kompozitler:** Eğer içinde önceden polimerize olmuş kompozitler veya başka farklı doldurucular mevcutsa bu kompozitlere heterojen kompozit denilmektedir.
- c- **Hibrit kompozitler:** Karma partikül boyutu içeren kompozitlere hibrit kompozitler denilmektedir. Bu sınıflandırmada mini hibrit, makro hibrit gibi geniş partikül boyutları hibrit tipini belirler (13, 23).

### 2.1.2.3.Kompozitlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılması:

- a) **Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler:** Bu tür kompozit rezinler ikili pat olarak üretilmişlerdir. Birinci patta ana madde (base) ve polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit bulunurken diğerinde aktivatör olarak polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunmaktadır. Patlardan eşit miktarlarda alınarak karıştırılır ve reaksiyon başlatılmış olur. Daha çok servikal lezyonlar, kök çürükleri ve Sınıf III restorasyonlarda kullanılmaktadır.
- b) **Işık ile polimerize olan kompozitler:** Işık ile aktive oldukları için tek pat sistemi ile üretilirler. 70'lerde ilk üretilen versiyonlar UV ışık ile polimerize ediliyordu. Ancak zamanla hekim ve hasta için zararlı olabileceği düşünülerek UV ışıktan vazgeçilmiştir. Yerine görünür ışık

kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon reaksiyonunu 400-500 nm dalga boyundaki mavi ışık başlatmaktadır. Bu sebeple rezinlerin yapısında bu ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı olarak ışık emici kamforakinon, durdurucu olarak etil benzoat ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Işıkla polimerize olabilen rezinlerin üst kısımlarında serbest radikallerin O<sub>2</sub> ile reaksiyona girmesi sonucu bağlanmaya katkısı tartışmalı olan oksijen inhibisyon tabakası oluşmaktadır.

**c) Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozitler:** Bu tür kompozit rezinlerde kimyasal polimerizasyon hızı yavaştır. Bu yüzden yapıya ışıkla polimerize olabilen kısımlar eklenmiştir. Polimerizasyonundan şüphe edilen bölgelerde, 2 mm'den kalın rezin uygulamalarında, post simantasyonu ve ışık iletiminin düşük olduğu uygulamalarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (13, 23, 24).

#### **2.1.2.4. Kompozitlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması**

Kompozit rezinlerin viskozitelerine göre sınıflandırılmasında içeriklerinin ve kıvamının yanında, kaviteye uygulama, adaptasyon gibi özellikleri de ön plana çıkmaktadır. Hekim kullanacağı kompozitin belli bölgelerde, belli kıvamlarda olmasını, yerleştirmenin ve manipülasyonunun iyi olmasını tercih etmektedir (25). Kullanılan rezinin viskozitesi, manipülasyon yöntemini belirlemektedir. Bastırarak, sürükleyerek, ezerek, teperek, şırınga şeklinde sıkarak ve benzeri yöntemlerle kaviteye adaptasyonu ve diş dokusuna yapışması sağlanmaktadır (13, 26).

**a- Kondanse olabilen kompozitler:** Geleneksel kompozitlerin doldurucu içeriklerinin değiştirilmesi ve doldurucu miktarlarının artırılması sonucu kıvamı daha yoğun olan kondanse edilebilen kompozitler üretilmiştir. Reçine yoğunluğu artırılarak, içeriğe cam elyafları gibi doldurucular eklenmiş ve kompozite amalgam benzeri tepilebilme ve adapte edilebilme yeteneği kazandırılmıştır (27).

**b- Akışkan kompozitler:** 1996 yılının sonlarında geliştirilen akışkan kompozitler, kaviteye daha rahat uygulanabilme ve kıvamının akışkan olması nedeniyle üretilmiştir. Geleneksel hibrit kompozit şeklinde üretilen bu kompozitlerin doldurucu içerikleri azaltılarak karışıma düşük bir viskozite kazandırılmıştır. Erişimin ve uygulamanın zor olduğu kavitelere sağladığı kolaylık nedeniyle şırınga ya da karpül şeklinde uçlarla kullanılmaktadır (28).

**c- Geleneksel kompozitler/ orta seviyede tepilebilir:** Hem anterior hem de posterior bölgede yıllardır kullanılan orta seviyede viskoziteye sahip kompozitlerdir (13, 28).

#### 2.1.2.5. Güncel Kompozit Rezinler

Günümüzde kullanımı, içeriği ve uygulanması farklı kompozitler üretilmekte ve geliştirilmektedir.

**a- İyon salabilen kompozitler:** İyon salan kompozitler ağız ortamının pH'sına göre yapıdan flor, kalsiyum ve hidroksil iyonları salmaktadır. pH düştükçe salınım artmaktadır. Üretilen bu kompozitlerle karyojenik etkinin tamponlanabileceği, sekonder çürük oluşumunun azaltılabileceği ve demineralizasyonun azaltılabileceği düşünülmektedir (13).

**b- Ormoserler:** Organik modifikasyonlu seramiklerdir. İsmi bu kelimelerin ilk hecelerinden almaktadır. Kompozitlerin geliştirilme sürecinde yenilikler daha çok doldurucuların miktarı ve büyüklüğünü ilgilendirmekteydi. Ancak ormoserlerde organik yapıda da değişiklikler yapılmıştır. Geleneksel kompozitlerden en büyük farkı dimetakrilatlar yerine daha fazla metakrilat siloksan kullanımınıdır. Bunun sonucunda allerjik reaksiyon görülme oranı azalmıştır.

Aşınmaya karşı dirençleri, biyouyumluluğu, manipülasyon kolaylığı ve estetik özellikleri gibi özellikleri geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir avantajlarıdır (13, 19).

**c- Siloranlar:** Monomerlerin polimere dönüşmesi esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmak amacıyla yeni bir hidrofobik monomer olan siloranlar geliştirilmiştir. Metakrilat esaslı kompozitler birbirlerine yaklaşıp polimerize olurlar ve bu da büzülmeyi artırmaktadır. Siloranlar ise halka açılımlı şekilde polimerize olurlar. Bunun sonucunda da kompozitlere oranla daha az büzülme olur ve stres azaltılmış olur (13). Siloranlarla, metakrilat sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda siloran bazlı kompozitlerin kenar uyumu ve sızıntı konusunda daha üstün oldukları gözlemlenmiştir (29, 30).

**d- Bulk Fill kompozitler:** Geleneksel kompozitlerin uygulama kalınlığının en fazla 2 mm olması tavsiye edilmektedir. Polimerizasyon büzülmesinin etkilerini azaltabilmek ve etkin polimerizasyon sağlayabilmek için tabakalar şeklinde uygulanması gerekmektedir. Bu da ışık uygulama süresinin ve uygulama sayısının artmasına sebep olup, dolayısıyla daha hassas çalışmayı gerektirmektedir. Derin ve geniş kaviteelerde kompozit rezinleri kaviteye daha büyük kütle ve kalınlıkta uygulayabilmek için Bulk Fill kompozitler geliştirilmiştir. Kalın tabakalar halinde uygulanabilmeleri kontaminasyon riskini azaltmaktadır. Tabakalama yapılmadığı için zaman kazandırmaktadır. Düşük polimerizasyon büzülmesine sahip oldukları bildirilmiştir. Bulk fill kompozitlerde 4mm'yi aşan bir ışık geçirgenliği olduğu, polimerizasyon streslerinin yalnızca geleneksel kompozitlerden değil, nano ve hibrit kompozitler ile siloran bazlı restoratif materyallerden bile düşük olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (9, 31).

Metakrilat bazlı kompozitler polimerizasyon esnasında kullanılan monomere bağlı olarak farklı oranlarda büzülme eğilimlidir. Bulk fill kompozitlerin geliştirilmesi sürecinde üretilen yüksek molekül ağırlığına

sahip aromatik dimetakriat (AUDMA) ve ilave parçalanma monomeri (AFM) gibi yeni monomerler ve polimerizasyon modülatörleri sayesinde polimer ağ yapısı güçlendirilmiştir. Polimerizasyon derinliği ve ışık geçirgenliği artırılmıştır. Polimerizasyon büzülmesi ve stresleri azaltılarak kaviteye 4-5mm civarında uygulanabilmesine olanak sağlanmıştır (32, 33). Alshali ve ark. bulk fill kompozitlerle, geleneksel ve geleneksel akışkan kompozitleri dönüşüm derecesi açısından karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda bazı bulk fillerin geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilecek seviyelerde polimerize olduğu görülürken, bazı bulk fill kompozitlerin daha düşük dönüşüm derecesi gösterdiği görülmüştür (34). İlie ve arkadaşlarının yaptıkları polimerizasyon derinliği çalışmasında; test ettikleri Bulk Fill kompozitlerin tavsiye edildiği şekilde 4mm civarında polimerizasyon derinliğine sahip olduklarını ifade etmişlerdir (35).

## **2.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları**

Işıkla polimerize olan kompozitlerin mekanik özellikleri kullanılan ışık kaynağından önemli derecede etkilenmektedir. Yüksek seviyede polimerizasyon, iyi bir yüzey sertliği, yüksek kırılma dayanımı, düşük çözünürlük ve düşük su emilimi gibi özellikler için, kompozit materyalini polimerize edecek minimum doz ve ışık kaynağının doğru seçilmesi gerekmektedir (36).

### **2.2.1.Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynakları**

Diş hekimliğinde yaygın kullanılan geleneksel ışık cihazlarıdır. 380-520 nm dalga boyunda mavi ışık üretmektedirler. Işık yoğunlukları 400-800 mW/cm<sup>2</sup> civarındadır. Uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmalarına rağmen ömürlerinin kısa olması, hassas parça sayısının fazla olması ve yüksek ısı oluşturması dezavantajları nedeniyle yerini gittikçe diğer cihazlara bırakmaktadır (37, 38).

### 2.2.2. Işık Yayan Diyotlar/Light Emitting Diodes (LED)

LED ışık cihazları; quartz tungsten halojen ışık cihazlarının dezavantajlarının fazla olması nedeniyle geliştirilmiştir. Sessiz ve fansız çalışabilmeleri, filtre gerektirmemeleri ve çalışma ömürlerinin uzun olması diğer cihazlara olan üstünlükleridir. 390-500 nm dalga boyunda görünür ışık üretirler (38, 39).

1. nesil cihazlar  $400 \text{ mW/cm}^2$  enerji üretirken, 2. nesilde bu  $600-1000 \text{ mW/cm}^2$  ye çıkarılmıştır. 3. nesil cihazlar ise  $1000 \text{ mW/cm}^2$  nin üzerinde  $3200 \text{ mW/cm}^2$  seviyelerinde güç üretebilmektedir (40, 41).

1. nesil LED ışık cihazları düşük güce sahipti. Kompozit materyallerini tam olarak polimerize edemiyorlardı. 1. nesil diotlar 460nm dalga boyunda ışık üreterek CQ (kamforakinon)'u aktive edebiliyorlardı. Ancak kompozitlerde, fissür örtücülerde ve dental adezivlerde kullanılan diğer başlatıcıları aktive edemiyorlardı. Enerji spektrumu dar olduğu için sadece belli başlatıcılara etki edebilmeleri bu ışık kaynaklarının dezavantajlarıdır. 1. nesil LED cihazlarda ışık gücü yeterli olmadığı için koyu renkli kompozitlerde yeterli polimerizasyon derinliği sağlanamadığı görülmüştür. 2. nesil LED cihazlar çoklu iletim alanına sahiplerdir. Yüksek güçlü tek bir diottan ışık yayarlar. Yüksek enerji çıkışına ve geniş yayılım alanına sahiplerdir. 420-490 nm dalga boyunda ışık üretebilirler. Ancak 2. nesil ışık cihazları CQ haricinde kullanılan fenilpropandion (PPD), monoakyilfosfinoksit (MAPO ve Lucirin TPO) ve bisakyilfosfinoksit (BAPO) gibi başlatıcılara etki edemiyorlardı. 3. nesil ile geliştirilen ve güçlendirilen cihazlar ile bu olumsuzluk ortadan kaldırılmıştır. Farklı başlatıcılara etki edebilmek için bu cihazlarda iki ya da daha fazla diot tarafından ışık üretilmektedir. Daha geniş dalga boyunda enerji yayılabilmektedirler. (40-44).

### 2.2.3. Plazma Ark Işık Kaynakları

Işık kaynağı xenon ark lambasıdır. Plazma yüksek ısıda iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gaz anlamına gelmektedir (45). Bu cihazlar 400-500 nm aralığında  $2000 \text{ mW/cm}^2$ 'den daha yüksek şiddette ışık üreterek kısa sürede polimerizasyonu sağlayabilirler. Halojen ışık cihazlarından daha geniş bir enerji spektrumuna sahiptirler (37). Kullanım esnasında yüksek ısı oluşturmaları, büyük yer



kaplamaları ve pahalı olmaları diğer ışık kaynaklarına göre dezavantajlarıdır. Yüksek ışık yoğunluğu sayesinde polimerizasyonu hızlı ve kısa sürede gerçekleştirdiği için bazı çalışmalarda polimerizasyon büzülmesini arttırdığı gözlenmiştir (13, 37).

#### 2.2.4. Argon Lazer Işık Kaynakları

Argon lazerler 457-502 nm dalga boylarında halojen lambalara göre daha derin polimerizasyon sağlayan ışık üretirler. Işık uygulama süreleri kısadır. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için çevre dokularda ısı artışı minimumdur. Hem pahalı hem de boyutlarının büyük olması nedeniyle pratikte pek yer bulamamıştır (45, 46).

### 2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

Polimerizasyon; monomerlerin polimere dönüşmesine denir. Birden çok molekülün ya da monomerin kimyasal reaksiyonlarla birleşerek makromolekül oluşturmasıdır. Kompozit rezinlerde polimerizasyon, ilave polimerizasyon ve kondansasyon polimerizasyonu şeklinde gerçekleşmektedir. Siloran içerikli kompozitler ise halka açılma polimerizasyonu ile polimerize olurlar (14, 47).

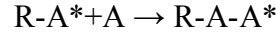
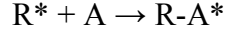
#### 2.3.1. İlave Polimerizasyon

Bu tip polimerizasyonda monomerler zincir reaksiyonu ile birleşerek polimerleri oluştururlar. Basit olarak iki molekülün birleşerek üçüncü daha büyük bir molekül oluşturması şeklinde tanımlanabilir. Örnek olarak etilenin bromla reaksiyonu sonucu oluşan etilen bromür verilebilir (Şekil 2).



Şekil 2: Etilen bromür reaksiyonu

İlave polimerizasyonda oluşan moleküller reaktif gruplu bir monomer içerirler. Bu sayede yeni bir reaksiyona katılarak yapıyı büyütebilirler. Örnek verecek olursak;

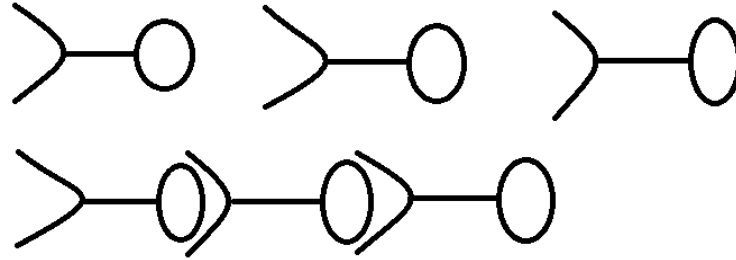


şeklinde büyümeye ve reaksiyona devam edebilirler.

Bu reaksiyonlarda yan ürün oluşmaz. İlave polimerizasyon 4 aşamada gerçekleşmektedir (48, 49).

- 1- Aktivasyon safhası
- 2- Başlama safhası
- 3- İlerleme safhası
- 4- Sonlanma safhası

İlave polimerizasyonda içerikte değişiklik olmaz. Makromoleküler yapı birbirini tekrarlayan ünitelerden oluşmaktadır (Şekil 3) (50).

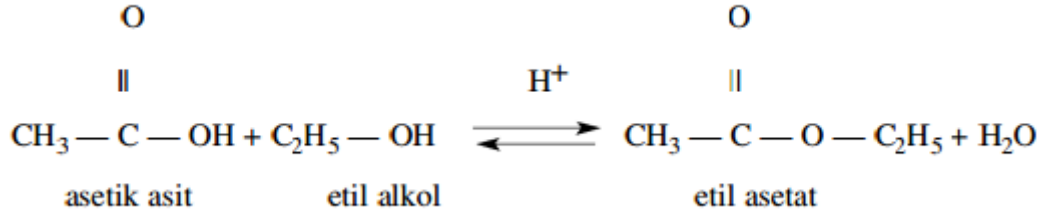


Şekil 3: İlave polimerizasyon ve polimerizasyon büzülmesinin şekil ile gösterilmesi

### 2.3.2. Kondansasyon Polimerizasyonu

Kondansasyon polimerizasyonu, iki ya da daha fazla molekülün kimyasal reaksiyon sonucu daha büyük bir molekül oluşturmasıdır. Basamaklı polimerizasyon da denen bu polimerizasyonda su, alkol, amonyak ve asit gibi yan ürünler oluşmaktadır. Kondansasyon polimerizasyonuna örnek olarak etil asetat üretimi

verilebilir (Şekil 4). Asetik asit ve etil alkol reaksiyona girerek daha büyük bir molekül olan etil asetat oluşur ve yan ürün olarak da su oluşur (48-50).

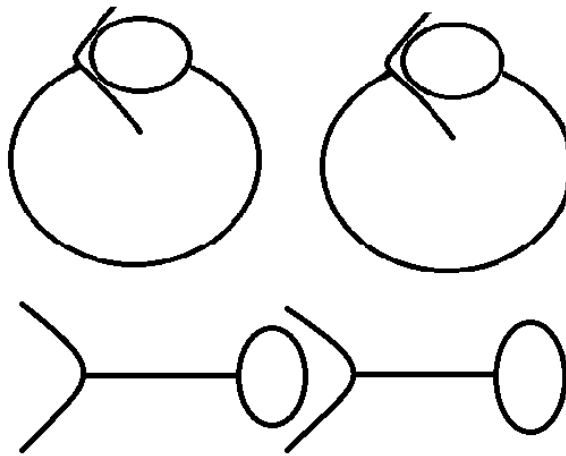


Şekil 4: Asetik asit ve etil alkol reaksiyonu

### 2.3.3. Halka Açılma Polimerizasyonu

Halka açılma polimerizasyonu, halkalı bileşiklerin polimerizasyonu anlamına gelmektedir. Bu polimerizasyon ilave polimerizasyona benzemekle ve bir çeşidi olarak gösterilmekle birlikte polimerleşecek monomerlerin çift bağ bulundurma zorunluluğunun olmaması ve polimerizasyonda izlediği yollardan dolayı ilave polimerizasyondan ayrılmaktadır (51).

Siloran içerikli rezinlerin polimerizasyonu, halka açılma polimerizasyonu şeklinde olmaktadır (Şekil 5). Metakrilat içerikli rezinlerdeki polimerizasyon esnasındaki hacimsel azalma/polimerizasyon büzülmesi, halka açılma polimerizasyonundan çok daha fazla olmaktadır (52, 53).



Şekil 5: Halka açılma polimerizasyonun şekil ile gösterilmesi

## **2.4. Polimerizasyon ya da Dönüşüm Derecesi**

Polimerizasyon derecesi diğer adıyla konversiyon; monomerdeki karbon çift bağlarının polimer oluşturmak üzere tek bağlara dönüşme miktarının yüzde cinsinden ifadesine denir. Monomerlerin polimere dönüşüm miktarıdır. Yüksek dönüşüm derecesi daha sağlam bir restorasyon, yüksek aşınma direnci gibi rezinin özelliklerini güçlendirmektedir. Polimerizasyon derecesinin düşük olması reaksiyona girmeyen monomer/artık monomer miktarının fazla olduğunu gösterir. Bu da materyal yapısında bozukluklara sebep olur. Yapılan restorasyonların başarısızlığı artar. İdeal bir kompozit rezinin en yüksek seviyede polimerize olması, yüksek dönüşüm derecesine sahip olması gerekmektedir (3, 19, 36, 54).

Bis-GMA içerikli kompozitlerin dönüşüm dereceleri %50-60 arasında olmaktadır. Bu da yapıdaki metakrilat gruplarının %50-60'ının polimerize olduğunu göstermektedir. Metakrilat moleküllerindeki metakrilat grupları da kendi aralarında kovalent bağlar oluşturarak polimer yapıya bağlanabilmektedir (19).

Dönüşüm derecesi rezinin içeriği, kalınlığı, ışık geçirgenliği, başlatıcı ve doldurucu miktarı, renk, aktivatör, inhibitör konsantrasyonu ve kullanılan ışık kaynağı gibi birçok faktöre bağlıdır (19, 55, 56).

### **2.4.1. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesinin Belirlenmesinde Kullanılan Aletler ve Yöntemler**

#### **2.4.1.1. Direkt yöntemler**

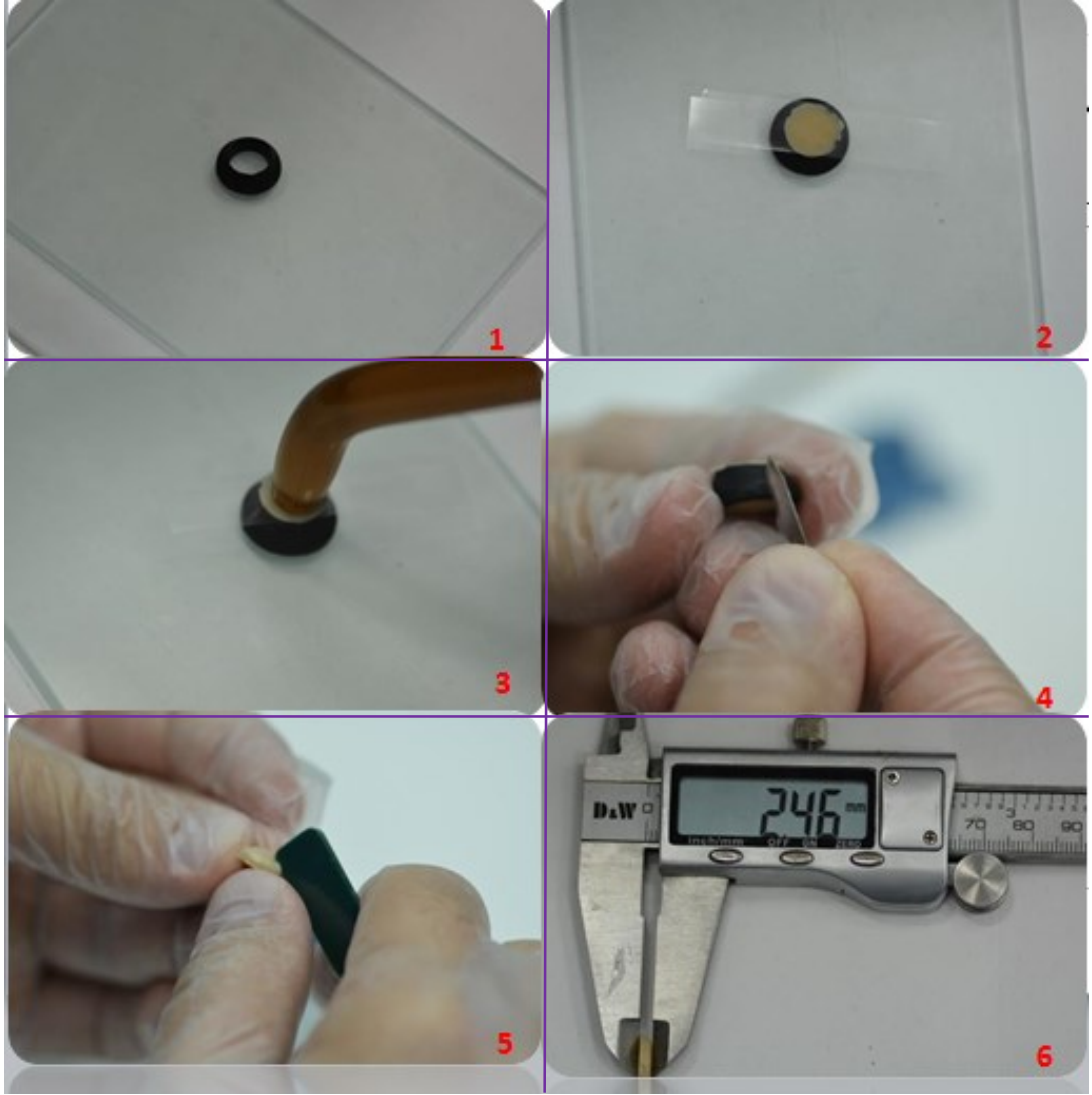
- a. Lazer Raman Spektroskopisi (57)
- b. Elektron Spin Rezonans (58)
- c. Infrared Spektroskopisi (59)
- d. Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR) (60)

#### e. Kromotografi (61)

Direkt yöntemler polimerizasyon reaksiyonu esnasında karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşme yüzdesini ya da reaksiyona girmeyen monomer miktarlarını direkt belirleyebilmektedir. Bu yöntemlerin yüksek maliyetli olması, uzun zaman gerektirmesi ve karmaşık olması nedeniyle rutin kullanıma girememişlerdir (62).

#### 2.4.1.2 İndirekt yöntemler

- a. **Kazıma (Scrapping):** ISO'nun 4049-2009 numaralı standardı diş hekimliğinde kullanılan polimer esaslı restoratif materyallere ayrılmıştır. Bu standarda göre kompozitin polimerizasyon derinliğini hesaplayabilmek için 6 mm kalınlığında ve 4 mm çapında silindirik paslanmaz çelik kalıplar kullanılmaktadır. Kompozit materyali bu kalıba tepilir. Alt ve üst yüzeylere şeffaf bant koyulur. Fazla materyal mikroskop camı yardımı ile bastırılarak uzaklaştırılır. Üretici firmaların prospektüslerinde önerdiği şekilde polimerizasyon gerçekleştirilir. Örnekler kalıplardan çıkarılır. Sertleşmemiş polimerize olmamış materyal plastik bir spatül/kazıyıcı ile uzaklaştırılır. Kalan sertleşmiş materyalin kalınlığı ölçülerek polimerizasyon derinliği hesaplanır (Resim 1). ISO 4049 kompozit rezinler için minimum sertleşme derinliğinin 1,5 mm olması gerektiğini belirtmiştir (63, 64).



**Resim 1:** Kazıma testinin yapılışı. 6 mm kalınlığında kalıpların hazırlanması (1). Polimerizasyon derinliği ölçülecek restoratif materyal tek tabaka olarak kalıba tepilmesi, alt ve üst yüzeylere şeffaf bant yerleştirilmesi ve fazlalıkların uzaklaştırılması için kuvvet uygulanması (2). Firmalarca belirtilen şekilde ve sürelerde ışık uygulaması yapılması (3). Örneklerin kalıplardan çıkarılması (4). Sertleşmemiş materyalin plastik kazıyıcı yardımı ile uzaklaştırılması (5). Polimerize olan materyalin kalınlığının/polimerizasyon derinliğinin kumpas yardımı ile ölçülmesi (6).

**b. Penetrometre:** Penetrometre cihazı bir yüzey ya da materyalin sertliğini ve yumuşaklığını ölçmeye yarar. Penetrometre testi yapılırken öncelikle göstergeler sıfırlanır. Örnekler polimerize edilir. Sonra örnekler ters çevrilerek 0,5 mm çapında iğnesi bulunan penetrometre cihazına yerleştirilir. Belli bir ağırlık ile materyalin polimerize olmayan kısmı üzerine iğne dik

gelecek şekilde kuvvet uygulanır. Polimerizasyon derinliği belli bir süre sonunda ekrandan okunur (65).

**c. Yüzey Sertliği:** Yüzey sertlik ölçümleri materyale daha az zarar vermesi ve testlerin kolay olması nedeniyle daha fazla tercih edilmektedir. Mikrosertlik ölçümü olarak da adlandırılan bu yöntemler materyalin sertliğini belirlemek için materyal üzerine baskı uygulayarak yapılan testlerdir. İz/Çentik açmak için kullanılan elmas ya da tungsten bir uç 0,5 N dan 30 KN'a kadar değişen kuvvetle ve belli bir süre ile test edilecek materyal yüzeyine uygulanır. Ucun oluşturduğu penetrasyon derinliği mikroskop ile ölçülerek sertlik değeri bulunur (66, 67). Yüzey sertlik ölçümü ile polimerizasyon derecesi ve derinliği saptanırken alt ve üst yüzeylerden polimerizasyon sonrası sertlik ölçümleri yapılır. Yapılan ölçümlerde alt yüzeydeki sertlik değeri üst yüzeydeki sertlik değerine bölünerek bir oran bulunur. Bu oranın yeterli polimerizasyonu sağladığı düşünölen ortalama değerler 0,8-0,9 alt yüzey/üst yüzey civarındır. Yani alt yüzey sertliğinin üst yüzey sertliğine yakın olması istenir (68, 69).

Diş hekimliği materyallerinin sertlik testlerinde en çok kullanılan yöntemler Vickers, Knoop ve Brinell sertlik ölçümleridir. Bu testler birbirlerine çok benzemekle birlikte çentik açıcı uçlarda ve uygulanan kuvvetlerde küçük farklılıklar bulunmaktadır.

**Vickers Sertlik Ölçümü:** Vickers sertlik ölçümü, kare tabanlı elmas çentik açıcı 136 derecelik bir açığa sahip ucun test cihazında belli bir kuvvet ve süre ile test edilecek materyale uygulanması ile yapılır. Kuvvet kaldırıldıktan sonra yüzey üzerinde oluşan izin köşeleri sertlik cihazına bağlı bir mikroskop yardımı ile ölçülerek işaretlenir. İz ne kadar küçükse materyal o kadar sert ve vickers değerı o kadar büyüktür. Uygulanan kuvvetin ucun batma alanına bölünmesi vickers sertlik değerini verir.

**Knoop Sertlik Ölçümü:** İki yüzey arasında 172 derece, diğer iki yüzeyi arasında 130 derece bulunan dörtgen piramit şeklinde elmas batıcı uç kullanılır. Uygulanan kuvvet iz alanına bölünerek Knoop Sertlik Değerı hesaplanır.

**Brinell Sertlik Ölçümü:** Diş hekimliği materyallerinin değerlendirilmesinde kullanılan en eski test yöntemlerindendir. Test edilecek materyal üzerine genelde 1,6

mm çapında bilyeler belli bir kuvvetle uygulanır. Uygulanan kuvvet oluşan izin alanına bölündüğünde Brinell Sertlik Değeri bulunur. Kırılğan ve elastik materyallerde bu test uygulanmamaktadır (67, 70).

## **2.5. Polimerizasyon Derinliği**

Polimerizasyon ya da sertleşme derinliği; rezin kompozitteki monomerlerin uygun bir şekilde polimere dönüşen yapısının kalınlığıdır. Işık kaynağı tarafından polimerize edilebilen materyal kalınlığı polimerizasyon derinliğidir (19, 71). Polimerizasyon derinliğine etki eden bir takım faktörler bulunmaktadır. Bu faktörlerden bazıları; kullanılan ışık cihazı, cihazın gücü, dalga boyu ve uygulama süresi, kompozitin tipi, rengi, doldurucu miktarı ve ışık absorbe edici içeriklerdir (63, 71, 72).

## **2.6. Işık Uygulama Mesafesi - Polimerizasyon İlişkisi**

Işık uygulama ucunun kaviteye ve kompozite olan uzaklığı bir takım faktörlere bağlı olarak değişmektedir. Bu faktörler kavitenin boyutu, şekli, diş üzerindeki konumu, dişin konumu, çürüğün gelişimi, kullanılan ışık kaynağı ve hastaya bağlı durumlardır (73). Işık kaynağının restoratif materyale olan uzaklığı materyalin yüzey sertliğini direkt olarak etkilemektedir. Işık uygulama mesafesi arttığında yüzey sertliği azalmaktadır. Dolayısıyla mesafe arttığça yetersiz polimerizasyon oluşmaktadır (74, 75).

Üretici firmalar, polimerizasyonda ışık uygulama ucunun kompozit rezinle direkt temasta ya da olabildiği kadar yakın kullanılmasını tavsiye etmektedirler. Bazı restorasyonlarda dişin arktaki durumu, tüberkül tepeleri ve anatomik oluşumlar nedeniyle tavsiye edilen şekilde uygulama yapılamamaktadır. Kimi durumlarda proksimal kavitelere ışık uygulama ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafenin 8 mm'nin üzerine çıktığı görülmektedir (76).

Derin Sınıf 2 kavitelere gingivale konulan restorasyon materyalinin daha iyi polimerize olabilmesi için şeffaf ve ışığı yansıtan/geçiren matriks ve kamalar, el



aletleri tasarlanmıştır. Gingival kısımda daha etkili polimerizasyon sağlansa da bu malzemeler yeterli esnekliğe sahip değildir. Bu malzemeleri diş anatomisine adapte etmek zor olmaktadır (77, 78).

## **2.7. Restoratif Materyallerin Su Emilimi**

Su emilimi materyalin ortamdan kendi yapısına kattığı toplam su miktarı demektir. Restoratif materyallerde su emilimi sulu ortama bırakıldıktan sonra kazandıkları ağırlık olarak ifade edilmektedir. Su emilimi farklı mekanizmalar ile gerçekleşmektedir. Bazen su molekülleri yapıya difüzyon yolu ile penetre olurlar, bazen de çözünme neticesinde oluşan boşluklara penetre olurlar. Yapıda bulunan hava kabarcıklarına, tabakalar arasındaki boşluklara ilerleyebilirler. Su molekülleri doldurucu matriks arayüzeyine de sızabilirler (23, 79, 80).

ISO 4049-2000 ve ADA standartlarına göre restoratif materyallerin su emilimi  $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  'e eşit ya da daha az olmalıdır (81).

Kompozit rezinlerde su emilimi, dolduruculara (yoğunluğu, tipi, büyüklüğü), organik matrikse (içeriği ve polimerizasyonu) ve arayüz özelliklerine bağlıdır. Yüksek doldurucu oranına sahip materyaller daha az su emmektedir. Su emilimini etkileyen başlıca faktörler; sıvıda bulunma süresi, ortamın ve sıvının ısısı, materyalin yüzey özellikleri, sıvının yoğunluğu ve çeşidi şeklindedir (82, 83).

Su emilimi sonucunda yapıya giren sıvılar materyalde bozulmaya, artık monomerin çözünmesine ve fiziksel özelliklerin zayıflamasına sebep olur (84).

Organik rezin matriks yapısı incelendiğinde TEGDMA en sıkı polimer yapıyı yapmasına rağmen en çok su emilimi de bu bileşen sebebiyle olmaktadır. UDMA ve BIS-EMA molekülleri ise daha az su emmelerine rağmen fazla miktarda artık monomer açığa çıkarmaktadırlar (85).

## 2.8. Restoratif Materyallerin Suda Çözünürlüğü

Suda çözünürlük; materyalin sıvı içerisinde belli sıcaklıkta ve belli zamanda kaybettiği ağırlık olarak ifade edilmektedir. Birim yüzey alanından kaybedilen ağırlık olarak ifade edilmektedir (23). Materyalin çözücü sıvıda ayrılması, dağılmasıdır. Çözünürlük biyouyumluluğu da etkilemektedir. Restorasyondan ayrılan maddeler alerjik reaksiyonlara, ikincil çürüklere ve yapıda zayıflamalara sebep olabilir (86).

Restoratif materyaller üzerinde gıda maddelerinin ve sıvıların etkisini test etmek için kullanılacak sıvılar FDA tarafından belirlenmiştir. Bunlar; su, etanol, sitrik asit ve heptan solüsyonlarıdır. Sitrik asit meyvelerde ve meyve sularında, endüstriyel ürünlerde bulunur. Heptan molekülü bitkisel yağları, tereyağı ve hayvansal yağları taklit eder. Etanol alkollü içecekleri ve şeker fermantasyonu sonucu oluşan yan ürünleri taklit eder. ISO ve ADA'ya göre restoratif materyallerin çözünürlüğü  $5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit ya da daha az olmalıdır (81, 87).

## 2.9 Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Kırılma Dirençleri

Sağlıklı, madde kaybı olmayan dişler çiğneme kuvvetleri ve küçük travmalar karşısında yeterli dayanıklılığa sahiptirler. Diş yapısının bütünlüğü korunduğu süreçte dişler çiğneme ve diğer kuvvetler karşısında nadir olarak kırılırlar. Fakat çürük, endodontik tedavi, kavite preparasyonu, abrazyon ve restorasyon gibi diş yapısını zayıflatan, madde kaybına sebep olan durumlarda kırılmalar olabilir. Endodontik tedavi görmüş dişlerin vital dişlere nispeten daha kırılğan olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (88-91).

Endodontik tedavi yapılan dişlerde diş dokusunda kayıp, dişin fiziksel özelliklerinin değişmesi ve geriye kalan yapının estetik kaybı gibi durumlar gözlenmektedir (92). Kanal tedavisi yapılmış dişlerde kırılmaya karşı olan direncin azalması direkt olarak endodontik tedavinin bir sonucu değildir. Yapılan çalışmalarda asıl nedenin koronal diş dokusu kaybı ve diş dokularındaki nem (sıvı) kaybının olduğu gösterilmiştir (93). Endodontik tedaviden sonra çapraz kollojen bağlarının kaybedilmesinin de kırılma direncini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (94).

Kök kanal tedavisinin ardından karşımıza iki problem çıkmaktadır. Bunlardan ilki zayıflayan diş yapısı, ikincisi ise yetersiz rezistans ve retansiyondur. Bu problemleri çözebilecek en uygun çözüm adeziv sistemlerin kullanılmasıdır. Hem kalan diş yapısı ve restorasyonla bağlanma sağlanabilmesi hem de diş dokularına destek olup yeterli kırılma direncine sahip olmasından ötürü adezivlerin ve kompozit rezinlerin kanal tedavisi sonrası kullanılması tavsiye edilmektedir (93).

Günümüzde kanal tedavisi sonrası restorasyonlarda kompozit ve seramikler daha fazla tercih edilmektedir. Amalgamın toksisitesi ve kıymetli alaşımların pahalı olması nedeniyle direkt ve indirekt rezin restorasyonlar daha fazla tercih edilmektedir. Ayrıca amalgamın diş dokularına bağlanamaması ve estetik olmaması tercih edilmeme nedenlerindedir (95, 96).

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri, iyi yapılmış bir kök kanal tedavisinin ardından yapılacak iyi bir koronal restorasyondur. Birçok çalışmada kanal tedavisi sonrası yapılan restorasyonun kalitesi ile klinik başarı arasında direkt olarak ilişki bulunmuştur (97-101). Endodontik tedavi gören dişlerde oluşan kırılmaların çoğunun kanal tedavisinde oluşan başarısızlıklardan çok kötü ya da yetersiz yapılmış koronal restorasyon sebebiyle oluştuğu bildirilmiştir (102).

Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında premolar dişlerde kırılmaya karşı olan direnci; endodontik işlemlerin %5, oklüzal kavite preparasyonunun %20, MOD kavite preparasyonunun ise %63 oranında azalttığı bildirilmiştir (103, 104).

Bu tezin amacı; farklı Bulk Fill kompozit rezin restorasyon materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini bir dizi laboratuvar deneyi ile test etmektir.

Bu testlerde öncelikle kompozitlerin polimerizasyon dereceleri değerlendirilecektir. İkinci olarak su emilimi ve suda çözünürlükleri değerlendirilecektir. Son olarak da kanal tedavisi yapılmış üst premolar dişler, bulk fill ve geleneksel kompozit rezinlerle restore edilerek bu dişlerin kırılma dirençleri karşılaştırılacaktır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, kompozit rezin örneklerin hazırlanması ve polimerizasyon işlemleri İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD'da yapılmıştır.

Hazırlanan kompozit örneklerin saklanması ve endodontik tedavi gören dişlerin kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi işlemleri İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Su emilimi ve çözünürlük çalışmasında kullanılan örneklerin tartılması İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Genel Kimya Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Mikrosertlik ölçümleri İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mekanik Test Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Çalışma, Bulk Fill kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi ve bu özelliklerin geleneksel kompozitlerle karşılaştırılması amacıyla oluşturuldu. Tez çalışması Bulk Fill kompozitlerin;

- A) "Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi"
- B) "Su Emilimi ve Suda Çözünürlüğünün Değerlendirilmesi"
- C) "Bulk Fill Kompozit Rezine Restore Edilmiş Kanal Tedavili Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi" isimli çalışmaların birleştirilmesi ile oluşturulmuştur.

### **3.1 Test Materyalleri**

#### **3.1.1 Kompozitlerin Gruplandırılması ve Dental Adeziv**

Bu araştırmada 3 adet bulk fill kompozit, 3 adet akışkan bulk fill kompozit ve kontrol grubu olarak 1 adet hibrit kompozit rezin olmak üzere toplam 7 kompozit ve kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi aşamasında dental adeziv kullanıldı.

Bu materyaller;

- 1- UR 200 Universal Restorative (3M ESPE)
- 2- Filtek Flowable Bulk Fill (3M ESPE)
- 3- Filtek Posterior Bulk Fill (3M ESPE)
- 4- X-tra base Bulk Fill (VOCO)
- 5- X-tra fil Bulk Fill (VOCO)
- 6- SDR Flow Bulk Fill (DENTSPLY)
- 7- QUIXFIL Bulk Fill (DENTSPLY) ve  
Dental adeziv: Single Bond Universal(3M ESPE)'dir (Resim 2).

Bu materyallerin içerikleri Tablo 3'de verilmiştir.



**Resim 2:** Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve dental adeziv. UR 200 Universal Restorative (1). Filtek Flowable Bulk Fill (2). Filtek Posterior Bulk Fill (3). X-tra base Bulk Fill (4). X-tra fil Bulk Fill (5). SDR Flow Bulk Fill (6). QUIXFIL Bulk Fill (7). Dental adeziv: Single Bond Universal (8).

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan kompozitler

<i>Kompozit- Renk-Lot No</i>	<i>Üretici</i>	<i>Kısaltma</i>	<i>Süre</i>	<i>Tipi</i>	<i>İçerik</i>	<i>Doldurucu Oranı</i>	<i>Doldurucu Boyutu</i>
<b>UR 200-A1 Lot:611629</b>	3M-ESPE Seefeld GERMANY	UR200	20sn	Mikrohibrit	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA rezinleri, zirkon ve silika	Ağırlıkça %82 Hacimce %60	Zirkon, silika 0,01-3,5 µm
<b>Filtek Flowable Bulk-U Lot:461826</b>	3M-ESPE Seefeld GERMANY	3MF	10sn	Akışkan Bulk Fill	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, poliakrilat rezinler, ytterbium trifluoride, zirkon ve silika	Ağırlıkça %64,5 Hacimce %42,5	Ytterbium trifluoride 0,1 to 5,0 microns, Zirkon ve silika 0,01 to 3,5 µm
<b>Filtek Posterior Bulk-A1 Lot:640699</b>	3M-ESPE Seefeld GERMANY	3MP	20sn	Bulk Fill	Silika, zirkon, Ytterbium trifluoride, AUDMA, UDMA,	Ağırlıkça %76,5 Hacimce %58,4	Silika 20 nm Zirkon 4-11 nm Ytterbium triflor 100 nm
<b>X-tra base-U Lot:1409663</b>	VOCO Cuxhaven Germany	XBA	10sn	Akışkan Bulk Fill	Metakrilatlar, BHT	Ağırlıkça % 75 Hacimce: Firma Belirtmemiş	Firma Belirtmemiş

<b>X-tra fil-U</b> <b>Lot:1410271</b>	VOCO Cuxhaven Germany	XFL	10sn	Bulk Fill	BIS-GMA, UDMA, BHT, TEGDMA	Ağırlıkça %86 Hacimce %70,1	Firma Belirtmemiş
<b>SDR Flow-U</b> <b>Lot: 1309183</b>	DENTSPLY Milford, DE USA	SDR	20sn	Akışkan Bulk Fill	Ba-Al-F-borosilikat cam, St-Al-F silikat cam, Modifiye UDMA, EBPADMA, TEGDMA, CQ(kamforakinon) , Foto hızlandırıcı, BHT, UV sabitleyici, TiO <sub>2</sub> , FeO pigmentleri, Florasan ışığı yayan ajan	Ağırlıkça % 68 Hacimce % 45	4,2 µm
<b>Quixfil-U</b> <b>Lot:</b> <b>1502000709</b>	Dentsply Kontanz, GERMANY	QXFL	10sn	Bulk Fill	UDMA, TEGDMA, Di- ve trimethacrylate rezinler, Karboksilik asitle modifiye dimetakrilat rezin, BHT, UV stabilize edici, CQ(kamforakinon), Ethyl-4-dimetil aminbenzoat, Silanated stronsiyum alüminyum sodyum flor fosfat silika camları	Ağırlıkça %86 Hacimce %66	1-10 µm

BIS-GMA: Bisfenol A glisidil metakrilat, UDMA: Üretan dimetakrilat, BIS-EMA: Bisfenol A etoksilat dimetakrilat, AUDMA: Aromatik dimetakrilat, BHT: Butilat hidroksil tolüen, TEGDMA: Trietilen glisidil metakrilat, EBPADMA: Etoksilat bisfenol a dimetakrilat, CQ: Kamforakinon, UV: Ultraviyole



### 3.1.2 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı ve Radyometre

Çalışmadaki örneklerin polimerizasyonunda Anthos T-LED (ANTHOS, Imola, ITALY) ışık cihazı kullanıldı (Resim 3). Cihaz 8 mm çapında uca sahiptir. Cihazın 6 farklı ışık uygulama modu bulunmaktadır. Çalışmamızda cihaz 1200 mW/cm<sup>2</sup> güçte kullanıldı. Kompozitler üreticilerin belirttiği polimerzasyon sürelerinde ışınlandı. Cihazın ışık yoğunluğu her bir örneğin polimerizasyonundan önce radyometre (Curing Light Meter, Peng Lim Enterprise Co. Ltd, Tayvan) (Resim 4) ile ölçülerek tüm örneklerde standart hale getirildi.



**Resim 3:** Anthos T-LED ışık cihazı



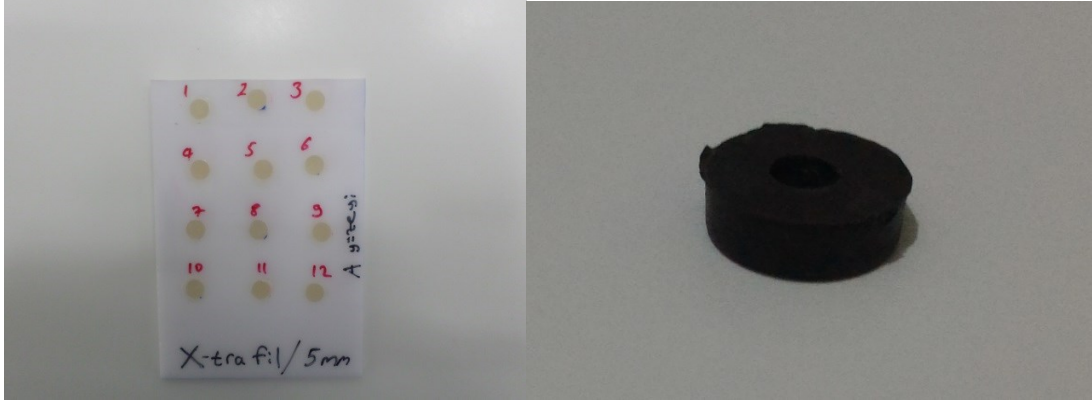
**Resim 4:** Radyometre cihazı ve ışık cihazı kalibrasyonu

### **3.2. Polimerizasyon Derecesinin Ölçülmesi**

Bu çalışmada kompozitlerin üst yüzeyine direkt temasta 0 mm ve 5 mm uzaklıktan ışık uygulaması yapıldı. Polimerizasyon dereceleri kıyaslandı.

#### **3.2.1. Test Örneklerinin Hazırlanması**

Çalışmada örneklerin hazırlanması için 4 mm kalınlığında 14 adet pleksiglas levha kullanıldı (Resim 5). Her bir levhanın üzerine 5 mm çapında 12'şer adet silindirik boşluk açıldı. İki farklı yükseklikten ışık uygulaması yapılacağı için her kompozit grubu için 2 levha hazırlandı.



**Resim 5:** X-tra fil 5 mm grubu kalıbı ve 5mm kalınlığında şablon

Grupların kalıpları, üst (A) – alt (B) yüzeyleri ve örnek sıraları asetat kalemi ile işaretlendi. Örneklerin üzerinde düz bir yüzey elde etmek amacıyla alt yüzeye siman camı ve şeffaf bant yerleştirildi. Bulk Fill kompozitler 4 mm kalınlığında üretici firmaların tavsiye ettiği şekilde, tek tabaka halinde silindirik boşluğa yerleştirildi. Hibrit kompozit UR200 tabakalama tekniği ile kalınlığı 2 mm olacak şekilde iki tabaka şeklinde yerleştirildi. Düz bir yüzey elde etmek, fazla materyali uzaklaştırabilmek için şeffaf bant ve siman camı ile üst yüzeyden bastırıldı. Üst yüzeydeki siman camı uzaklaştırıldıktan sonra O<sub>2</sub> inhibisyon tabakasının oluşumunu önlemek için şeffaf bant üzerinden ışık uygulandı. Işık şiddeti ölçülen T-LED ışık cihazı, 0 mm direk temas gruplarında, ışık cihazının ucu şeffaf banda temasta ve dik bir şekilde firmalarca belirtilen sürelerde uygulandı. 5 mm gruplarında ise ışık cihazı ile şeffaf bant arasında 5 mm mesafe olacak şekilde hazırlanan şablonlar yardımı ile kompozit üst yüzeyine 5 mm mesafeden ışık uygulandı (Resim 5). Her bir örnek ışınlanmadan önce ışık cihazının ışık şiddeti radyometre ile kontrol edildi. Işık yoğunluğu 1200 mW/cm<sup>2</sup> olacak şekilde sabit tutuldu. Işık uygulanan örneklerin diğer ışık kaynaklarından ve diğer örneklerle uygulanan ışıklardan etkilenmemesi için üst yüzeyi ışık geçirmeyecek şekilde kapatıldı. 7 adet 0 mm ve 7 adet 5 mm olmak üzere toplam 14 grup oluşturuldu. Her grupta 12 şer adet örnek olmak üzere 168 kompozit örnek elde edildi. Örneklerin alt ve üst yüzeylerinden fazlalıklar uzaklaştırıldı. Örneklerin yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmadı.

### 3.2.2.Sertlik Ölçümlerinin Yapılması

Örnekler elde edildikten sonra levhalar 37 °C’de nemli karanlık bir etüvde 24 saat bekletildi. 24 saatin sonunda sertlik ölçümleri yapıldı. Ölçümlerde mikrosertlik cihazı (HVM-II, Shimadzu, Japan) (Resim 6) ve Vickers sertlik ölçüm ucu kullanıldı. Örneklere 300 g kuvvet 15 sn süre ile uygulandı. 40X büyütmede oluşan eşkenar dörtgenin izleri işaretlendi ve vickers sertlik değerleri elde edildi. Örnek başına 3 alt ve 3 üst yüzeyden olmak üzere 6 ölçüm yapıldı. Toplamda 168 örnekten 1008 ölçüm yapıldı.



**Resim 6:** Shimadzu HMV-II mikrosertlik cihazı

### 3.2.3. Sertlik Oranının Hesaplanması

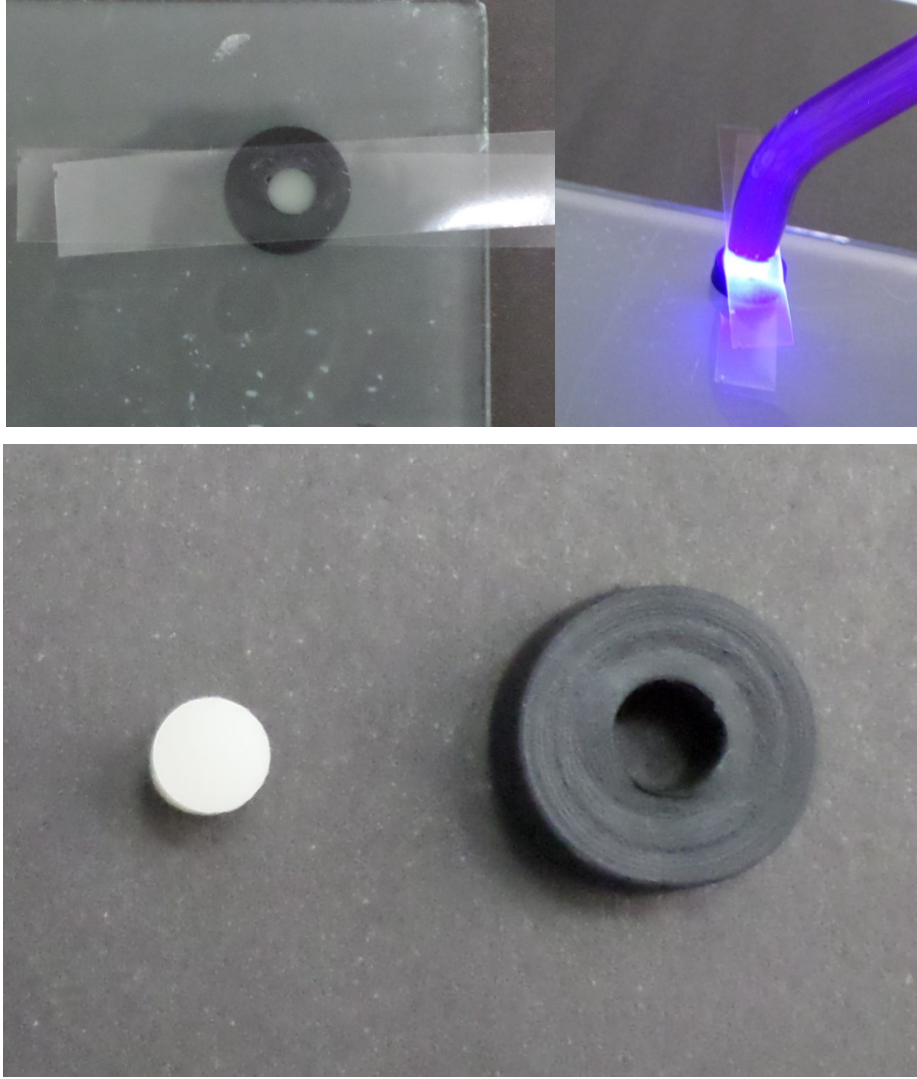
Sertlik oranı hesaplanırken kompozit rezinlerin her bir yüzeyi için yapılan 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak o yüzeyin sertlik değeri belirlendi. Aynı örneğin alt yüzey sertlik değeri üst yüzey sertlik değerine bölünerek sertlik oranı hesaplandı. Sertlik oranları polimerizasyon derecesinin indirekt bir ifadesi olarak kullanıldı.

$$\text{Sertlik Oranı} = \frac{\text{Alt Yüzey Vickers Sertlik Değeri}}{\text{Üst Yüzey Vickers Sertlik Değeri}}$$

### 3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük

#### 3.3.1. Su Emilimi Testi

Yedi farklı grup için 12'şer örnek hazırlandı. 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında silindirik silikon kalıplar kullanılarak örnekler hazırlandı (Resim 7). Kompozitler firmalarca belirtilen şekilde; Bulk Fill kompozitler tek tabaka halinde, UR 200 ise 2 tabaka olacak şekilde kalıplara yerleştirildi. Taban ve tavana düz yüzey elde etmek için siman camı ve şeffaf bant yerleştirildi. Şeffaf bant ve siman camı ile üst kısımdaki fazlalıklar uzaklaştırıldı. Polimerizasyon, T-LED ışık cihazının ucu, şeffaf banda dayalı olacak şekilde firmalarca belirtilen sürelerde yapıldı. Polimerizasyon sonrası örnekler kalıplardan çıkarıldı, fazlalıklar temizlendi.

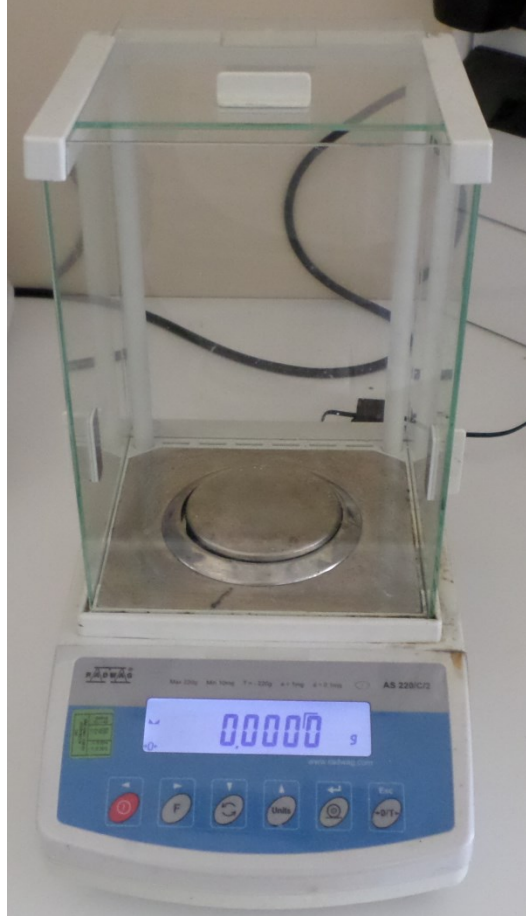


**Resim 7:** Su emilimi için örneklerin hazırlanması

Hazırlanan örnekler, sabit ağırlığa ulaşincaya dek  $37^{\circ}\text{C}$  de etüvde, desikatör içerisinde 24 saat bekletildi. Örneklerin tartımı 0,1 mg hassasiyetli Radwag AS 220 C/2 (Radwag Bracka, Polonya) analitik terazi ile yapıldı (Resim 8). Her tartımdan önce tartı cihazının kalibrasyonu yapıldı. Tartım esnasında cihazın etkilenmemesi için kapakları kapalı tutuldu. Etüvde 24 saat bekletilip kurutulduktan sonra örneklerin ilk ağırlıkları tartıldı (M1).

Tartılan örneklerin herbiri ayrı kaplarda 10 ml distile su içinde  $37^{\circ}\text{C}$ 'de etüve yerleştirildi. 24 saat sonra etüvden çıkarılan örneklerin nemi kurutma kâğıdı ile alındı. Ardından hassas terazide ağırlıkları ölçüldü (M2). Ölçüm yapılan örnekler tekrar  $37$

$^{\circ}\text{C}$ 'de saf suya konuldu ve haftada 1 kez suları değiştirilerek 2 hafta etüvde bekletildi. 2 hafta sonunda örnekler etüvden çıkarıldı ve fazla nem kurutma kâğıdı ile alınarak hassas terazide ölçümleri yapıldı (M3).



**Resim 8:** Radwag hassas terazi

### 3.3.2. Çözünürlük Testi

İki hafta sonunda tartımı yapılan örnekler kurutma amacıyla 24 saat boyunca 37 °C de etüvde desikatör içerisinde bekletildi. Kuruyan örneklerin ağırlık ölçümleri hassas terazi ile yapıldı (M4).

### 3.3.3. Hesaplamaların Yapılması

Materyallerin su emilimleri ve suda çözünürlükleri ISO standartlarında (ISO 4049) belirtildiği şekilde aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplandı.

$$24 \text{ saat su emilimi} = (M2-M1)/V$$

$$15 \text{ gün su emilimi} = (M3-M1)/V$$

$$\text{Suda çözünme} = (M1-M4)/V$$

M1 = Örneklerin ilk kurutma işleminden sonraki ağırlığı

M2 = Örneklerin 24 saat saf suda bekletildikten sonraki ağırlığı

M3 = Örneklerin 15 gün saf suda bekletildikten sonraki ağırlığı

M4 = Örneklerin 15 gün sonunda kurutulduktan sonra tartılan ağırlığı

V= Örneklerin hacmi ( mm<sup>3</sup>) (silindirin hacmi = taban alanı x yükseklik)

## 3.4. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Kırılma Dayanımı

### 3.4.1. Dişlerin Seçilmesi

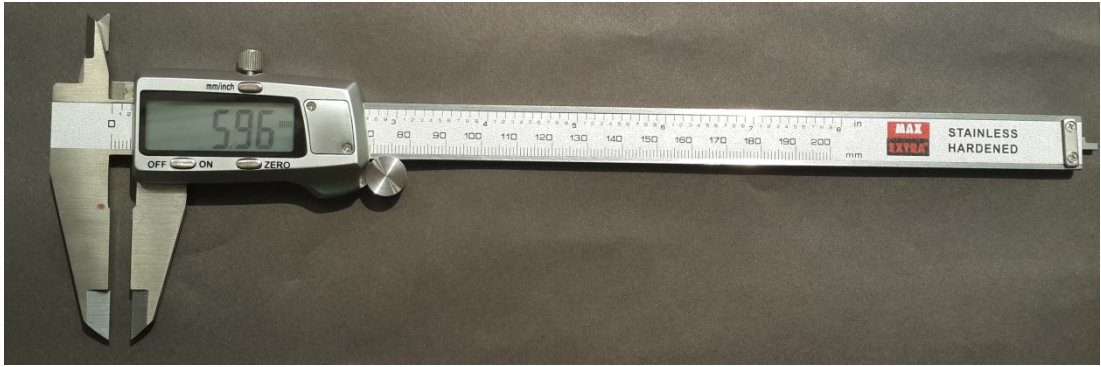
Bu çalışmada her grupta 12 adet olmak üzere 9 grupta toplam 108 adet ortodontik veya periodontal problem nedeniyle çekilmiş, 2 köklü üst premolar dişler kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak doku ve debris artıkları kretuar yardımı ile temizlendi. Dişlerin benzer anatomiye ve boyutlara sahip olmasına, çürük,



restorasyon, kırık, çatlak ve abrazyon olmamasına dikkat edildi. Dişler çekildikten sonra ve çalışma sürecinde saf su içerisinde oda sıcaklığında muhafaza edildi.

### 3.4.2. Dişlerin Gruplandırılması

Dişlerin mezio-distal ve bukko-lingual boyutları dijital kumpas (Max Extra Dijital Kumpas, Numan Özkara Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) yardımı ile ölçüldü (Resim 9).



**Resim 9:** Dijital kumpas (Max Extra Dijital Kumpas)

Dişler gruplara, boyutları mezio-distal ortalama 7,2 mm (7-7,5 mm) ve bukko-lingual ortalama 9,3 mm (9-9,4 mm) olacak şekilde dağıtıldı. Her grupta 12 adet diş kullanıldı.

Bu çalışmada 9 grup oluşturuldu:

- 1.Grup: UR 200 ile restore edilen kontrol grubu
- 2.Grup: Filtek Flowable Bulk Fill ile restore edilen grup
- 3.Grup: Filtek Posterior Bulk Fill ile restore edilen grup
- 4.Grup: X-tra base ile restore edilen grup
- 5.Grup: X-tra fil ile restore edilen grup
- 6.Grup: SDR Flow ile restore edilen grup

7.Grup: QUIXFIL ile restore edilen grup

8.Grup: Pozitif Kontrol Grubu: Bu gruptaki dişlere herhangi bir işlem uygulanmadı.

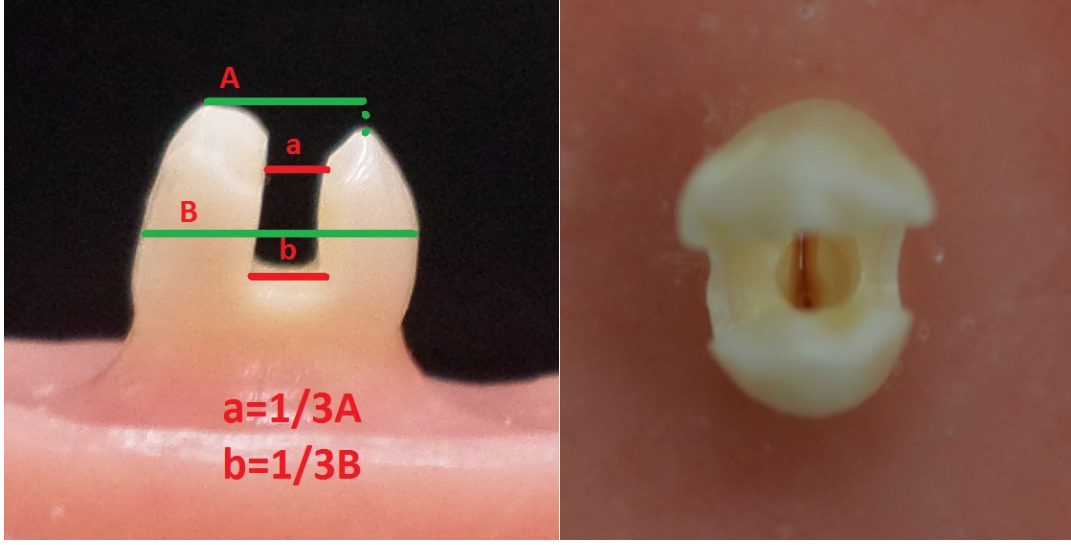
9.Grup: Negatif Kontrol Grubu: Bu gruptaki dişlere sınıf 2 MOD kavite preparasyonu yapıldı ve endodontik tedavi uygulandı. Kanal tedavisinin ardından kavite tabanı cam iyonomer ile restore edildi. Ancak restorasyon yapılmadı.

### **3.4.1 Dişlerin Gömülmesi**

Gruplara ayrılan tüm dişler Shimadzu AGS-X Universal Test Cihazına uygun teflon kalıplar içerisinde uzun eksenleri yere dik olacak şekilde mumla sabitlendi. Mine-sement birleşiminin 1 mm altına kadar kendi kendine sertleşen polimetakrilat rezin (SC Soğuk Akrilik, IMICRYL, Konya, Türkiye) içerisine gömüldü. Dişler 37 °C'de 24 saat nemli ortamda bekletildi.

### **3.4.2. Kaviteilerin Açılması**

MOD kavite preparasyonu yapılırken kavite derinliği 4 mm, oklüzal isthmusta tüberkül tepeleri arası uzunluğun 1/3'ü (ort 2-2,4 mm), aproksimal bölgelerde ise bukko-palatinal uzunluğun 1/3'ü (ort 2,8-3,2 mm) olacak şekilde standart hale getirildi (Resim 10). Aproksimal bölge basamaksız olacak şekilde hazırlandı. Aeratör kullanılarak su soğutması altında silindirik elmas fissür frez (Aida 1392/556) ile kaviteier hazırlandı. Her 3 dişten sonra frez değiştirildi. Çalışma prosedürleri esnasında dişleri dehidratasyondan korumak için dişler saf su ile nemlendirilmiş gazlı bezler içerisinde muhafaza edildi.



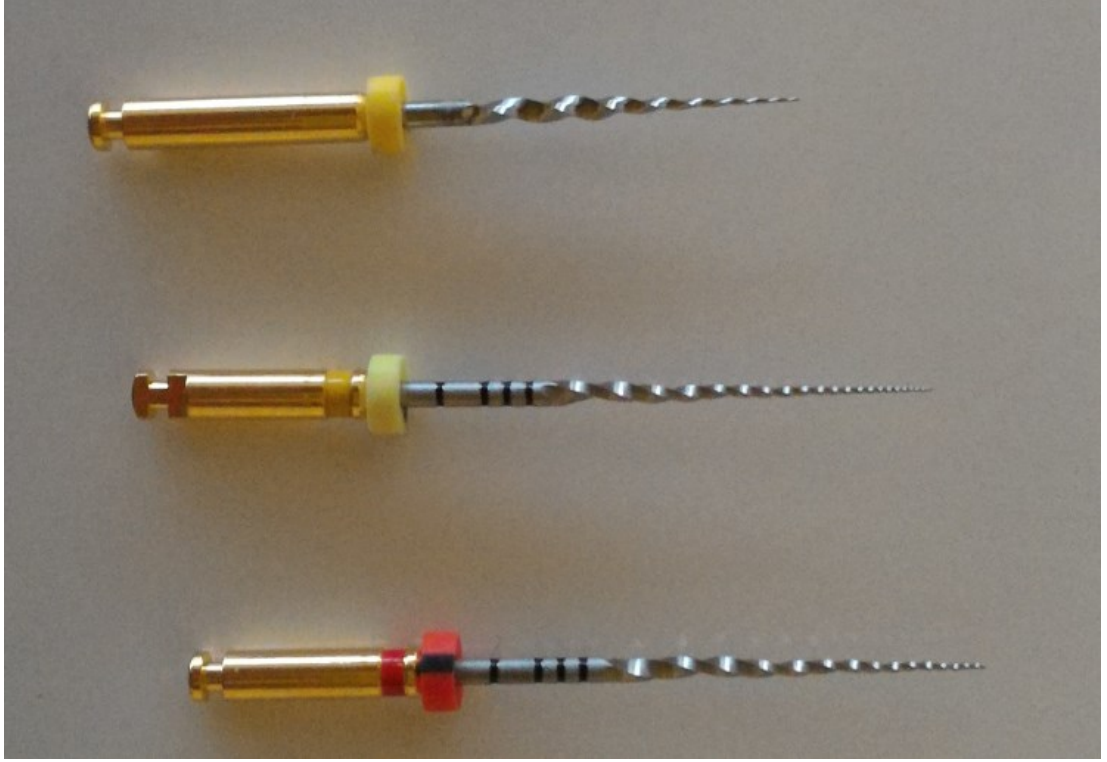
**Resim 10:** MOD kavite preparasyonu ve endodontik giriş kavitesi

### 3.4.3. Kanal Tedavilerinin Yapılması

Pozitif kontrol grubu hariç tüm dişlere kanal tedavisi yapıldı.

#### 3.4.3.1. Endodontik Giriş Kavitesi Hazırlanması ve Kanal İçi Preparasyonlar

Dişlere 4 mm uzunluğunda elmas fissür frez ve aeratör yardımı ile endodontik giriş kavitesi açıldı. Uygun bir tirnerf yardımı ile var ise pulpa dokusu uzaklaştırıldı. Pulpa dokusunun uzaklaştırılmasının ardından #10 numara K tipi eğenin ucu kök ucunda görünecek şekilde kanal boyları belirlendi. Çalışma uzunluğu bu boydan 1 mm kısa olarak belirlendi. Kök kanallarının servikal kısmı #3 ve #4 nolu Gates Glidden frezlerle genişletildi. ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) döner alet sisteminin SX egesi ile başlangıç genişletmeleri yapıldı. Sonra ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) döner alet sisteminin X1 ve X2 eğeleri ile çalışma uzunluğunda sırayla genişletme yapıldı (Resim 11). Her bir kanal eğesinin kullanılmasından sonra kök kanalları 2ml %5 lik NaOCl ile yıkandı. Preparasyondan sonra kanallar 2 ml %17'lik EDTA solüsyonu ile yıkandı. Son yıkamada her kanalda 2 ml serum fizyolojik kullanıldı.



**Resim 11:** Kanal tedavisinde kullanılan döner alet eğeleri (SX-X1-X2)

#### **3.4.3.2. Kanal Dolgularının Yapılması**

Preparasyon ve irrigasyon aşamalarından sonra kök kanalları 25 no'lu paper point yardımı ile kurutuldu. AH Plus kök kanal patı (Dentsply De Trey, Konstanz, Germany) ve kullanılan Protaper Next döner alet sistemine uygun Protaper Next X2 konları kullanılarak tek kon yöntemi ile kanal dolguları tamamlandı. Kanallar doldurulduktan sonra fazla güta perka ısıtılmış bir ekskavatör ile uzaklaştırıldı. Bir plugger yardımı ile vertikal kondansasyon yapıldı. Kanal kavitesi alkol ve pamuk peletlerle temizlendi. Kavite ağzları MOD kavite tabanına kadar ışıkla polimerize olan Glass Liner cam iyonomer (WP Dental, Hamburg, Germany) ile restore edildi. 9. Grup, kanal tedavisinin ardından negatif kontrol grubu olarak saklandı, herhangi bir restorasyon yapılmadı.

#### 3.4.4. Restorasyonların Yapılması

Restorasyon yapılacak dişler hava su spreyi ile yıkanıp temizlendi. Tofflemire matrix ve 6 mm matrix bandı takıldı. Kavite hafif nemli kalacak şekilde kurutuldu. Adeziv olarak Single Bond Universal self-etch olarak, aplikatör ile prospektüste belirtilen üretici talimatlarına göre 20 sn yedirilerek uygulandı. 5 sn kadar hafif hava uygulanıp 10 sn ışık uygulaması yapıldı. Işık cihazı 1200mW/cm<sup>2</sup> gücünde kullanıldı.

**Grup 1:** Bu grupta tüp formunda UR 200 kompozit kaviteye her tabaka kalınlığı maksimum 2 mm olacak şekilde uygulandı ve kondanse edildi. Kavite derinliğinden dolayı toplam 2 tabaka uygulandı. Her tabaka 20 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

**Grup 2:** Bu grupta şırınga formunda Filtek Flowable Bulk kompozit prospektüsünde belirtildiği şekilde kaviteye enjekte edildi. 10 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

**Grup 3:** Bu grupta karpül şeklindeki Filtek Posterior Bulk kompozit kaviteye prospektüsünde belirtildiği şekilde yerleştirilip kondanse edildi. Oklüzal-bukkal-lingual yönlerden 10'ar sn toplam 30 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

**Grup 4:** Bu grupta karpül formundaki X-tra base kompozit, prospektüsünde belirtildiği şekilde tabanca yardımı ile tek tabaka halinde uygulandı. 10 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

**Grup 5:** Bu grupta tüp formundaki X-tra fil kompozit prospektüsünde belirtildiği şekilde, kaviteye tabaka halinde yerleştirildi. 10 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

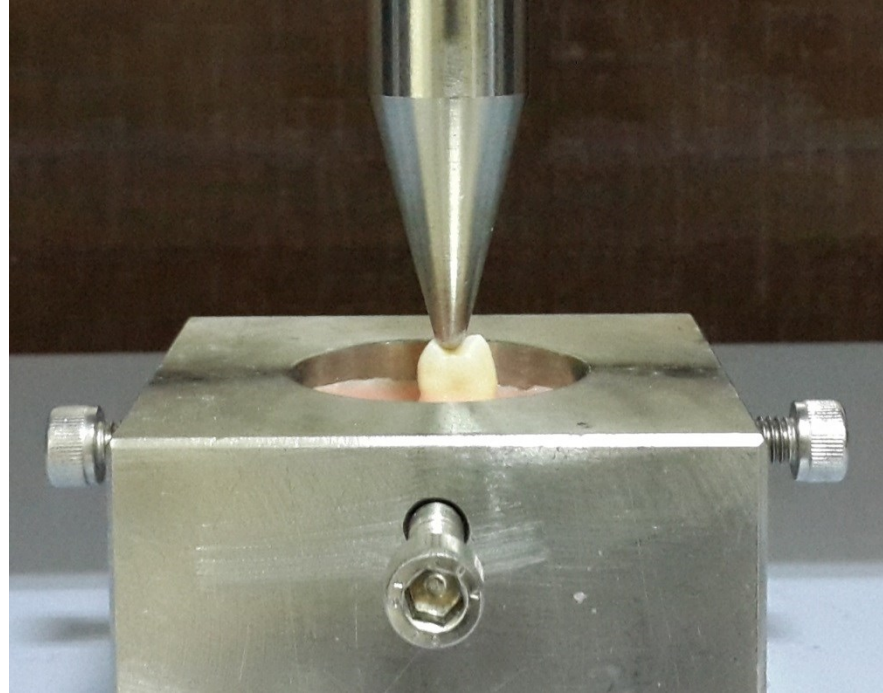
**Grup 6:** Bu grupta şırınga formunda SDR Flow kompozit prospektüsünde belirtildiği gibi kaviteye tek aşamada uygulandı. 20 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

**Grup 7:** Bu grupta karpül formunda QUIXFIL kompozit prospektüsünde belirtildiği şekilde uygulandı ve kondanse edildi. 10 sn polimerize edildi. Ardından matrix bandı çıkarılarak elmas frez ile fazlalıklar uzaklaştırıldı.

Restorasyon sonrası dişler 24 sa 37 °C de nemli olarak etüvde bekletildi.

#### 3.4.5. Mekanik Test Aşaması

Örnekler 24 saat etüvde bekletildikten sonra akrilik bloklar Shimadzu AGS-X Universal Test Cihazının alt tablasındaki tutucu kısma bağlandı (Resim 12). Cihazın basma hızı 1 mm/dk olarak ayarlandı ve 5 mm çapında yuvarlak çelik uç ile dişin uzun eksenine paralel, yer düzlemine dik olacak şekilde oklüzal yüzeyin ortasından sıkıştırma kuvveti uygulandı. Restorasyon maddelerinde ya da dişlerde kırılma veya blok halinde kopma meydana geldiğinde, test makinesi otomatik olarak durdu. Cihazın çalışmasını destekleyen yazılımla (TRAPEZIUM X Versiyon 1.3.1, Shimadzu Corp., Japonya) elde edilen maksimum kuvvet değerleri Newton olarak kaydedildi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak incelendi.



**Resim 12:** Kırma çalışması

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışma verilerinin istatistiksel analizleri için SPSS for Windows Ver.20.0 (SPSS Inc., IL.USA) yazılımı kullanılmıştır. Tüm testler için anlamlılık değeri  $p=0.05$  kabul edilmiştir.

Polimerizasyon derecesi çalışma verileri normal dağılım gösterdikleri için MANOVA testi ile analiz edilmiştir. Varyanslar homojen olduğundan ikili karşılaştırmalarda Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Ağırlıkça doldurucu oranı ile polimerizasyon derecesi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi kullanılmıştır.

Su emilimi ve çözünürlük çalışma verileri normal dağılım gösterdikleri için MANOVA testi ile analiz edildi. Varyanslar homojen olduğundan ikili karşılaştırmalarda Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Ağırlıkça doldurucu oranı ile su emilimi ve çözünürlük arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi kullanılmıştır.

Kırılma dirençlerinin karşılaştırılmasında verilerin normal dağılım göstermesi ve varyansların homojen olmasından ötürü ANOVA testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapılmıştır.

Ağırlıkça doldurucu oranı ile kırılma direnci arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Pearson korelasyon analizi kullanılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Polimerizasyon Derecelerinin Ölçülmesi

Polimerizasyon derecesinin (PD) göstergesi olarak alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine oranı kabul edildi. Başarılı polimerizasyon derecesi oranı ise % 80'e eşit ya da daha büyük olarak kabul edildi. (Başarı kriteri:  $PD \geq 80$ )

#### 4.1.1 Gruplar Arasındaki Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması

Grupların, 0 mm (ışık ucu, şeffaf bant ile temasta) ve 5 mm den (ışık ucu, şeffaf banttan 5 mm uzaklıkta) yapılan polimerizasyon sonucu elde edilen verilerin tanımlayıcı istatistikleri ve MANOVA test sonuçları Tablo 4'te verildi. Elde ettiğimiz verilere göre, tüm gruplar hem 0 mm hem de 5 mm seviyelerinde polimerizasyon derecesi açısından başarı kriterini sağlamıştır.

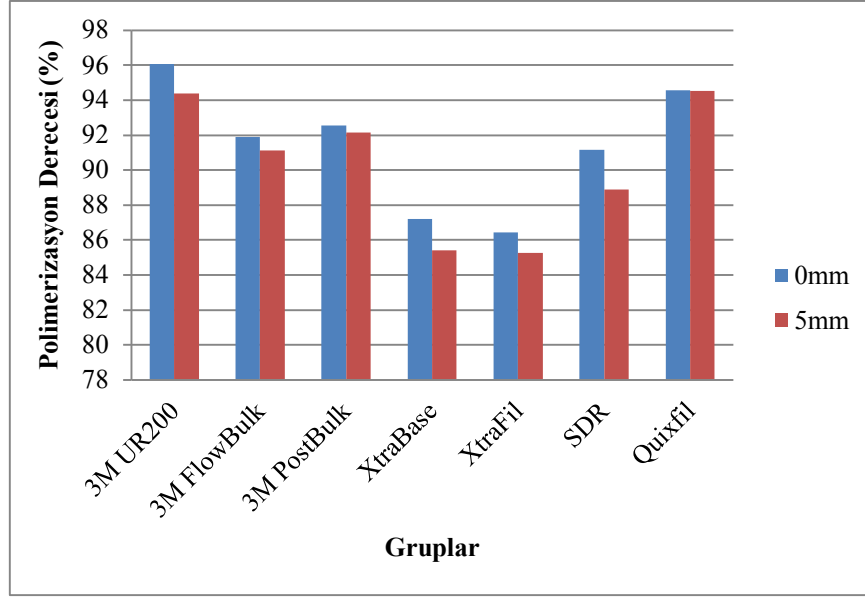


**Tablo 4:** Polimerizasyon derecesi çalışması MANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı istatistikler

	Örnek Sayısı (n)	Gruplar	0mm	*ss	5mm	*ss
			Ort. PD		Ort. PD	
1	12	UR200	96,06 <sup>a,X</sup>	1,95	94,4 <sup>a,X</sup>	5,31
2	12	Filtek FlowBulk	91,9 <sup>a,b,c,X</sup>	4,21	91,11 <sup>a,b,X</sup>	4,57
3	12	Filtek PostBulk	92,54 <sup>a,b,X</sup>	4,77	92,15 <sup>a,b,X</sup>	2,09
4	12	X-traBase	87,2 <sup>c,d,X</sup>	4,93	85,4 <sup>c,X</sup>	5,15
5	12	X-traFil	86,45 <sup>d,X</sup>	3,61	85,26 <sup>c,X</sup>	4,11
6	12	SDR	91,15 <sup>b,c,d,X</sup>	3,93	88,9 <sup>b,c,X</sup>	3,88
7	12	Quixfil	94,57 <sup>a,b,X</sup>	3,28	94,52 <sup>a,X</sup>	3,16
Univariate Tests	F(6,77)		9,78**		10,33**	

\*ss: standart sapma, \*\*: Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır

Multivariate Tests (Pillai's Trace):  $F(12,154)=6,527$ ,  $p=0.000$ ,  $\text{partial-}\eta^2 = .337$  olduğu için gruplar arasında anlamlı farklılıklar vardır. (aynı sütunlarda aynı küçük harfi taşıyan ortalamalar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır, aynı satırlarda aynı büyük harfi taşıyan ortalamalar arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır).



Şekil 6: Grupların 0 mm ve 5 mm seviyelerinde polimerizasyon dereceleri ortalamaları

#### 4.1.1.1. Grupların 0 mm Seviyesinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması

0 mm seviyesinde en yüksek polimerizasyon derecesini UR200 grubu göstermiştir. En düşük polimerizasyon derecesini ise XFL grubu göstermiştir. Grupları polimerizasyon derecesine göre sıraladığımızda UR200>QXFL>3MP>3MF>SDR>XBA>XFL şeklinde bir sıralama oluşmaktadır.

0 mm seviyesinde ikili karşılaştırmalara bakıldığında;

UR200 grubu ile XBA, XFL ve SDR grupları arasında polimerizasyon derecesi açısından anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<.05$ ). Ancak UR200 grubu ile 3MF, 3MP ve QXFL grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>.05$ ).

3MF ile XFL grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p<.05$ ). 3MF grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

3MP grubu ile XBA ve XFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<.05$ ). 3MP grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

XBA grubu ile UR200, 3MP ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). XBA grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

XFL grubu ile UR200, 3MF, 3MP ve QXFL grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). XFL grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

SDR grubu ile UR200 grubu arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). SDR grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

QXFL grubu ile XBA ve XFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). QXFL grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

#### **4.1.1.2. Grupların 5 mm Seviyesinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması**

5 mm seviyesinde en yüksek polimerizasyon derecesini QXFL grubu göstermiştir. En düşük polimerizasyon derecesini ise XFL grubu göstermiştir. Grupları polimerizasyon derecesine göre sıraladığımızda QXFL>UR200>3MP>3MF>SDR>XBA>XFL şeklinde bir sıralama oluşmaktadır.

5 mm seviyesinde ikili karşılaştırmalara bakıldığında;

UR200 grubu ile 3MF, 3MP ve QXFL grupları arasında polimerizasyon derecesi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ). UR200 grubu ile XBA, XFL ve SDR grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ).

3MF grubu ile XBA ve XFL grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). 3MF grubu ile diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

3MP grubu ile XBA ve XFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). 3MP grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

XBA grubu ile UR200, 3MF, 3MP ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). XBA grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

XFL grubu ile UR200, 3MF, 3MP ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). XFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

SDR grubu ile UR200 ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). SDR grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

QXFL grubu ile XBA, XFL ve SDR grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p < .05$ ). QXFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

#### **4.1.1.3. Aynı Grupların 0 mm ve 5 mm Seviyelerinde Polimerizasyon Derecelerinin Karşılaştırılması**

Aynı ürünlerin 0 mm ve 5 mm seviyelerindeki gruplarının polimerizasyon dereceleri karşılaştırıldığında, grupların aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

#### **4.1.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Polimerizasyon Derecesi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi**

Pearson korelasyon analizi ile kullanılarak yapılan değerlendirmede,  $r=0,061$ ,  $n=168$ ,  $p=0,430$  bulunmuştur. Kompozitlerin ağırlıkça doldurucu oranları ile polimerizasyon dereceleri arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir.

#### 4.2. Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlerinin Ölçülmesi

Su emilimi çalışmamıza ilişkin tanımlayıcı veriler tabloda verilmektedir. Su emilimi ve çözünürlük çalışmalarında birim olarak  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  (mikrogram/milimetreküp) kullanıldı. Su emilimi ve çözünürlük çalışmasına ait MANOVA testinin sonuçları ve tanımlayıcı bilgiler Tablo 9'da verilmiştir.

#### 4.2.1. Gruplar Arasındaki Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 5:** Su emilimi ve çözünürlük çalışması MANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı veriler

	Gruplar	Su Emilimi		Su Emilimi		Çözünürlük	
		Ortalaması 24sa ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	*ss	Ortalaması 15 gün ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	*ss	Ortalaması 15 gün ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	*ss
1	3M UR200	2,43943 <sup>a,b</sup>	2,79153	6,7880022 <sup>a,b</sup>	3,13329	1,5909380 <sup>a</sup>	1,10223
2	3M FlowBulk	3,60612 <sup>a,b,c</sup>	2,35518	10,0759408 <sup>c,d</sup>	2,73827	2,2273132 <sup>a</sup>	1,44861
3	3M PostBulk	2,43943 <sup>a,b</sup>	1,26792	11,5608163 <sup>d</sup>	2,99512	1,9091256 <sup>a</sup>	1,27275
4	XtraBase	2,43943 <sup>a,b</sup>	1,00924	3,1818760 <sup>e</sup>	1,48625	2,3333758 <sup>a</sup>	1,31075
5	XtraFil	5,83343 <sup>c</sup>	2,45469	9,1213780 <sup>b,c,d</sup>	2,59326	1,2727504 <sup>a</sup>	1,08540
6	SDR	4,66675 <sup>b,c</sup>	1,90590	7,4243774 <sup>a,b,c</sup>	2,59326	1,9091256 <sup>a</sup>	0,66467
7	Quixfil	2,01518 <sup>a</sup>	1,57835	4,5606890 <sup>a,e</sup>	2,45469	2,0151882 <sup>a</sup>	1,14590
Univariate	Tests F(6, 77)	6.09**		15.63**		1.164	

\*ss: standart sapma, \*\*:Gruplar arasında anlamlı farklılıklar vardır.

Multivariate Tests (Pillai's Trace):  $F(18,231)=6,204$ ,  $p=0,000$ ,  $\text{partial-}\eta^2 = .326$  olduğu için 3 bağımlı değişken bazında gruplar arasında anlamlı farklılıklar vardır. (aynı sütunda aynı harfler arasında anlamlı bir farklılık yoktur)

#### 4.2.1.1. Gruplar Arasındaki 24 Saatlik Su Emilimi Değerlerinin Karşılaştırılması

Gruplar arasında 24 saatlik su emilimi bulguları arasında karşılaştırmalar yapıldı. Gruplar arasında 24 saatin sonunda su emilimi açısından anlamlı farklılıklar olduğu bulunmuştur ( $p<.05$ ). Gruplar arasında 24 saat sonunda en yüksek su emilimi XFL grubunda görüldü. En düşük su emilimi ise QXFL grubunda görüldü. Gruplar arasındaki ikili kıyaslamalara baktığımızda;

UR200 grubu ile XFL grubu arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p<.05$ ), UR200 grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

3MF grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

3MP grubu ile XFL grubu arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<.05$ ). 3MP grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

XBA grubu ile XFL grubu arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p<.05$ ), XBA grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

XFL grubu ile UR200, 3MP, XBA ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p<.05$ ), XFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

SDR grubu ile QXFL grubu arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p<.05$ ), SDR grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

QXFL grubu ile XFL ve SDR grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p<.05$ ), QXFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>.05$ ).

#### **4.2.1.2. Gruplar Arasındaki 15 Günlük Su Emilimi Değerlerinin Karşılaştırılması**

Gruplar arasında 15 günlük su emilimi değerleri arasında karşılaştırmalar yapıldı. Gruplar arasında 15 günün sonunda su emilimi açısından anlamlı farklılıklar olduğu belirlendi ( $p < .05$ ). Gruplar arasında 15 günün sonunda en yüksek su emilimi 3MP grubunda görüldü. En düşük su emilimi ise XBA grubunda görüldü. Hangi gruplar arasında fark olduğunu anlayabilmek için karşılıklı kıyaslamalar yapıldı. Yapılan ikili karşılaştırmalarda;

UR200 grubu ile 3MF, 3MP ve XBA grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), UR200 grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

3MF grubu ile UR200, XBA ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), 3MF grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

3MP grubu ile UR200, XBA, SDR ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), 3MP grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

XBA grubu ile UR200, 3MF, 3MP, XFL ve SDR grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), XBA grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

XFL grubu ile XBA ve QXFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ). XFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

SDR grubu ile 3MP ve XBA grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), SDR grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).



QXFL grubu ile 3MF, 3MP ve XFL grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ( $p < .05$ ), QXFL grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

#### **4.2.1.3. Gruplar Arasındaki 15 Günlük Çözünürlük Değerlerinin Karşılaştırılması**

Gruplar arasında 15 günlük çözünürlük değerleri arasında kıyaslamalar yapıldı. Gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ). 15 günün sonunda en yüksek çözünürlük XBA grubunda görüldü. En düşük çözünürlük ise XFL grubunda gözlenmektedir.

#### **4.2.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Su Emilimi ve Çözünürlük Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi**

Pearson korelasyon analizi ile kullanılarak yapılan değerlendirmede,

Doldurucu oranı ile 24 saatlik su Emilimi için  $r = -0,51$ ,  $n = 84$ ,  $p = 0,646$

Doldurucu oranı ile 15 günlük su Emilimi için  $r = -0,204$ ,  $n = 84$ ,  $p = 0,063$

Doldurucu oranı ile 15 günlük çözünme için  $r = -0,175$ ,  $n = 84$ ,  $p = 0,112$  bulunmuştur.

Kompozitlerin ağırlıkça doldurucu oranları ile 24 saatlik su Emilimi, 15 günlük su Emilimi ve 15 günlük çözünme arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir.

### 4.3 Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması

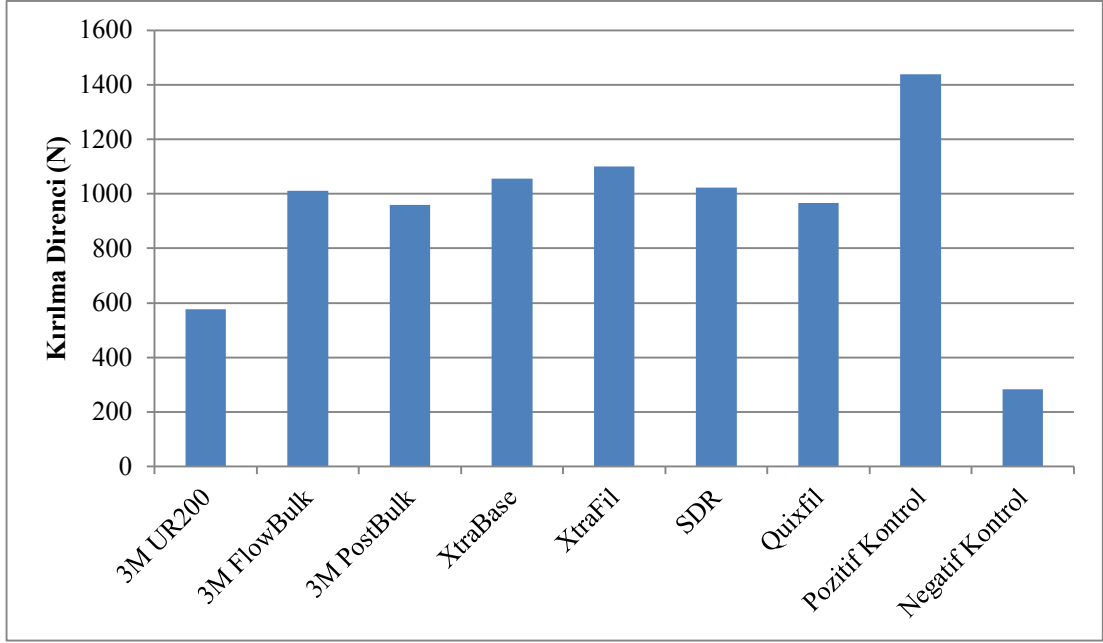
Kırılma çalışmamıza ait ANOVA testinin sonuçları ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 12’de ve Şekil 7’de sunulmaktadır.

**Tablo 6:** Kırılma direnci çalışması ANOVA testi sonuçları ve tanımlayıcı istatistikler

	Gruplar	Örnek Sayısı(n)	Kırılma Ortalaması (Newton)	*ss	Minimum (Newton)	Maksimum (Newton)
1	UR200	12	575.94 <sup>a</sup>	129.07	355.09	760.98
2	Filtek FlowBulk	12	1010.79 <sup>b</sup>	221.64	631.24	1271.73
3	Filtek PostBulk	12	958.98 <sup>b</sup>	249.04	608.79	1245.95
4	XtraBase	12	1056.47 <sup>b</sup>	174.63	835.70	1343.92
5	XtraFil	12	1100.24 <sup>b</sup>	173.49	813.01	1292.37
6	SDR	12	1023.88 <sup>b</sup>	189.59	705.11	1320.71
7	Quixfil	12	965.56 <sup>b</sup>	155.15	724.03	1273.31
8	Pozitif Kontrol	12	1437.93 <sup>c</sup>	251.94	1095.11	1900.32
9	Negatif Kontrol	12	283.62 <sup>d</sup>	78.30	189.96	408.01
	ANOVA	F(8,99)	36,648			

\*ss: standart sapma

ANOVA Testi  $F(8,99)=36,648$ ,  $p=0.000$  olduğu için gruplar arasında anlamlı farklılıklar vardır. (Aynı sütunda, aynı harfi taşıyan ortalamalar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır)



Şekil 7: Grupların kırılma dirençlerinin ortalamaları

#### 4.3.1. Gruplar Arasındaki Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması

Gruplar arasında kırılma direnci açısından anlamlı farklılıklar bulunmuştur ( $p < .05$ ). Kontrol grupları ile deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p < .05$ ). Pozitif kontrol grubu en yüksek kırılma dayanımını gösterirken negatif kontrol grubu en düşük dayanımını göstermiştir. Bulk Fill kompozit grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > .05$ ).

UR200 grubu ile diğer grupların hepsi arasında anlamlı farklar bulunmuştur ( $p < .05$ ).

Bulk fill kompozit ile restore edilen gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p > .05$ ). Ancak bulk fill kompozit grupları ile UR200, negatif kontrol ve pozitif kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar vardır ( $p < .05$ ).

Pozitif kontrol grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur ( $p < .05$ ).

Negatif kontrol grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur ( $p < .05$ ).

### **4.3.2. Ağırlıkça Doldurucu Oranı ile Kırılma Direnci Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi**

Pearson korelasyon analizi ile kullanılarak yapılan değerlendirmede; doldurucu oranı ile kırılma direnci için  $r=-0,152$ ,  $n=82$ ,  $p=0,168$  bulunmuştur. Kompozitlerin ağırlıkça doldurucu oranları ile kırılma direnci arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir.

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimleri geleneksel kompozit, cam iyonomer ve amalgam gibi restoratif materyallere kıyasla daha kısa sürede ve basit bir şekilde uygulanabilen, yeterli polimerizasyona sahip, mekanik ve fiziksel özellikleri bu malzemelerle kıyaslanabilen restoratif materyallere ihtiyaç duymaktadır. Çalışmamızda bu gerekçelerle geliştirilen Bulk Fill kompozitler bir dizi teste tabi tutularak ve dünyada en sık kullanılan restoratif materyallerden biriyle mukayese edilerek yeterliliği sınanmıştır.

Tezimizde yaptığımız polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi ve mikrosertliklerin ölçüm çalışmasında, 2 farklı ışık mesafesinde 6 adet Bulk Fill kompozitin ve 1 adet geleneksel kompozitin yeterli sertlik derecesi ve polimerizasyon oranına ulaşip ulaşmadığı test edilmiştir.

Polimerizasyon derecesi çalışmasındaki öngörümüz olan; “Çalışmada kullandığımız kompozit materyallerinin 0 mm ve 5 mm seviyelerinde kompozitlerin polimerizasyon dereceleri arasında fark yoktur”, hipotezimiz reddedilmiştir. Gruplar arasında polimerizasyon derecesi açısından anlamlı farklılıklar vardır.

Polimerizasyon derecesi literatürde birçok özellik ile ilişkilendirilmiştir. Fleming ve ark. (105) kompozitlerin üst yüzey sertlik derecelerinin alt yüzey sertlik derecelerine oranının düşme göstermediği sürece yeterli polimerizasyon sağlandığını iddia etmişlerdir. Çalışmamızda tüm gruplarda 0 mm'den, 5 mm ışık mesafesi seviyesine geçildiğinde sertlik oranlarında düşme görülmüştür. Ancak bu düşme istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Polimerizasyon derecesi direkt olarak Raman spektroskopisi, FTIR analizi, DTG analizi, kromatografi ve elektron spin rezonans gibi yöntemlerle ölçülebilmektedir. Ancak bu yöntemler hem pahalı ve zaman alıcıdır hem de bir uzman gerektirmektedir (62, 106).

Polimerizasyon derecesini direkt yöntemlere kıyasla daha kolay ve hızlı belirleyebilmek için araştırmacılar tarafından birçok yöntem denenmiştir. Asmussen (107) ve Ferracane (108) polimerizasyon derecesinin indirekt bir yöntemle

belirlenebilmesi için dönüşüm derecesi ve yüzey sertliği arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Leung ve ark. (109) translüsensi ile ilişkilerine bakmışlardır. De Baker ve ark. (110) kazıma yöntemi ile kalan materyal kalınlığını değerlendirmişlerdir. Birçok araştırmacı da kompozitlerin dayanıklılığıyla dönüşüm derecesi arasındaki ilişkiyi incelemiştir (111, 112).

Rueggeberg ve ark. (62) polimerizasyon derecesini indirekt yöntemlerle belirleyebilmek için 1988 yılında bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada kompozit örneklerin önce FTIR ile dönüşüm dereceleri ölçülmüştür. Ardından indirekt yöntemlerden su emilimi, mikrosertlik ölçümü ve rezinlerin süzülmesi yöntemlerini test etmişlerdir. Çalışma sonucunda mikrosertlik ölçümü ile dönüşüm derecesi arasında iyi bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Birçok araştırmacı yaptıkları çalışmalarda mikrosertlik ile dönüşüm derecesinin değerlendirilmesinin basit ve etkili bir yöntem olduğunu, polimerizasyon derecesi ile arasında iyi bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (113, 114). Biz de çalışmamızda Vickers sertlik test yöntemini kullanarak sertlik oranlarını inceledik.

Yüzey sertlik ölçümlerinde farklı cihazlar ve uçlar kullanılmaktadır. Diş hekimliği malzemelerinde en sık kullanılan sertlik test yöntemleri Vickers ve Knoop'dur. Çalışmalarda bu iki yöntem arasında yüksek bir korelasyon olduğu bildirilmiştir (115, 116). Yaptığımız sertlik çalışmasında Vickers sertlik cihazı kullanıldı. Vickers cihazı ile yapılan ölçümlerde uygulanan kuvvet 200 gr ile 10 kg aralığında değiştiğinde bile iyi bir korelasyon görülmektedir (117). Biz de çalışmamızda literatürdeki benzer kuvvetlerden ve sürelerden yararlandık. Cihaz 300 gr kuvveti 15 sn süre ile örnek üzerine iletilecek şekilde ayarlandı. İzler mikroskop ve bilgisayar yardımı ile ölçüldü (118-120).

Polimerize edilen kompozitlerde istenilen ideal sertlik oranı 1:1'dir. Yani alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine eşit olmasıdır. Ancak doldurucu miktarı, materyal kalınlığı, ışık mesafesi, materyalin optik özellikleri gibi etkenlerden dolayı alt yüzeyde ideal sertliğe ulaşamamaktadır. Araştırmacılar yaptıkları çalışmalar sonucunda alt yüzey/üst yüzey sertlik oranının başarılı kabul edilebilmesi için en az 0.8 olması gerektiğini ve mümkün oldukça 1:1'e yaklaştırmak gerektiğini

bildirmişlerdir (121-124). Çalışmamızda kullandığımız kompozitlerde her 2 ışık mesafesinde de tüm grupların sertlik oranları 0.8'den büyük bulundu. En yüksek sertlik oranı 0 mm'de UR200 (0.96) kompozitte görülürken en düşük oran 5 mm seviyesinde XFL (0.85) grubunda gözlemlendi. Test sonuçlarına göre UR200 2 mm kalınlığında, Bulk Fill kompozitlerin ise 4 mm kalınlığında hem materyalle direkt temas halinden hem de materyalden 5 mm uzaktan uygun ışıkla polimerize edildiğinde yeterli polimerizasyon sağlayabileceği anlaşılmıştır. Bu durum literatürdeki Bulk Fill çalışmaları ile uyumluluk göstermektedir (125-127).

Sharkey ve ark. (128) Vickers sertlik derecesi 50 ve üzeri olan kompozitlerin ideal ve iyi bir sertlik derecesinde olduğunu bildirmişlerdir. Sertlik çalışmamızda 3MF, SDR ve XBA gruplarındaki örneklerde hem 0 mm hem de 5 mm seviyelerinde, hem üst hem de alt yüzeylerinde 50'nin altında sertlik derecelerine rastlanmıştır. UR200, 3MP, XFL ve QXFL gruplarında ise 50 ve altında bir sertlik değerine rastlanmamıştır. Literatürde bazı araştırmacılara göre ise Vickers sertliği ile polimerizasyon ilişkisi arasında halen bir konsensus kurulamamıştır. Araştırmacıların bazıları Vickers sertlik değerinin 50 nin üzerinde olması gerektiğini savunurken bazıları ise alt yüzey/üst yüzey oranının daha önemli olduğunu savunmaktadır (129-131).

Işıklı polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon, ışık uygulaması sonrasında da devam etmektedir. Polimerizasyon derecesi kademeli olarak artış göstermekte ve bu oran 24 saatin sonunda %19-26 oranlarına ulaşabilmektedir (132, 133). Araştırmacılar polimerizasyon sonrası ısının ve sürenin dönüşüm derecesine etkisini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Yaptıkları bu çalışmada 1. grubu oda ısısı 20 °C'de diğer grubu ise vücut ısısında 37 °C'de 1 gün süreyle bekletmişlerdir. 37 °C'de bekletilen örnekler 20 °C'de bekletilenlere göre daha yüksek bir dönüşüm derecesi göstermiştir. Ayrıca polimerizasyon sonrası yapılan dönüşüm derecesi ölçümleri de 24 saat sonundaki dönüşüm değerlerinden düşük çıkmıştır. Biz de çalışmamızda polimerizasyon sonrası örneklerimizi etüvde 37 °C'de 24 saat beklettikten sonra ölçümler yaptık. Bu sıcaklık hem ağız içi ile benzerlik sağladığı hem de daha doğru değerler verdiği için kullanıldı. Literatürde ışık uygulama sonrası polimerizasyonun 24 saat boyunca devam ettiği ve 24 saat sonunda yapılan sertlik

ölçümlerinin ışık uygulama sonrası yapılan sertlik ölçümlerinden daha yüksek çıktığı belirtilmiştir. Bazı çalışmalarda 1 aya kadar dönüşümün sürdüğü belirtilmektedir. Bu sebeple yöntem açısından kullandığımız işlemler zinciri literatürle uyumluluk içerisindedir (134-136).

Kompozit rezinlerde ışık uygulanan yüzeylerde bulunan serbest radikaller O<sub>2</sub> ile reaksiyona girerek oksijen inhibisyon tabakası oluşturmaktadırlar. Yapılan çalışmalarda bu tabakanın sertliğinin kompozitin genelinden düşük olduğu ve artık monomer içerdiği ifade edilmiştir. Daha sağlam ve sert bir yüzey oluşturmak için bu yüzey, bitirme ve polisaj işlemleri ile uzaklaştırılır (137, 138). Bu uzaklaştırma sonucunda sertlik değerlerinin %25 e kadar arttığı bildirilmiştir. Ancak polisaj işlemi sırasında ve sonrasında ısı artışı ile dönüşüm derecesi artmaktadır (139). Biz de örneklerimizi hazırlarken dönüşüm derecesi ve sertliğin ısıdan etkilenmemesi için bitirme ve cila işlemlerini gerçekleştirmedik. Örnekleri O<sub>2</sub> inhibisyon tabakasından korumak ve düzgün bir yüzey elde etmek için ışık uygulama esnasında strip bant kullandık.

Geleneksel kompozitlerde başarılı bir polimerizasyon için rezinin kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilmesi standart kabul edilmektedir. Koyu renkli kompozitlerde bu 1-1,5 mm civarına düşmektedir. Bu miktarlardan kalın bir tabaka uygulandığında dönüşüm derecesinin azaldığı, fiziksel, mekanik özelliklerin ve klinik ömrün azaldığı bildirilmiştir (47, 140-143).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde ışık cihazının ucunun materyale en yakın mesafede olması tavsiye edilmektedir. Monomerlerin dönüşebilmesi için gereken ışık yoğunluğu mesafeden etkilenmektedir. İdeal olan ışık ucu ile restorasyonun en yakın mesafede bulunmasıdır. Işık yoğunluğu mesafenin karesiyle ters orantılı bir şekilde azalmaktadır (75, 144, 145).

Doğru ışık uygulaması materyalin yalnızca fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmekle kalmaz, materyalin biyouyumluluğunu da en yüksek seviyeye çıkarır. Çünkü mesafe ya da süreden dolayı yetersiz ışık alan materyalde artık monomer ve serbest radikal miktarı yüksektir. Bu da canlı dokuya zarar verebilir (146).



Ancak klinik şartlarda ışık ucunu materyale yaklaştırmak her zaman mümkün olamamaktadır. Kavitenin yeri, dişin arktaki konumu, tüberküllerin varlığı gibi nedenlerle ışık ucu materyalden uzak kalabilmektedir. Sınıf II kavitelere kompozitin tabanı ile ışık ucu arasındaki mesafe 7-8 mm'ye kadar çıkabilmektedir (75, 141, 147). Işık ucu kaviteden ortalama 7 mm uzaklıkta tutulduğunda ışık gücünün cihaza bağlı olarak %35-60 arasında düştüğü bildirilmiştir (144, 148). Biz de çalışmamızda 2 farklı ışık mesafesi (0 mm-5 mm) kullandık. 0 mm mesafe, materyalle direkt temasta olan ışık cihazı ideal olarak kabul edildi. Materyalin üstünden 5 mm mesafe ise klinik şartlarda olabilecek zor durumları taklit etmek için kullanıldı. Materyal kalınlığı üzerine 5 mm ışık mesafesi konulduğunda Bulk Fill materyallerin tabanı ile ışık uygulama ucu arasında 9 mm'lik bir mesafe oluştu. Bu durum sınıf II kavitelere, diş eti altına uzanan derin kavitelere Bulk Fill kompozitlerin etkinliğini test edebilmemiz açısından uyumlu olmuştur. Literatürde ifade edilen mesafeleri test edebilmemize imkan tanımıştır (141, 147).

Polimerizasyon derecesini ve yüzey sertliğini etkileyen en önemli faktörlerden birisi uygulanan ışıktır. Işığın süresi, gücü ve yoğunluğu dönüşümde oldukça önemlidir. Literatüre baktığımızda 2 mm kalınlığındaki bir kompozit rezinin yeterli polimerizasyonu için  $400 \text{ mW/cm}^2$ 'lik bir ışık kaynağı ile 40 sn ışık uygulama süresi,  $600-1000 \text{ mW/cm}^2$ 'lik bir ışık cihazıyla ise 20 sn ışık uygulaması tavsiye edilmektedir (149-151). 2 mm kalınlığında bir kompozit rezine verilmesi gereken ortalama ışık miktarı  $16-24 \text{ J/cm}^2$  olarak ifade edilmektedir. Ancak bu miktar koyu renkli ve opak kompozitlerde daha da artmaktadır (143, 152).

Bizim çalışmamızda  $1200 \text{ mW/cm}^2$  lik ışık gücüne sahip Anthos T-LED ışık cihazı kullanılmıştır. Işık süreleri her kompozitte firmaların tavsiye ettikleri sürelerde uygulanmıştır.

Literatür taraması sonucunda, genel olarak ışık uygulama süresi ile yüzey sertliği arasında doğrusal bir bağlantı olduğu görülmektedir (152-154). Çalışmamızda sertlik oranı incelendiği için yüzey sertliği ile ışık uygulama süresinin karşılaştırması yapılmamıştır.

Geleneksel ışık cihazlarının birçoğu halojen diğer kısmı ise 1. nesil LED ışık cihazlarıydı. Bu cihazların ışık güçleri düşük olduğu için polimerizasyon süresi uzamaktaydı. Halojenler ise önemli oranlarda ısı üretimine sebep olmaları, ampul, filtre ve benzeri parçalarının sık arızalanmaları ve zamanla etkinliklerini kaybetmeleri gibi dezavantajlara sahiplerdi (155, 156). LED ışık cihazları ısı açığa çıkarmazlar ve kullanım esnasında daha az ısı oluştururlar. Uzun ömürlü ve değişmez ışık şiddetine sahiplerdir. 1. nesil LED ışık cihazları  $400\text{mW/cm}^2$  gibi düşük bir ışık şiddetine sahipti. Bu da polimerizasyon süresini en az 40 sn gibi bir süreye çıkarmaktaydı (40, 157). Geliştirilen 2. nesil LED cihazlarında ışık gücü  $600\text{-}1000\text{ mW/cm}^2$ 'ye çıkarıldı. Polimerizasyon süresi de neredeyse yarıya indi (40). 3. nesil LED cihazlarda ise  $2000\text{-}3000\text{ mW/cm}^2$  gibi güçlere ulaşılabilir (41, 158).

Biz de çalışmamızda 2. nesil bir LED cihazı olan Anthos T-LED ışık cihazını kullandık.  $1200\text{ mW/cm}^2$  güce sahip ışık cihazını ısı yaymamasından ve gücünün değişkenliğinin az olduğundan dolayı tercih ettik.

Farklı kompozit rezinlerle yapılan yüzey sertliği çalışmalarında inorganik doldurucu içeriği, miktarı ve çeşidi materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu materyallerdeki doldurucu çeşitliliği ve matriks farklılığı kompozitin yüzey sertliğini değiştirmektedir (154, 159, 160).

Bir grup araştırmacıya göre doldurucu partikül miktarındaki ve boyutlarındaki artış yüzey sertliğini de artırmaktadır. Doldurucu boyutlarının küçük olmasıyla ışığın daha fazla saçılarak derinlere penetre olmasının önlendiği ifade edilmektedir (161-163). X-trabase adlı kompozitin hacimce doldurucu oranı firma tarafından belirtilmediği için karşılaştırmalarda ağırlıkça doldurucu oranları kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmalardan farklılık göstermektedir. Ağırlıkça doldurucu oranı ile sertlik oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Aguiar ve ark. (164) farklı renklerin yüzey sertliğine etkisini görmek için yaptıkları çalışmada, koyu renkli ve opak kompozitlerin yüzey sertliğinin açık renkli kompozitlere kıyasla düşük olmasına rağmen aralarında anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Aynı çalışmada ışık uygulama mesafesi arttığında sertlik değerleri tüm gruplarda düşmesine rağmen aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Lodhi ve ark. (165) farklı renklere sahip kompozitlerin sertliklerini araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Yaptıkları çalışmada farklı renklere sahip kompozitlerin üst yüzey sertlikleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, alt yüzey sertliklerinin koyu renkli kompozitlerde anlamlı derecede düşük çıktığını ifade etmişlerdir.

Yapılan bazı çalışmalarda ise kompozit rezinin renginin sertlik ve polimerizasyon üzerinde bir fark oluşturmadığı öne sürülmektedir. Rengin sertlik üzerine etkisinin çok az olduğu ve dişe uygun renk seçilerek, sertlik ve polimerizasyon konusunda endişe edilmemesi gerektiği bildirilmektedir (166, 167). Çalışmamızda kullandığımız kompozitler universal veya ona en yakın olan renklere seçildiği için renkler arasında herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır.

Çalışmamızın su emilimi bölümündeki ilk hipotezimiz olan “Gruplar arasında 24 saatlik süreçte su emilimleri arasında fark yoktur” varsayımımız reddedilmiştir. Çünkü gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir.

İkinci hipotezimiz olan “Gruplar arasında 15 günün sonunda su emilimleri arasında fark yoktur” hipotezimiz de reddedilmiştir. Bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir.

Üçüncü hipotezimiz olan “Gruplar arasında 15 günün sonunda çözünürlük açısından fark yoktur” kabul edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Literatürde su emilimi ve çözünürlük çalışmalarında farklı bildirim yöntemleri olduğu için kimi çalışmalarda  $\text{mg}/\text{cm}^2$  kullanılırken kimilerinde  $\text{mg}/\text{cm}^3$  kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarını literatürdeki benzer çalışmalarla kıyaslayabilmek için birimleri ISO 4049-2000 standartlarına uygun hale getirdik. Ağırlık birimi olarak “mikrogram ( $\mu\text{g}$ )”, hacim birimi olarak da “milimetre küp ( $\text{mm}^3$ )” kullanılmıştır.

Örnekleri hazırlamak için kullanılan kalıplarda çalışmalar arasında farklılıklar görülmüştür. Kimi araştırmacılar paslanmaz çelik kalıplar kullanırken kimileri silikon veya teflon kalıplar kullanmaktadır. ISO 4049:2000 standartlarına uygun olanlar  $15 \pm$

0,1 mm çapında ve  $1,0 \pm 0,1$  mm derinliğinde standart paslanmaz çelik kalıplardır (81, 84, 168, 169). Ancak bizim çalışmamızda kıyaslayacağımız rezinlerin uygulama kalınlığı 4 mm civarında olduğu için 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında silikon kalıplar kullanılmıştır. Bu örnekleme literatürdeki çalışmalarla uyumludur (170-172). ISO 4049-2000'e (81) göre su emilimi ve çözünme çalışmalarında her gruptan en az 5'er örnek kullanılması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda grup başına 12 adet örnek hazırlanmıştır. Örnekleri kurutmak için kullanılan desikatörlerin içerisinde nem emici olarak silika jeller ve kalsiyum klorür benzeri çeşitli tuzlar kullanılmaktadır (168, 173). Çalışmamızda silika jeller nem emici olarak kullanılmıştır.

Kompozit materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunların başında rezin matriksin türü ve miktarı, doldurucuların tipi, doldurucuların büyüklükleri ve oranları gelmektedir. Ayrıca reaksiyona girmemiş monomer varlığı ve miktarı, polimerizasyon yöntemi ve polimerizasyon derecesi de su emilimi ve çözünürlüğü etkilemektedir. Süre ve sıcaklık gibi özellikler, materyalin yüzey özellikleri ve sıvının yapısı, sıcaklığı, pH'sı gibi özellikleri su emilimi ve çözünürlüğü etkilemektedir (174-179). Çalışmamızda kullandığımız örneklerin sıcaklıktan etkilenmemesi ve ağız içi sıcaklığını taklit edilebilmesi için  $37^{\circ}\text{C}$ 'de etüvde bekletilmiştir.

Çalışmamız sonucunda kullandığımız kompozitlerin doldurucu oranları ile 24 saat ve 15 gün sonunda emdikleri su miktarı arasında bir ilişki bulunmamıştır. Ayrıca 15 gün sonunda çözünen madde miktarı arasında da anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Bu gözlemimiz Alshali ve ark. ile Al Sunbul ve ark.'nın yaptıkları çalışmalar ile uyumsuzdur (180, 181). Eğer doldurucu oranı ile su emilimi arasında negatif ya da pozitif bir ilişki var ise bu 15 günden sonraki dönemlerde emilen sıvı miktarına bağlı olabilir. Bu sebeple daha uzun süreli emilim ve çözünürlük çalışmaları yapılmalıdır.

Kompozitlerin yapısına bakıldığında sıklıkla kullanılan monomerler; BisGMA, TEGDMA, UDMA ve Bis EMA'dır. Bunların arasında ise en çok su emen bileşik TEGDMA'dır ve bunu Bis-GMA izler. Su emilimi ve çözünme direnci en yüksek olan bileşik UDMA-BisEMA olarak ifade edilmiştir (85, 182). Yapılan çalışmalar sonucunda çözünme konusunda da TEGDMA ilk çözünen monomerdır. BisGMA ve UDMA da zamanla çözünmektedir (84, 183). Bizim çalışmamızda

kullandığımız rezinlerin monomer yapıları birbirlerine çok benzedikleri için, bu konuda herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır.

Literatürde su emilimi ve çözünme çalışmalarında örneklerin hazırlanmasında farklı yöntemler ve bitirme işlemleri kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar 1000-1200 karbid zımparalarla ile yüzey düzeltme işlemleri yaparken bazı araştırmacılar farklı markalara ait bitirme ve cila sistemleri kullanmışlardır (184-186). Bulucu ve ark yaptıkları su emilimi çalışmasında strip bant, cila diski, bond uygulaması ve ekstra ışık uygulamasını karşılaştırmışlardır. 4 haftanın sonunda bu uygulamalar arasında su emilimi açısından anlamlı bir fark bulmamışlardır (187). Bizim çalışmamızda hazırlanan örneklerin alt ve üst yüzeyleri O<sub>2</sub> inhibisyon tabakasından korumak ve ideale yakın pürüzsüz bir yüzey elde etmek için şeffaf bantla kapatarak ışık uygulaması yapılmıştır. Literatürdeki bazı araştırmacıların yaptığı gibi materyal bütünlüğünü bozmamak, polimerizasyon derecesini değiştirmemek için materyal yüzeylerine herhangi bir bitirme ve cila işlemi uygulanmamıştır (188-191).

Üst yüzeyde bozulmalara sebep olmamak ve düzgün bir yüzey elde etmek için şeffaf bandın üzerine lamel konularak basınç uygulandı. Bu teknik literatürde birçok araştırmacı tarafından tavsiye edilmektedir (192, 193).

Kompozit rezinler ağız ortamında maruz kaldıkları sıvıları emerler. Sıvı emilimi sonucunda yapıda yumuşamalar ve renklenmeler oluşur. Aşınma ve esneme dayanımı gibi fiziksel özellikler zayıflamaya başlar. Bu da restorasyonların biyouyumluluğunu ve estetiğini bozmaktadır (173, 194, 195).

Su emilimi sonucu rezin matriks ve doldurucular arasındaki bağların yıkılıp zayıfladığı, suyun plastisite edici özelliğinden ötürü yapının yumuşaması gibi durumlar ortaya çıkmaktadır. Bazı araştırmacılara göre ise su emilimi ile polimerizasyon büzülmesi ve stresler kompanse edilebilmektedir (195, 196).

FDA tarafından yiyecekleri taklit edebilecek, onların yerine kullanılacak kimyasallar tanımlanmıştır (197). Çalışmalarda distile su, tükürük ve su tarafından ağız içinde sağlanan nemli ortamı taklit etmek için kullanılmaktadır. Sitrik asit meyve, sebze ve bazı içecekleri taklit edebilmektedir. Heptan solüsyonu ise yağ ve türevlerini taklit etmek için kullanılmaktadır.

Alshali ve ark. yaptıkları su emilimi çalışmasının sonuçlarında yapay tükürük ile saf kullanımının su emilimi ve çözünürlük açısından anlamlı bir fark ifade etmediğini belirtmişlerdir (180). Çalışmamızda ağızdaki nemli ortamı taklit etmek için distile su kullanılmıştır.

ISO 4049-2000 ve ADA-27'nin belirlediği kriterlere göre restoratif materyallerin suda çözünürlüğü en çok  $5 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az, su emilimi ise  $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği belirtilmiştir (81). Bizim çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinler gözlem sürelerimizde ISO ve ADA kriterlerini sağlamıştır.

Uzun süreli yapılan çalışmalar göstermektedir ki su emilimi hızı zamanla azalmaktadır. Bu durum şu şekilde açıklanmaktadır; ilk günlerde yüksek olan su emilimi hızı gün geçtikçe difüzyon katsayısındaki düşüşe bağlı olarak azalmaktadır (84, 198, 199). Çalışmamızda literatürdeki çalışmalara benzer sonuçlar elde edilmiş, ölçüm yaptığımız süreçler olan 1. gün ve 15. güne baktığımızda su emilim hızının ilk güne oranla azaldığı görülmüştür (200). Kıyaslanabilir sonuçlar elde etmek için daha geniş zamanlı ve sık ölçümlü çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çözünürlük konusunda da yapılan çalışmalarda; bazı çalışmalarda en yüksek çözünme hızı ilk günlerde gözlenirken bu hız zamanla azalmaktadır (201, 202). Ancak bazı çalışmalarda ise çözünme hızı zamana bağlı değişmemektedir ve düzensiz olmaktadır (203, 204).

Kırılma direnci çalışmamızdaki öngörümüz olan; "Farklı bulk fill ve geleneksel kompozit rezinlerle restore edilen kanal tedavisi görmüş dişlerin kırılma dirençleri arasında fark yoktur" hipotezimiz reddedilmiştir. Gruplar arasında kırılma direnci açısından anlamlı farklılıklar bulunmaktadır.

Restore edilmiş dişlerdeki kırılmalar diş kayıplarında çürük ve periodontal hastalıklardan sonra en büyük üçüncü etkidir. Geniş preparasyonlar, kalan diş dokusunun azlığı, dokuların nem miktarının azalması, travmatik tedavi yöntemleri gibi etkenlerden dolayı kanal tedavisi görmüş dişlerin kırılmaya karşı dirençleri azalmaktadır. Sekonder çürük oluşumu, hatalı yapılan restorasyonlar ve büyük madde

kaybına bağlı olarak da bu tip dişlerin kırılma dayanımının azaldığı bildirilmiştir (205-209).

Kompozit rezinlerin hem estetik özelliklerinden ötürü hem de gittikçe geliştirilen fiziksel ve kimyasal özelliklerinden ötürü kanal tedavisi sonrası restore edilecek dişlerde kullanımı artmıştır. Çalışmalarda kompozit rezinlerle amalgamlar birçok kez kıyaslanmıştır. Bu kıyaslamaların bazılarında amalgamın bazılarında ise kompozit rezinlerin kanal tedavisi görmüş dişlerde kırılma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (210). Başka çalışmalarda ise ikisinin arasında herhangi bir fark bulunmamaktadır (97, 211).

Boyer ve ark. (212) ile Geiger ve ark. (213) amalgam ve kompozitle restore edilen dişlerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kompozit rezinlerle restore edilen dişlerin amalgama nazaran daha yüksek kırılma direnci gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Rosatto ve ark. (214) yaptıkları bir çalışmada geniş MOD kaviterlerde Bulk Fill kompozitleri, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri kıyaslamışlardır. Çalışma sonucunda en yüksek kırılma direncini Bulk Fill ile restore edilen dişlerde bulmuşlardır. Ayrıca geleneksel kompozitlerin tabanında Bulk Fill kullanımının kırılma direncini anlamlı seviyede artırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Günümüzde geliştirilen Bulk Fill kompozitler iyileştirilmiş polimerizasyon kinetiği ve ışığı alt tabakalara iletebilmesi sayesinde derin kaviterlerde 4-5 mm civarında uygulanabilmektedir. Bulk Fill kompozitler hastanın koltukta geçirdiği süreyi azaltmakta, hasta ve hekime konfor sunmaktadır (215, 216). Polimerizasyon stresi ve büzülmesinin geleneksel akışkan kompozitlerden daha düşük olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (105, 215, 217). Ayrıca tabakalama yapılmadığı için tabakalar arası hava kabarcığı ile tükürük ve kan gibi sıvı kontaminasyonu riski de minimize edilmektedir (218).

Bayraktar ve ark. (219) ile van Dijken ve ark. (220) sırasıyla yaptıkları 1 yıllık ve 3 yıllık takipli Bulk Fill kompozitlerle geleneksel kompozitleri karşılaştırdıkları klinik çalışmalarında, takip süresi sonunda Bulk Fill kompozitlerle geleneksel

kompozitlerin benzer performans gösterdiklerini ifade etmişlerdir. Çalışmalarında sınıf 1 ve sınıf 2 restorasyonlar değerlendirilmiştir.

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında kanal tedavisi yapılmış, Sınıf II kavite preparasyonuna sahip üst premolar dişlerin kırılmaya karşı direncinin diğer dişlerden düşük olduğu görülmüştür (206, 221-223). Bu durum dişin morfolojik yapısına, kalan diş dokularının inceliğine ve dişin konumuna bakılarak açıklanmaktadır (224).

Hansen ve ark (222) yaptıkları çalışmada, sınıf II preparasyona sahip kanal tedavisi yapılmış dişlerin herhangi bir nedene bağlı kırılma oranlarını incelemişlerdir. Bu çalışmalarında posterior dişlerde en çok üst premolar dişlerin kırıldığını bildirmişlerdir.

Çalışmalarda MOD kavite preparasyonuna sahip dişlerin MO ve DO preparasyona sahip dişlere nazaran daha düşük kırılma direnci gösterdikleri görülmüştür (215, 225, 226). Bizim çalışmamızda da kanal tedavisi ve preparasyon sonrası en zayıf olabilecek dişler olan, kanal tedavisi yapılmış MOD kavite preparasyonuna sahip üst premolar dişler kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda açılan kaviteelerin genişliği 2 grupta toplanmaktadır. Tüberküller arası mesafenin ya 1/3'ü ya da 1/2'si olacak şekilde kavite açılmaktadır (210, 227). Bizim çalışmamızda literatürde daha sık rastladığımız 1/3 oranı kullanılmıştır.

Periodontal dokuyu taklit etmek için çalışmalarda birçok farklı materyal kullanılmaktadır. Bunlardan en çok kullanılanları silikonlar, polisülfid, poliüretan ve mumlardır. Marchionatti ve ark. yaptıkları kırma çalışmasında periodntal doku simülasyonlarının kırılma direncine etkisini karşılaştırmışlardır. Polieter, ilave tip silikon ve kontrol grubunun olduğu çalışmada gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (228). Biz de çalışmamızda örneklerimizi kırma cihazına uygun kalıplarda direkt olarak otopolimerizan akrilik içerisine sabitledik.

Çalışmamızda yaptığımız kırma deneyinde, kırma ucunun hızı 1 mm/dak olarak ayarlanmıştır. Bu yavaş hızlarda daha fazla plastik deformasyon oluşturulup daha yüksek kırılma direnci değerleri ölçülebilmektedir. Kırma ucunun doğrultusunun



dişin uzun eksenine paralel olması ile de fizyolojik kuvvetler taklit edilmeye çalışılmış, zayıflatıcı yan hareketlerden kaçınılmıştır. Fizyolojik oklüzyon işlemi taklit edilmeye çalışılmıştır. Yöntemimiz literatürdeki çalışmalarla uygunluk göstermektedir (229-232).

Literatürde birçok araştırmacı farklı solüsyonlarda bekletilen dişlerin, fiziksel ve mekanik özelliklerinin değiştiğini ifade etmektedir. Değişikliğin en az olması için dişlerin saf su içerisinde bekletilmesi tavsiye edilmektedir. Çalışmada kullandığımız dişler tavsiye edildiği şekilde saf su içerisinde bekletilmiştir (233-235).

Kırılma çalışmasının sonuçlarına göre en yüksek kırılma direnci, herhangi bir preparasyon veya kanal tedavisi yapılmayan grupta gözlenmiştir. Bu grubun kırılma direnci ile diğer grupların kırılma dirençleri arasında anlamlı bir farklılık izlenmiştir. Bu durumun sebep dişlerin bukkal ve palatinal tüberküllerine zarar verilmemiş olması, mezial ve distal kenar sırtlarının korunması ve dişin bütünlüğünün korunarak diş dokusunun direnç göstermesi şeklinde açıklanabilir (229, 236, 237).

Diğer taraftan MOD kavite preparasyonu yapılarak kanal tedavisi gören ancak restore edilmeyen dişler diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük kırılma direnci göstermiştir. Bu grupta direncin düşük olmasının sebebi kalan diş dokularının azlığı, marjinal sırtların, tüberküllerin ve dentin dokusunun büyük kısmının kaldırılması şeklinde açıklanabilir. Oklüzalden kuvvet uygulandığında bu dişlerde kama etkisi yaratarak, desteksiz kalmış tüberküllerde kolayca kırılmalara sebep olabilmektedir (208, 229).

Bulk Fill kompozitlerle restore edilen gruplar kendi aralarında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Bulk Fill'le restore edilen gruplar, negatif kontrol ve UR200 gruplarına göre anlamlı derecede yüksek kırılma direnci gösterirken, pozitif kontrol grubuna nazaran anlamlı derecede düşük kırılma direnci göstermişlerdir. Bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Bulk Fill kompozitlerin kırılma dirençlerinin yüksek olmasının sebebi olarak Bulk Fill kompozitlerin içerikleri, doldurucu oranları, stres emici özellikleri, polimerizasyon büzülmelerinin düşük olması ve kalan diş dokularına daha iyi destek olmaları gösterilebilir (214, 229).

Toz ve ark. (235) Bulk Fill kompozitlerle, geleneksel akışkan ve geleneksel tepilebilir kompozitleri kıyaslamışlardır. Tabanda Bulk Fill kompozit ya da akışkan kompozit kullanmanın kırılma direncine ve tüberkül kırılmasına herhangi bir etkisinin olmadığını, kırılma direncini arttırmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçları ile bu çalışmanın sonuçları uyuşmamaktadır. Bunun sebebi olarak da Toz ve ark. larının Bulk Fill kompozitleri 2 mm kalınlığında ve sadece tabanda kullanmış olmaları düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda kavite tamamen Bulk Fill kompozitle restore edilmiştir. 4 mm ve üzeri Bulk Fill kullanımının kırılma direncini artırmış olabileceği düşünülmektedir.

Van Meerbeek ve ark. (238) akışkan kıvamlı kompozit kullanımının restorasyonun esnekliğini artıracaklarını ve kavitelerde stres kırıcı olarak işlev gördüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan bulk fill kompozitler arasında kırılma direnci açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Alshali ve ark. (136) yaptıkları çalışmalarında kullandıkları Bulk Fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir olduğunu belirtmişlerdir. Ancak literatürdeki bazı çalışmalar bu durumun tersini belirtmektedir. Bulk Fill kompozitlerin stresi azaltmadığı ve kırılma direncine anlamlı bir etkisini olmadığını ifade etmişlerdir (235). Bizim çalışmamız bu durumun aksini ifade etmektedir. Bulk Fill kompozit kullanımının kırılma direncini artırdığı ve geleneksel kompozitlerden daha yüksek değerler elde edildiği görülmüştür.

Yasa ve ark. (232) yaptıkları kırılma direnci çalışmasında, Bulk Fill kompozitler, geleneksel kompozitler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. Çalışmalarında dişlerde retansiyon olukları açarak kavite preparasyonu yaptıklarında ise kırılma dirençleri anlamlı bir şekilde artmıştır.

Bonilla ve ark. (239, 240) akışkan kompozitlerin kırılma direncini inceledikleri çalışmalarında, akışkan kompozitlerin geleneksel kompozitlerden daha fazla kırılma direncine sahip olduklarını göstermişlerdir. Akışkan kompozitlerin birbirleri arasında kırılma direnci açısından anlamlı bir fark bulmamışlardır. Düşük elastik modülünün dişin kırılma direncini arttırabileceği sonucuna varmışlardır. Fahad ve ark. ile Shortall

ve ark. (241, 242) 'nın yaptıkları kırılma direnci ve doldurucu oranlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında doldurucu oranı ile kırılma direnci arasında anlamlı bir ilişki saptamamışlardır. Bizim çalışmamızda da ağırlıkça doldurucu oranı ile kırılma direnci arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmamıştır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

Kullandığımız Bulk Fill kompozitlerin ve hibrit kompozitin sertlik oranları, başarılı polimerizasyon kriterinin alt sınırı olarak kabul edilen %80'in üzerindedir. Bu oranlar materyallerin yeterli sevide polimerize olduğunu göstermektedir. Bulk Fill kompozitler 4 mm kalınlığında uygulanabildiğinden ve yeterli derecede polimerize olabildiğinden derin kavitelere güvenle kullanılabilir. Bu sayede hem zamandan tasarruf sağlanır hem de tabakalar arası kontaminasyon en aza indirilerek başarılı restorasyonlar elde edilir.

Çalışmada kullandığımız ışık cihazı 1200 mW/cm<sup>2</sup> güce sahiptir. Bu güç ve üreticilerin belirttiği sürelerde uygulama yapıldığında hem direkt temas halinde hem de kaviteden 5 mm uzaklıktan kompozitlerde yeterli polimerizasyon sağlanabilmiştir.

Bulk Fill kompozitlerin su emilimi ve çözünürlük miktarları ISO ve ADA standartlarına uymakta ve başarılı bulunmaktadır.

Kanal tedavisi yapılmış dişlerin Bulk Fill kompozitlerle restorasyonu kırılma direncini geleneksel kompozitlere oranla artırmaktadır. Kanal tedavisinin ardından büyük madde kaybı olan dişlerde Bulk Fill kompozit kullanımı kırılma direncini artırabilir.

Bu sonuçlar doğrultusunda Bulk Fill kompozitler kliniklerde geleneksel kompozit materyallere alternatif olarak rutin restoratif materyal olarak kullanılabilir. Ancak elde edilen bu veriler laboratuvar ortamında elde edildiğinden klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

## ÖZET

### **Farklı Bulk Fill Kompozit Rezin Materyallerinin Polimerizasyon Derecelerinin, Su Emilimi ve Suda Çözünürlüklerinin Değerlendirilmesi ve Bulk Fill Kompozit Rezinle Restore Edilmiş Dişlerin Kırılma Dirençleri**

Bu çalışmada yeni üretilen ve geliştirilen Bulk Fill kompozitlerin polimerizasyon dereceleri, su Emilimi ve suda çözünürlükleri ve bulk fill kompozitlerle restore edilmiş dişlerin kırılma dirençleri karşılaştırıldı.

Çalışmada 6 adet Bulk Fill ve 1 adet geleneksel kompozit kullanıldı. Çalışmanın ilk bölümünde, kompozitlerin polimerizasyon dereceleri Vickers yüzey sertlik oranları ile indirekt olarak değerlendirildi. Her kompozit için, üzerinde 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında 12 adet silindirik boşluk bulunan pleksiglas levhalar hazırlandı (n=12). 2 farklı mesafeden (0 mm ve 5 mm) ışık uygulaması yapılacağı için her kompozit için 2 levha hazırlandı. Sertlik oranı, alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine bölünmesiyle elde edildi. Çalışmanın ikinci bölümünde, kompozitlerin su Emilimi ve suda çözünürlükleri saf su kullanılarak test edildi. 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında örnekler silikon kalıplar ile hazırlandı (n=12). Çalışmanın üçüncü bölümünde, MOD kavite preperasyonuna sahip kök kanal tedavisi yapılmış üst premolar dişler kompozitlerle restore edilerek kırılma dirençleri karşılaştırıldı (n=12). Verilerin değerlendirilmesinde MANOVA, ANOVA, Tukey takip testleri ve Pearson korelasyon testleri kullanıldı. p=.05 kabul edildi.

Çalışma sonucunda iki farklı ışık yüksekliğinde kompozitlerin yeterli polimerizasyon oranına ulaştığı görüldü. Bulk Fill kompozitlerin su Emilimi ve suda çözünürlük miktarları ISO ve ADA standartlarına uygun bulundu. Bulk Fill kompozitlerle restore edilen dişlerin kırılma direncinin geleneksel kompozitlere kıyasla daha yüksek olduğu görüldü.

## ABSTRACT

### **The Degree of Polymerization, Water Sorption and Solubility of Different Bulk Fill Resin Composite Materials and Fracture Resistance of Teeth Restored With Bulk Fill Resin Composites**

In this study, degree of polymerization, water sorption and solubility of the Bulk Fill resin composites, and the fracture resistance of teeth which restored with the Bulk Fill resin composites that new produced and developed were compared.

7 resin composites; 6 Bulk Fill and 1 conventional were investigated. In the first part of the study, the degree of polymerization of the composite resins were evaluated indirectly by Vickers surface hardness ratios ( $n = 12$ ). For each composite resin, two plexiglass molds were prepared which have 4 mm thickness and 5 mm in diameter 12 cylindrical holes. Composites were polymerized in two different irradiation distance (0 mm and 5 mm). The hardness ratio was calculated using the formula: hardness ratio = Vickers hardness of bottom surface / Vickers hardness of top surface. In the second part of the study, water sorption and solubility of the composites were tested using purified water ( $n=12$ ). The specimens were prepared with silicone molds which have 4 mm thickness and 5 mm in diameter. In the third part of the study, the root canal treatment and MOD cavity preparation of maxillar premolar teeth were performed ( $n=12$ ). After composite restoration of teeth, the fracture resistance were compared. Results were analysed using MANOVA, ANOVA, Tukey post hoc test, and Pearson correlation test at  $p= .05$  significance level.

The Bulk Fill resin composites showed adequate polymerization at two irradiation distance. All the composites tested in the present study exhibited sorption and solubility values within the acceptable limits of ISO and ADA standarts. Teeth restored with Bulk Fill resin composites showed significantly higher fracture resistance than restored with conventional resin composites.

## KAYNAKLAR

1. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc.* 2000;131: 26-30.
2. J.Hilton. T, Broome. JC. Direct Posterior Esthetic Restorations. In: J.Hilton. T, editor. *Fundamentals of operative dentistry.* 4. China: Quintessence; 2013.
3. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22: 359-365.
4. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014;39: 441-448.
5. Tung FF, Estafan D, Scherer W. Microleakage of a condensable resin composite: an in vitro investigation. *Quintessence international.* 2000 Jun;31: 430-434.
6. Witzel MF, Calheiros FC, Goncalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *Journal of dentistry.* 2005 Oct;33: 773-779.
7. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent.* 1997;23: 132-137.
8. Lundin SA, Noren JG. Marginal leakage in occlusally loaded, etched, class-II composite resin restorations. *Acta odontologica Scandinavica.* 1991 Aug;49: 247-254.
9. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest.* 2013;17: 227-235.
10. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *International endodontic journal.* 2005 Feb;38: 73-80.
11. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International endodontic journal.* 2006 Feb;39: 136-142.
12. Wagnild GW, Mueller KI. Restoration of the endodontically treated tooth. In: Cohen S, Burns RC, editors. *Pathways of the pulp.* 8 ed: Mosby; 2002. p. 765-795.

13. Dayangaç B. Kompozit Rezinler. Kompozit Restorasyonlar. 1 ed. İstanbul Türkiye: Quintessence Yayıncılık; 2011. p. 2-24.
14. McCabe JF, Walls AWG. Resin-Based Filling Materials. In: McCabe JF, editor. Applied Dental Materials. 9 ed. Hong Kong: Blackwell Publishing; 2008. p. 195-224.
15. Bowen R, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J AmDent Assoc. 1962;64: 378-387.
16. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. Journal of dentistry. 1998;26: 1-20.
17. Alto M, Vieira R, Guimarães JGA, Poskus LT, Silva EMd. Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. J Appl Oral Sci. 2006;14: 71-76.
18. Palin WM, Fleming GJ, Burke FT, Marquis PM, Randall RC. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. Journal of dentistry. 2003;31: 341-351.
19. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Resin-Based Composites. In: Anusavice KJ, editor. Phillip's Science of Dental Materials. 12 ed. China: Elsevier; 2013. p. 275-306.
20. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997;105: 97-116.
21. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. 1983;50: 480-488.
22. Lang B, Jaarda M, WANG RF. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil. 1992;19: 569-584.
23. Roberson TM, Heymann HO, Swift Jr EJ. Biyomateryaller. In: Roberson TM, editor. Sturdevant's art & science of operative dentistry. 5 ed. Ankara Türkiye: Mosby Elsevier; 2011. p. 135-242.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative Materials-Composites and Polymers. In: Powers JM, editor. Craig's Restorative Dental Materials. 13 ed. USA: Mosby Elsevier; 2012. p. 161-198.
25. Opdam NJ, Roeters JJ, Peters TC, Burgersdijk RC, Kuijs RH. Consistency of resin composites for posterior use. Dent Mater J. 1996;12: 350-354.
26. Ferracane J, Moser J, Greener E. Rheology of composite restoratives. Journal of dental research. 1981;60: 1678-1685.



27. Leinfelder KF, Prasad A. A new condensable composite for the restoration of posterior teeth. *Dent Today*. 1998;17: 112-116.
28. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129: 567-577.
29. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater*. 2005;21: 324-335.
30. Thalacker C, Heumann A, Hampe R, Weinmann W, Guggenbeeger R, Syrek A. Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycling. *Journal of dental research*. 2005.
31. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*. 2011;27: 348-355.
32. . Filtek™Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile (2015) [http://multimedia3mcom/mws/media/9766300/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-tpp-global-pagespdf?fn=Filtek\\_Bulk\\_Fill\\_Posterior\\_Resto](http://multimedia3mcom/mws/media/9766300/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-tpp-global-pagespdf?fn=Filtek_Bulk_Fill_Posterior_Resto).
33. Surefil SDR flow Product Brochure Dentsply International. [http://www.surefilldrflow.com/sites/default/files/SureFil\\_Brochure.pdf](http://www.surefilldrflow.com/sites/default/files/SureFil_Brochure.pdf). Accessed Aug. 22, 2013. (2010).
34. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*. 2013;29: 213-217.
35. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of dentistry*. 2013;41: 695-702.
36. Bektas O, Herguner S, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EU Dis Hek Fak Derg*. 2006;27: 117-124.
37. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002;27: 636-638.
38. Soh M, Yap A, Siow K. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent*. 2002;28: 707-715.
39. Soh M, Yap A, Siow K. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*. 2004;29: 9-15.

40. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc.* 2003;69: 666-675.
41. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. 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. *Clin Oral Invest.* 2013;17: 2127-2137.
42. Farah W, Peter M. LED light-curing units. *The Dental Advisor.* 2005;71: 710-711.
43. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of dentistry.* 2005;33: 525-532.
44. Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental Materials.* 2009;25: 899-908.
45. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent.* 1998 S4-15; quiz S73.
46. Çelik Ç, Özel Y. Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2008;2: 109-115.
47. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11: 215-220.
48. McCabe JF, Walls AWG. Synthetic Polymers. In: McCabe JF, editor. *Applied Dental Materials.* 9 ed. Hong Kong: Blackwell; 2008. p. 101-109.
49. Craig RG. Polymers and Polymerization. In: Craig RG, Ward ML, editors. *Restorative Dental Materials.* USA: Mosby; 1996. p. 127-136.
50. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental Polymers. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips Science of Dental Materials.* 12 ed. China: Elsevier; 2013. p. 92-110.
51. Saçak M. Koordinasyon, Halka-Açılma, Grup Transfer, Olefin Metatez, Atom Transfer ve Siklopolimerizasyon. *Polimer Kimyası.* 4 ed. Ankara: Gazi Kitabevi; 2008. p. 372-385.
52. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater.* 2010;26: 337-344.
53. Duarte Jr S, Botta AC, Phark J-H, Sadan A. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. *Quintessence international.* 2009;40: 631-638.

54. Daronch M, Rueggeberg F, De Goes M. Monomer conversion of pre-heated composite. *Journal of dental research*. 2005;84: 663-667.
55. Rastelli A, Jacomassi D, Bagnato VS. Degree of conversion and temperature increase of a composite resin light cured with an argon laser and blue LED. *Laser Physics*. 2008;18: 1570-1575.
56. Anfe TE<sub>d</sub>A, Caneppele TMF, Agra CM, Vieira GF. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Braz Oral Res*. 2008;22: 358-363.
57. Miyazaki M, Onose H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin–dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater*. 2003;19: 245-251.
58. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*. 2003;24: 2097-2103.
59. Hussain LA, Dickens SH, Bowen RL. Properties of eight methacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dent Mater*. 2005;21: 210-216.
60. Halvorson R, Erickson R, Davidson C. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent*. 2004;29: 105-111.
61. Gerzina T, Hume W. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil*. 1994;21: 463-468.
62. Rueggeberg F, Craig R. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of dental research*. 1988;67: 932-937.
63. Moore B, Platt J, Borges G, Chu TG, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent*. 2008;33: 408-412.
64. Heintze S, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*. 2010;121: 804-816.
65. Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*. 2004;20: 908-914.

66. Park S, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002;27: 30-37.
67. Sakaguchi RL, Powers JM. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Powers JM, editor. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13 ed. USA: Mosby; 2012. p. 83-107.
68. DeWald J, Ferracane J. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of dental research.* 1987;66: 727-730.
69. Johnston W, Leung R, Fan P. A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater.* 1985;1: 191-194.
70. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice KJ, editor. *Phillip's science of dental materials.* 12 ed. China: Elsevier; 2013. p. 64.
71. Gladwin M, Bagby M. Direct Polymeric Restorative Materials. In: Gladwin M, editor. *Clinical Aspects of Dental Materials.* 4 ed. China: Wolters Kluver; 2013. p. 59-78.
72. Shortall A, Palin W, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of dental research.* 2008;87: 84-88.
73. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent.* 1999;12: 231-234.
74. Pires J, Cvitko E, Denehy GE, Swift Jr EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence international.* 1993;24: 517-521.
75. Rode K, Kawano Y, Turbino M. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent.* 2007;32: 571-578.
76. Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand.* 1997;55: 162-166.
77. Brackett M, Contreras S, Contreras R, Brackett W. Restoration of proximal contact in direct Class II resin composites. *Oper Dent.* 2006;31: 155-156.
78. Scherer W, Caliskan F, Kaim J, Cooper H, Zimmerman M. Microleakage comparison in opaque and transparent matrix systems. *Gen Dent.* 1988;37: 482-484.

79. Lee H, Orłowski J. Handbook of dental composite restoratives. 3 ed. Los Angeles USA 1974.
80. Øysæd H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of dental research*. 1986;65: 1315-1318.
81. Standard I. ISO 4049 Polymer based filling, restorative and luting materials. International Organization for Standardization. 2000 1-27.
82. Buchalla W, Attin T, Hilgers R-D, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent*. 2002;87: 264-270.
83. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dent Mater*. 2004;20: 530-534.
84. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*. 2001;28: 1106-1115.
85. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003;24: 655-665.
86. Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *J Oral Rehabil*. 1998;25: 285-291.
87. Yap A, Lee M, Chung S, Tsai K, Lim C. Effect of food-simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent*. 2002;28: 529-534.
88. Jagadish S, Yogesh B. Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. *Oper Dent*. 1989;15: 42-47.
89. Eakle W. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *Journal of dental research*. 1986;65: 149-153.
90. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994;71: 565-567.
91. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Díaz M, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent*. 2006;31: 33-38.
92. Wagnild GW, Mueller KI. Restoration of the Endodontically Treated Tooth. *Pathways of the pulp*. 8 ed 2002. p. 765-795.

93. Tronstad L. *Clinical Endodontics*. 3 ed: Thieme; 2009.
94. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *J Endod*. 2009;35: 413-416.
95. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthet Dent*. 2011;55: 69-74.
96. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics—dependency on strain and gender. *Toxicol Appl Pharm*. 2010;243: 283-291.
97. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*. 1999;25: 6-8.
98. Hernandez R, Bader S, Boston D, Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. *International endodontic journal*. 1994;27: 281-284.
99. Gillen BM, Looney SW, Gu L-S, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod*. 2011;37: 895-902.
100. Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen H. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*. 2000;16: 218-221.
101. Kirkevang LL, Ørstavik D, Hörsted-Bindslev P, Wenzel A. Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in a Danish population. *International endodontic journal*. 2000;33: 509-515.
102. Potashnick SR, Weine FS, Strauss S. Restoration of the endodontically treated tooth. *Endodontic Therapy*. 4 ed 1999. p. 653-698.
103. Reeh E, Douglas W, Messer H. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *Journal of dental research*. 1989;68: 1540-1544.
104. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Silverstein L, Lepley J, Ohlen K, et al. Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. *J Prosthet Dent*. 1985;53: 786-789.
105. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater*. 2008;24: 522-529.

106. Imazato S, McCabe J, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater.* 2001;17: 178-183.
107. Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Eur J Oral Sci.* 1982;90: 484-489.
108. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1: 11-14.
109. Leung R, Kahn R, Fan P, editors. Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite. *Journal of dental research;* 1984;63: 292
110. De Backer J. The depth of polymerization of visible light-cured composite resins. *Quintessence international.* 1985;16: 693-701.
111. Tirtha R, Fan P, Dennison J, Powers J. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *Journal of dental research.* 1982;61: 1184-1187.
112. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Vanherle G. Materials Science Characterization of Composite Resins by NMR and TEM. *Journal of dental research.* 1981;60: 1957-1965.
113. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials.* 2004;20: 726-732.
114. Oréface R, Discacciati J, Neves A, Mansur H, Jansen W. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polymer Testing.* 2003;22: 77-81.
115. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater.* 2004;20: 726-732.
116. Mobarak E, Elsayad I, Ibrahim M, El-Badrawy W. Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent.* 2009;34: 65-71.
117. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater.* 2007;23: 1079-1085.
118. Soygun K, Ünal M, Özer A, Gülnahar E, Bolayır G. Farklı Akışkan Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Araştırılması. *Cumhuriyet Dent J.* 2014;17: 64-69.

119. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30: 149-154.
120. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater.* 2013;29: 906-912.
121. Pilo R, Cardash H. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 1992;8: 299-304.
122. de Jong LC, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JJ, Wolke JG, Geitenbeek B. The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *Journal of dentistry.* 2007;35: 513-520.
123. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J.* 1984;156: 209.
124. Bouschlicher M, Rueggeberg F, Wilson B. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* 2004;29: 698-704.
125. Kim E-H, Jung K-H, Son S, Hur B, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. *Restor Dent Endod.* 2015;40: 128-135.
126. DentistRy R. Curing Depth Of Bulk-Fill Composites-An In-Vitro Study. *Pak Oral Dental J.* 2015;35.
127. Ajaj RA. Relative Microhardness and Flexural Strength of Different Bulk Fill Resin Composite Restorative Materials. *J Am Sci.* 2015;11:155-159
128. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence international.* 2001;32: 401-405.
129. Galvão MR, Caldas SGFR, Bagnato VS, Rastelli ANdS, Andrade MFd. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photoactivated with different light guide tips. *Eur J Dent.* 2013 86-93.
130. Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clin Oral Invest.* 2008;12: 45-51.
131. Johnston WM, Leung R, Fan P. A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dental Materials.* 1985;1: 191-194.



132. Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N, Ebisu S. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dent Mater.* 1999;15: 238-242.
133. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002;18: 463-469.
134. Schneider L, Consani S, Ogliari F, Correr A, Sobrinho L, Sinhoreti M. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent.* 2006;31: 489-495.
135. Leung R, Fan P, Johnston W. Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. *Journal of dental research.* 1983;62: 363-365.
136. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater.* 2013;29: 213-217.
137. Park SH, Noh BD, Ahn HJ, Kim HK. Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31: 62-66.
138. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent.* 2008;33: 44-50.
139. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson C, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of dental research.* 1982;61: 791-796.
140. Jain P, Pershing A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *J Am Dent Assoc.* 2003;134: 1215-1223.
141. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Oper Dent.* 2011;36: 362-371.
142. Amaral CM, De Castro A, Pimenta L, Ambrosano G. Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. *Quintessence international.* 2002;33: 685-689.
143. Della Bona Á, Rosa V, Cecchetti D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. *Braz dent j.* 2007;18: 231-234.
144. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc.* 2010;77: 9-b9.

145. Ergun G, Egilmez F, Cekic-Nagas I. The cytotoxicity of resin composites cured with three light curing units at different curing distances. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16: 252-259.
146. Tseng WY, Huang CH, Chen RS, Lee MS, Chen YJ, Rueggeberg FA, et al. Monomer conversion and cytotoxicity of dental composites irradiated with different modes of photoactivated curing. *J Biomed Mater Res B*. 2007;83: 85-90.
147. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst C-P. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater*. 2008;24: 1043-1049.
148. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest*. 2005;9: 71-76.
149. Rueggeberg F, Caughman W, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994;19: 26-32.
150. Shortall A, Harrington E. Effect of light intensity on polymerisation of three composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1996;4: 71-76.
151. Fan P, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, EICHMILLER FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc*. 2002;133: 429-434.
152. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci*. 2004;112: 89-94.
153. Nałçacı A, Ulusoy N, Babadağ M, Bayrak Ş, Cebeci A, Hasanreisioğlu U, Et Al. Farklı Polimerizasyon Zamanlarının Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinlerin Yüzey Sertliği Üzerine Etkileri. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005;32: 79-84.
154. Dionysopoulos D, Papadopoulos C, Koliniotou-Koumpia E. Effect of temperature, curing time, and filler composition on surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent*. 2015;18: 114-118
155. Mills R. Blue light emitting diodes-another method of light curing. *Br Dent J*. 1995;178: 169.
156. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore B. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent*. 1997;23: 50-54.
157. Caughman W, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002;27: 636-638.

158. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics: effect of curing mode on micromechanical properties of dual-curing resin cements. *Clin Oral Invest.* 2014;18: 809-818.
159. D'Alpino PHP, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RCB, Di Hipólito V, Silikas N, et al. Methacrylate-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater.* 2011;27: 1162-1169.
160. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J.* 2009;28: 102-112.
161. Kusgoz A, ÜLKER M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23: 324-335.
162. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002;133: 335-341.
163. CHUNG KH, Greener E. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.* 1990;17: 487-494.
164. Aguiar FHB, Lazzari CR, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res.* 2005;19: 302-306.
165. Lodhi T, Strydom C. Influence of shade on curing hardness of two nanocomposites. *J Ken Dent Assoc.* 2014;5: 227-232.
166. Martins F, Delbem ACB, Santos LRdAd, Soares HLdO, Martins EdOB. Microhardness of resins as a function of color and halogen light. *Pesqui Odontol Bras.* 2002;16: 246-250.
167. Jeong T-S, Kang H-S, Kim S-K, Kim S, Kim H-I, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J.* 2009;28: 438-445.
168. Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study. *Quintessence international.* 2008;39: 107-114.
169. Beriat NC, Nalbant D. Water absorption and HEMA release of resin-modified glass-ionomers. *Eur J Dent.* 2009;3: 267.

170. Jang J, Park S, Hwang I. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent*. 2015;40: 172-180.
171. ALShaafi MM, Haenel T, Sullivan B, Labrie D, Alqahtani MQ, Price RB. Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *Journal of dentistry*. 2016;45:14-18
172. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J*. 2015;12: 71-80.
173. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, García-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *Journal of dentistry*. 2003;31: 43-50.
174. Yap A, Han V, Soh M, Siow K. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Oper Dent*. 2004;29: 448-453.
175. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*. 1994;21: 441-452.
176. Küçükeşmen Ç, Öztaş DD, Küçükeşmen HC, Erkut S. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi. *Suleyman Demirel Univ Tıp Fak Derg*. 2007;14.
177. Asaoka K, Hirano S. Diffusion coefficient of water through dental composite resin. *Biomaterials*. 2003;24: 975-979.
178. Vichi A, Corciolani G, Davidson C, Ferrari M. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after UV aging. *International Dentistry SA*. 2007;9: 58-66.
179. Castro FLAd, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *J Appl Oral Sci*. 2013;21: 157-162.
180. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry*. 2015;43: 1511-1518.
181. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Resin-based composites show similar kinetic profiles for dimensional change and recovery with solvent storage. *Dent Mater*. 2015;31: 201-217.

182. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry*. 2015;43: 1511-1518.
183. Vaubert V, Moon P, Love B. Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J Biomed Mater Res*. 1999;48: 5-8.
184. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent*. 2007;32: 347-355.
185. Tate WH, DeSchepper EJ, Cody T. Quantitative analysis of six composite polishing techniques on a hybrid composite material. *J Esthet Restor Dent*. 1992;4: 30-32.
186. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2003;28: 53-59.
187. Bulucu B, Sevilmiş Hh, Uğur İ. Kompozit Rezinlerde Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Su Emilimi Üzerine Etkileri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2004;5:75-79
188. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*. 2006;96: 33-40.
189. Badra V, Faraoni J, Ramos R, Palma-Dibb R. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*. 2005;30: 213-219.
190. Saygılı G, Şahmalı S, Demirel F. Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time. *Polym Advan Technol*. 2003;14: 616-622.
191. Yap A, Tan S, Wee S, Lee C, Lim E, Zeng K. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil*. 2001;28: 1015-1021.
192. Yap A, Soh M, Han V, Siow K. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent*. 2004;29: 410-415.
193. Bala O, Uctasli M, Tuz M. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent*. 2005;30: 69-74.

194. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B*. 2005;74: 617-626.
195. Martin N, Jedyakiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater*. 2003;19: 77-86.
196. Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials*. 2004;25: 367-376.
197. Food, Administration D. Division Of Food Chemistry And Technology (1988) Recommendations For Chemistry Data For Indirect Food Additive Petitions. Washington DC, Department of Health and Human Services. 9-12.
198. Lopes LG, Jardim Filho AdV, Souza JBd, Rabelo D, Franco EB, Freitas GCd. Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2009;17: 27-31.
199. Braden M, Clarke R. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials: I. Proprietary materials. *Biomaterials*. 1984;5: 369-372.
200. Üçtaşlı MB, Erten H. Estetik restoratif materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *Acta Odontologica Turcica*. 2004;21-31.
201. Ferracane J, Condon J. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*. 1990;6: 282-287.
202. Duymuş ZY, Aladağ H. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Emilim Ve Çözünürlüğünün İncelenmesi. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg*. 2010;19-24
203. Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP. Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence international*. 1990;21: 883-886.
204. Bulucu B, Sevilmiş H. Kompozit rezinlerde farklı yüzey bitirme işlemlerinin su emilimi üzerine etkileri. *OMÜ Dişhek Fak Derg*. 2004;5: 75-79.
205. Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*. 1994;10: 91-93.
206. Taha N, Palamara J, Messer H. Fracture strength and fracture patterns of root-filled teeth restored with direct resin composite restorations under static and fatigue loading. *Oper Dent*. 2014;39: 181-188.

207. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005;31: 288-292.
208. Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthet Dent.* 2008;17: 114-119.
209. Taha N, Palamara J, Messer H. Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *Journal of dentistry.* 2011;39: 527-535.
210. Erdemir A, Eldeniz AÜ, Belli S. Farklı Restorasyon Materyalleri İle Restore Edilmiş Endodontik Tedavili Dişlerin Kirilma Dirençlerinin İn Vitro İncelenmesi. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg.* 2004;14.3: 41-49
211. Özyurt P, Aslan B, Akkor D. Ormoser Ve Nano Dolduruculu Kompozitlerle Restore Edilmiş Endodontik Tedavili Dişlerin Kirilma Dirençleri. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2011;38: 1-6.
212. Boyer D, Roth L. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *Am J Dent.* 1994;7: 91-94.
213. Geiger S, Paikin L, Gorfil C, Gordon M. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with combined composite-amalgam restorations. *Quintessence international.* 2008;39: 58-62.
214. Rosatto C, Bicalho A, Verissimo C, Bragança G, Rodrigues M, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dent.* 2015, 43.12: 1519-1528
215. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 2013;29: 269-277.
216. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* 2011;27: 348-355.
217. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of dentistry.* 2011;39: 643-647.
218. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 2012;28: 521-528.

219. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *J Investig Clin Dent*. 2016: 1-9
220. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater*. 2014;30: 245-251.
221. Khera SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent*. 1990;64: 139-147.
222. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Dent Traumatol*. 1990;6: 49-55.
223. Wu M-K, Van Der Sluis L, Wesselink P. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *Journal of dentistry*. 2004;32: 265-268.
224. Fokkinga W, Le Bell AM, Kreulen C, Lassila L, Vallittu P, Creugers N. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *International endodontic journal*. 2005;38: 230-237.
225. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod*. 1994;20: 479-485.
226. Monga P, Sharma V, Kumar S. Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth using different coronal restorative materials: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2009;12: 154-159
227. Kikuti WY, Chaves FO, Di Hipólito V, Rodrigues FP, D'Alpino PHP. Fracture resistance of teeth restored with different resin-based restorative systems. *Braz Oral Res*. 2012;26: 275-281.
228. MARCHIONATTI AME, Wandscher VF, Broch J, Bergoli CD, Maier J, Valandro LF, et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22: 450-458.
229. Atiyah AH, Baban LM. Fracture resistance of endodontically treated premolars with extensive MOD cavities restored with different composite restorations (An In vitro study). *J Bagh Coll Dent*. 2014;26: 7-15.
230. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, et al. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *J Endod*. 2006;32: 752-755.



231. Siso Ş, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundaşar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *International endodontic journal*. 2007;40: 161-168.
232. Yasa B, Arslan H, Yasa E, Akcay M, Hatirli H. Effect of novel restorative materials and retention slots on fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Acta Odontol Scand*. 2015 1-7.
233. Schneider B, Baumann M, Watanabe L, Marshall G. Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater*. 2000;16: 15-19.
234. Fujisawa S, Kadoma Y. Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dent Mater*. 1992;8: 324-326.
235. Toz T, Tuncer S, Öztürk Bozkurt F, Kara Tuncer A, Gözükara Bağ H. The effect of bulk-fill flowable composites on the fracture resistance and cuspal deflection of endodontically treated premolars. *J Adhes Sci Technol*. 2015 1-12.
236. Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2015;114: 390-397.
237. Casselli D, Silva A, Casselli H, Martins L. Effect of cavity preparation design on the fracture resistance of directly and indirectly restored premolars. *Braz J Oral Sci*. 2008;7: 1636-1640.
238. Van Meerbeek B, Willems G, Celis J-P, Roos J, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of dental research*. 1993;72: 1434-1442.
239. Bonilla ED, Yasharb M, Caputo AA. Fracture toughness of nine flowable resin composites. *J Prosthet Dent*. 2003;89: 261-267.
240. Bonilla ED, Mardirossian G, Caputo AA. Fracture toughness of posterior resin composites. *Quintessence international*. 2001;32: 206-210.
241. Fahad F, Majeed MA. Fracture resistance of weakened premolars restored with sonically-activated composite, bulk-filled and incrementally-filled composites (A comparative in vitro study). *Journal of Baghdad College of Dentistry*. 2014;26: 22-27.
242. Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. *Journal of dentistry*. 2013;41: 455-463.

## **Ek 1: Orjinallik Raporu**

## Ek 2: Etik Kurul Onay Raporu



İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU  
(İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi 35360 Karabağlar / İZMİR  
Tel:0 232 245 04 38 --- 0 232 244 44 44 / 1234 Fax: 0 232 245 04 38 E-posta [ikcetik2@gmail.com](mailto:ikcetik2@gmail.com))

**Doç. Dr. Mehmet DALLI**  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi ABD.

Karar No: 159  
Tarih : 17.07.2014

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi ABD-Öğretim Üyesi **Doç. Dr. Mehmet DALLI** sorumluluğunda yapılması planlanan "**Farklı Tip Restoratif Materyallerle Restore Edilmiş Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi**" adlı araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca **bulunmadığına** toplantıya katılan Etik Kurul üyelerinin **oy birliği** ile karar verilmiştir.

Prof. Dr. Recep SÜTÇÜ  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

## **ÖZGEÇMİŞ**

1986 yılında Gümüşhane’de doğdum. 2010 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldum. 2011 yılından beri İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.