



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BİTİRME VE CİLA  
TEKNİKLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERİN  
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE  
ETKİLERİNİN  
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

MERVE EFE SERİM

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

KOCAELİ-2016





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BİTİRME VE CİLA  
TEKNİKLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERİN  
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE  
ETKİLERİNİN  
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

MERVE EFE SERİM

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

KOCAELİ-2016

## ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Restoratif Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Merve EFE SERİM'in hazırladığı "Farklı Bitirme Ve Cila Tekniklerinin Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin In-vitro İncelenmesi" başlıklı tez Kocaeli Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL \_\_\_\_\_

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

..... \_\_\_\_\_  
..... \_\_\_\_\_  
..... \_\_\_\_\_  
..... \_\_\_\_\_  
..... \_\_\_\_\_

Tarih: .../.../201...

Bu tez Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:....../.../201...

Merve EFE SERİM

.....

## İTHAF

*Bu tez çalışmamı; canım oğluma ithaf ediyorum*



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin başladığı günden bu yana hem akademik platformda, hem de klinik çalışmalarda bana yol gösteren ve tüm bilgisini paylaşan, iyi niyet ve özverili yaklaşımıyla geçirdiğim bu sürecin daha da verimli hale gelmesine yardımcı olan ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL'e,

Tüm bilgi ve tecrübelerini öğrenimim boyunca tüm içtenliğiyle benimle paylaşan, yeni bilimsel çalışmalar yapabilmem için ufkumu aydınlatan, her zaman manevi desteğini üzerimden eksik etmeyen ve tez çalışmam sırasında birçok konuda bana yardımcı olan Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Tez çalışmam süresince laboratuvarlarının kapısını tüm samimiyetleriyle bana açan Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Y. Orçun ZORBA'ya; laboratuvarında deneysel işlemleri gerçekleştirmemde tüm içtenliğiyle emeğini esirgemeyen ve harika bir ev sahipliği yapan Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Kaşad PALA'ya,

Tezimin istatistik analizlerinin yapılmasında güler yüzü, bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan Kocaeli Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Canan BAYDEMİR'e,

Meslek hayatımdaki yeni bilgiler edinme isteğimi samimiyetle karşılayıp bana bölümlerinin kapısını sonuna kadar açan, bilgi ve deneyimleriyle bana yardımcı olan Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dilek YIĐIT başta olmak üzere, Yrd. Doç. Dr. Sabri CORA ve Yrd. Doç. Dr. Seda AYDEMİR'e

Eğitim sürecim boyunca bana sıradan bir çalışma ortamından çok aile ortamı yaşatan ve her türlü sorunumda yardımlarını esirgemeyen Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanları ve Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim süresince iyi-kötü tüm anlarımda yanımda olan, yalnız akademik ortamda değil kişisel hayatımda da varlıklarından mutluluk duyduğum, isimlerini tek tek yazamadığım fakóltemizin çok değerli Araştırma Görevlisi kadrosuna,

Beni büyük bir özveri ile büyüten, sevgi ve desteklerini bir an olsun üzerimden eksik etmeyen, bu hayattaki en büyük şanslarım dediğim sevgili annem, Süheyla EFE'ye ve babam Orhan EFE'ye; canımın yarısı sevgili kardeşim Tuğçe EFE'ye ve bu yola girdiğim ilk günden beri beni destekleyen, başarılı olabilmem için cesaretlendiren, ihtiyacım olan her anımda yanımda olan ve koşulsuz şartsız varlığını her daim hissettiğim hayat arkadaşım, canım eşim İbrahim SERİM'e,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Merve EFE SERİM



**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
İç Kapak Sayfası	
ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	viii
TABLOLAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xiv
SİMGELER, KISALTMALAR ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
<b>1. ÖZET</b>	<b>1</b>
<b>2. SUMMARY</b>	<b>3</b>
<b>3. GİRİŞ VE AMAÇ</b>	<b>5</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER</b>	<b>8</b>
4.1. Kompozit Rezinler	8
4.1.1. Tarihçe	8
4.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	10
4.1.2.1. Organik Polimer Matriks	10
4.1.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller	12
4.1.2.3. Ara Faz- Bağlayıcı Ajan	13
4.1.3. Kompozit Rezinlerin Yapısında Bulunan Diğer Bileşenler	14
4.1.3.1. Aktivatörler	14
4.1.3.2. Polimerizasyon başlatıcıları	15
4.1.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	15
4.1.4.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması	17
4.1.4.1.1. Makrofil-Midifil-Minifil-Mikrofil Kompozitler	17
4.1.4.1.2. Hibrit kompozitler	18

4.1.4.1.3. Seromerler	19
4.1.4.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine göre Sınıflandırılması	20
4.1.4.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine göre Sınıflandırılması	20
4.1.4.3.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler	20
4.1.4.3.2. Akışkan kompozitler	20
4.1.4.4. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler	21
4.1.4.4.1. Silorane	21
4.1.4.4.2. Kompomerler	23
4.1.4.4.3. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler	24
4.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu	27
4.2.1 İlave Polimerizasyon Safhaları	28
4.2.1.1. İndüksiyon	28
4.2.1.2. Büyüme, Yayılma Reaksiyonu	28
4.2.1.3. Zincir Transferi	28
4.2.1.4. Sonlanma Reaksiyonu	29
4.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Sistemleri ve Işık Cihazları	29
4.4. Kompozit Restorasyonlarda Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri	31
4.4.1. Yüzey Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Materyaller, Sınıflandırılmaları ve Bileşimleri	34
4.4.1.1. Bağlı Aşındırıcılar	36
4.4.1.2. Kaplı Aşındırıcılar	36
4.4.1.3. Zayıf Bağlı Aşındırıcılar	36
4.4.2. Yüzey Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tipleri	37
4.4.2.1. Alüminyum Oksit	37
4.4.2.2. Karbid Bileşikleri	37
4.4.2.3. Elmas Partikülleri	37
4.4.2.4. Silikon Dioksit	38
4.4.2.5. Zirkonyum Oksit	38
4.4.2.6. Zirkonyum Silikat	38
4.4.3. Abrzivler ile Hazırlanmış Bitirme ve Polisaj Aletleri	38
4.4.3.1. Karbid Bitirme Frezleri	38

	x
4.4.3.2. Elmas Bitirme Frezleri	39
4.4.3.3. Taşlar	39
4.4.3.4. Abraziv kaplanmış Bitirme ve Cila Disk ve Bantları	39
4.4.3.5. Lastikler	40
4.4.3.6. Şeffaf Bantlar	40
4.4.3.7. Abraziv Partikül İçeren Polisaj Patları ve Çeşitli Aplikatör Cihazları	41
4.4.3.8. Abraziv Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler	41
4.4.3.9. Rezin Matriks Frezler	41
4.4.4. Yüzey Koruyucu Vernikler (Glaze Uygulaması)	42
4.4.5. Nanoteknoloji likit cila sistemler	43
4.5. Yüzey pürüzlülüğü	43
4.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	44
4.5.1.1. Profilometreler	44
4.5.1.2.1. Mekanik Profilometreler	44
4.5.1.2.2. Optik Profilometreler	45
4.5.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	45
4.5.1.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	46
<b>5. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	48
5.1. Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Kompozit Rezinler ve Cila Sistemleri	48
5.2. Örneklerin Hazırlanması ve Cila İşlemleri Sırasında Kullanılan Diğer Gereçler	51
5.2.1. 3M ESPE Kompozit Rezine Yapışmayan El Aleti	51
5.2.2. Siman Camı-Şeffaf Matriks Bandı	52
5.2.3. Elipar S10 Polimerizasyon Cihazı	52
5.2.4. Aeratör-Kırmızı Bantlı Elmas Frez	53
5.2.5. Mikro-Motor ve Anguldurva	53
5.2.6. Paslanmaz Çelik Kalıp	54
5.3. Örneklerin Hazırlanması	55
5.4. Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları	56
5.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	62
5.6. İstatistiksel Analiz	63

	xi
6. BULGULAR	64
6.1. Çalışmadaki Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi	64
6.2. Kompozit Tipinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi	65
6.3. Polisaj Sistemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi	66
7. TARTIŞMA	69
8. SONUÇLAR	83
<b>9. KAYNAKLAR</b>	84
<b>10. ÖZGEÇMİŞ</b>	100



**TABLolar DİZİNİ**

	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 4.1:</b> Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	16
<b>Tablo 5.1:</b> Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin materyalleri, özellikleri ve kimyasal yapıları	49
<b>Tablo 5.2:</b> Çalışmamızda kullanılan polisaj materyalleri ve özellikleri	50
<b>Tablo 5.3:</b> Polisaj malzemelerinin aşındırıcı gren boyutları ve uygulanma süreleri	51
<b>Tablo 5.4:</b> Çalışmada oluşturulan alt gruplar	61
<b>Tablo 6.1:</b> Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları	64
<b>Tablo 6.2:</b> Aynı bitim ve cila sistemi uygulanan farklı kompozit grupları arasında yüzey pürüzlülüğü düzeylerinin gruplar arası karşılaştırması	67

**ŞEKİLLER DİZİNİ**

	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 4.1:</b> Dental kompozitlerdeki dimetakrilatlar	11
<b>Şekil 4.2:</b> Komforokinonun yapısal formülü	14
<b>Şekil 4.3:</b> Kamforokinon içerikli rezinlerde serbest radikal oluşumu	15
<b>Şekil 4.4:</b> Siloranın halka açılımlı polimerizasyon işlemi	22
<b>Şekil 4.5:</b> Organik rezin matrisi oluşturan siloran ve yapısındaki oksiran ve siloksan'ın yapısal formülleri	23
<b>Şekil 4.6:</b> Nanomer'lerin görünümü	25
<b>Şekil 4.7:</b> Nanocluster'ların görünümü	25
<b>Şekil 4.8:</b> Diş hekimliğinde bitirme ve cila işlemlerindeki aşınma prosedürleri	35
<b>Şekil 5.1:</b> Kompozit örneklerin hazırlanma düzeneği	56
<b>Şekil 6.1:</b> Farklı cila sistemlerinin kullanımı sonucu oluşan, üç farklı kompozit rezin için yüzey pürüzlülüğü değerleri (ortalama değerler-standart sapmalar)	65
<b>Şekil 6.2:</b> Çalışmada kullanılan üç farklı tipteki kompozit rezin materyalinin cila işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülüğü değeri ortalamaları (Ra) ve standart sapmaları	66
<b>Şekil 6.3:</b> Aynı bitim ve cila sistemi uygulanan farklı kompozit grupları için yüzey pürüzlülüğü değerleri (ortalama değerler-standart sapmalar)	68

**RESİMLER DİZİNİ**

	<b>Sayfa</b>
<b>Resim 5.1:</b> Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler	50
<b>Resim 5.2:</b> Çalışmamızda kullanılan el aletleri	51
<b>Resim 5.3:</b> Siman camı-Şeffaf Matriks bandı	52
<b>Resim 5.4:</b> Elipar S-10 LED polimerizasyon cihazı	53
<b>Resim 5.5:</b> Kırmızı Bantlı Elmas Frez	53
<b>Resim 5.6:</b> Çalışmamızda kullanılan Mikro-motor, Anguldurva ve Aerator	54
<b>Resim 5.7:</b> Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kalıp	54
<b>Resim 5.8:</b> Üç farklı kompozit rezinden hazırlanan örnekler	57
<b>Resim 5.9:</b> Sof-Lex Spiral Bitirme ve Cila Diskleri	58
<b>Resim 5.10:</b> Sof-Lex Bitirme ve Cila Diskleri	58
<b>Resim 5.11:</b> CLEARFİL Twist DIA	59
<b>Resim 5.12:</b> OpraPol Next Generation Cila Sistemi	59
<b>Resim 5.13:</b> Optidisc Bitirme ve Cila Sistemi	60
<b>Resim 5.14:</b> HiLuster <sup>Plus</sup> Cila Sistemi	60
<b>Resim 5.15:</b> Çalışmamızda kullanılan etüv	62
<b>Resim 5.16:</b> Profilometre cihazı	63

**KISALTMALAR SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ**

SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
TEM	: Geçirimli Elektron Mikroskobu
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
TEGDMA	: Trietilen Glisidil Metakrilat
Bis-DMA	: Bisfenol A Dimetakrilat
EGDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
MMA	: Metil metakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrialat
PEGDMA	: Fotopolimerize poli (etilen glikol) dimetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol A polietoksilat dimetakrilat
CQ	: Kamforkinon
Ra	: Yüzey pürüzlülüğü
Rpm	: Dakikadaki devir sayısı
Sn	: Saniye
N	: Newton
mN	: mili Newton
pH	: Asidite
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
nm	: Nanometre
mm	: Milimetre
LED	: Işık Saçan Diyot
PAC	: Plazma ark
UV	: Mor ötesi
Ort	: Ortalama
Sd	: Standart Sapma
Min	: Minimum değer
Max	: Maksimum değer
%	: Yüzde
$^{\circ}\text{C}$	: Santigrat
$\text{mWcm}^2$	: ışığın yoğunluğu (şiddeti)



## 1. ÖZET

### Farklı Bitirme Ve Cila Tekniklerinin Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin In-vitro İncelenmesi

Bu in-vitro çalışmanın amacı, farklı bitirme ve cila sistemlerinin, anterior bölgede kullanılabilecek farklı kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini değerlendirmektir. Doğal diş rengindeki restoratif materyallerden olan bir nanohibrit (Herculite XRV Ultra Anterior), bir nanofil (Filtek Ultimate Universal Enamel) ve bir mikrohibrit (G-aenial Anterior) kompozit değerlendirildi. Alt ve üst yüzeyleri şeffaf bant ile kaplanmış paslanmaz çelik kalıp (10 mm çap, 2 mm kalınlık) kullanılarak 168 (n=56 herbir kompozit için) adet örnek elde edildi. Polimerizasyon ve düzeltme işlemlerinden sonra, her gruptan herhangi bir polisaj işlemi uygulanmamış sekiz örnek kontrol grubu olmak üzere ayrıldı. Herbir kompozit grubu için örnekler rastgele altı gruba ayrıldı: Sof-Lex Disk (3M ESPE), Sof-Lex Spiral (3M ESPE), Optidisc (Kerr), HiLuster<sup>Plus</sup> (Kerr), OptraPol (Ivoclar), CLEARFIL Twist DIA (Kuraray). Ortalama yüzey pürüzlülüğü yüzey profilometresi ile ölçüldü. Elde edilen veriler her iki test için de 0.05 anlamlılık düzeyinde; tek yönlü varyans analizi (One Way Anova) ve Tukey Post Hoc Test ile karşılaştırıldı. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde; tüm kompozit grupları için polisaj yöntemlerine göre en pürüzsüz yüzeyler kontrol gruplarında elde edildi (p<0.05). Profilometre ile yapılan ölçümlere göre çok aşamalı cila sistemleri (Optidisc ve Sof-Lex disk) uygulanan grupların, tek ve iki aşamalı cila sistemleri uygulanan gruplara göre daha pürüzsüz yüzeylere sahip olduğu tespit edildi (p<0.05). Kompozit tipleri arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri nanofil (Ra=0.21µm±0.08µm), en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri ise mikrohibrit kompozit rezin (Ra=0.73µm±0.15µm) grubunda bulundu. Farklı kompozit tipleri arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0.05). Ancak çok aşamalı sistemler diğer cila sistemleriyle karşılaştırıldığında anlamlı fark gözlemlendi (p<0.05). Sonuç olarak, çeşitli bitirme ve cila sistemleri uygulanan farklı kompozit gruplarındaki örneklerin klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü sergilediği bulundu.

**Anahtar kelimeler:** Cila Sistemleri, Kompozit rezin, Nanokompozit, Profilometre, Yüzey pürüzlülüğü



## 2.SUMMARY

### **In-vitro analyses of the effect of different finishing and polishing systems on surface roughness of the varied resin composites**

The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of resin composites. The tooth-colored restorative materials evaluated were a nanohybrid (Herculite XRV Ultra Anterior), a nanofill (Filtek Ultimate Universal Enamel) and a microhybrid (G-aenial Anterior) composites. A total of 168 specimens (10 mm in diameter, 2 mm in thickness) were fabricated (n=56 for each composite) in a stainless steel mold covered with a Mylar strip. After the light curing and setting cycle, eight specimens from each group which received no polishing treatment were used as control group. For each composite groups, the specimens were randomly divided into six polishing systems: Sof-Lex Disc (3M ESPE), Sof-Lex Spiral (3M ESPE), Optidisc (Kerr), HiLuster<sup>Plus</sup> (Kerr), OpraPol (Ivoclar), CLEARFIL Twist DIA (Kuraray). The average surface roughness was measured with a surface profilometer. The data were analyzed using the One Way Anova and Tukey Post Hoc Test at a significance level of 0.05 for both tests. As analyzing the results of our study, the most smooth surfaces were achieved under Mylar strip for all composite groups ( $p < 0.05$ ). According to the measurements done by profilometer, the groups which were exposed to multistep polishing systems (Optidisc and Sof-Lex disc), present more smooth surfaces compared to the groups that are exposed to single and double step polishing systems. The results also showed that among the resin types the least average surface roughness value were obtained in nanofill composite ( $Ra = 0.21\mu m \pm 0.08\mu m$ ) whereas the highest Ra values were demonstrated in microhybrid composite ( $Ra = 0.73\mu m \pm 0.15\mu m$ ). There were no statistically significant differences between using varied resin composites ( $p > 0.05$ ). However, when compared with multiple systems and other polishing systems meaningful differences were observed ( $p < 0.05$ ). As a conclusion, the samples in different resin composite groups which are applied various finishing and polishing systems showed clinically acceptable surface roughness.

**Keywords:** Resin Composite, Nanocomposite, Profilometer, Polishing Systems, Surface Roughness



### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı konularak minimal invaziv yöntemlerle tedavi uygulanmış başarılı restorasyonlar ile hastanın kaybetmiş olduğu fonksiyonu, fonasyonu ve estetik özellikleri hastaya yeniden kazandırmaktır (1).

Kompozit rezinler 1962 yılında **Bowen** tarafından tanımlanmıştır. İçerikleri, Bis-GMA, UDMA veya TEGDMA içeren organik rezin matriks ve değişik tip ve boyutta baryum, alüminyum silikat, kuvars, zirkon ve silikon dioksit gibi inorganik doldurucu partikülleri içeren inorganik matriks ve doldurucu kısmın organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan (ara faz) oluşmaktadır. Restoratif materyaller içerisinde, üstün estetik özellikler sergilemesi, diş dokularına mikromekanik olarak bağlanabilmesi ve yüksek aşınma direncine sahip olmasından dolayı kompozit rezinler en sık tercih edilen materyallerdir. Zamanla geliştirilen özellikleri sayesinde iyileştirilmiş renk stabilitesi, aşınma direncinde artış ve klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğüne ulaşmışlardır (2,3). Diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerin, estetik ve mekanik özelliklerinin (aşınma, baskı ve kırılma dayanımları vs.) inorganik partikül büyüklüğü, kompozisyonu veya miktarında yapılan yeniliklere bağlı olarak olumlu gelişmeler sergilediği bildirilmiştir (4). Partikül büyüklükleri 0.4 nm – 85 nm arasında değişen, ağırlıkça % 70-80 oranında inorganik doldurucu partikül içeren kompozit rezin materyallerin, doldurucu oranının artması daha iyi fiziksel özellikler göstermesini sağlamaktadır (5).

Günümüzde klasik kompozitlerin organik matriksinin içerisine, 5-50 nm çapında nanomer ve nanokümelere birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren, fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirilmiş nanokompozit rezinler üretilmiştir ve dayanıklılığı hibrit kompozitlerden daha güvenli, polimerizasyon büzülmesi miktarı azaltılmış, parlatılabilirlik özellikleri mikrofil kompozitlere göre daha iyi, renk skalasında daha fazla çeşit imkanı sunan ve hastaların estetik taleplerini daha iyi karşılayan nanopartikül içerikli restoratif materyaller piyasaya sunulmuştur (6-10).

İyi bir polimerizasyon, yapılan restorasyonun klinik başarısı açısından büyük önem taşımaktadır. Uygulanan kompozit rezinlerin polimerizasyonunu sağlamak için **mor ötesi (UV), lazer, halojen, “Light Emitting Diode” (LED) ve plazma ark (PAC)** gibi farklı ışık cihazları piyasaya sürülmüştür. Günümüzde en çok kullanılanları halojen ve LED ışık cihazlarıdır (11).

Polimerizasyonu tamamlanmış kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemlerinde birçok farklı enstrüman kullanılabilir. Bunlardan bazıları; elmas ya da çok bıçaklı tungsten karbid bitirme frezleri, silikon polisaj lastikleri ve patları, arkansas taşları ve alüminyum oksit içeren diskler gibi materyallerdir (12,13).

Bitirme ve polisaj işlemleri, iki farklı prosedür olmasına rağmen birbirlerinden ayrı uygulanmaları mümkün değildir. Bitirme işlemi restorasyonu istenilen anatomiye ulaştırmak için yüzeyindeki fazlalıkların alınması ve şekillendirme işlemi iken, polisaj bu işlemde dolayı oluşan çizik ve pürüzlülüklerin giderilmesidir (14–17).

Restoratif materyallere farklı yüzey işlemleri uygulandığında yüzey pürüzlülüğü ve kimyası değişebilir (18). İyi bir polisaj ve yüzey bitim işlemi ile diş yüzeyinde bakteri plağının tutunması azaltılmakta, restorasyona düzgün bir kontur verilebilmekte, sağlıklı oklüzyon ve embrazürler oluşturulabilmektedir. Böylelikle çürük oluşumu, diş eti rahatsızlıkları ve yüzey renklenmesi riskinin azaltılması ile restorasyonların hem klinik ömrü hem de estetik özellikleri olumlu yönde etkilenmektedir. Hastanın ağız sağlığı da korunmaktadır (19–24).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerini ölçmek için birçok farklı yöntem kullanılabilir. Bunlar; mekanik ve optik profilometreler, geçirimli elektron mikroskobu (TEM), atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobudur (SEM) (25,26).

Bu çalışmanın amacı, anterior bölgede kullanılacak üç farklı tipteki kompozit rezin materyalinden hazırlanan örneklerin, uygulanan altı farklı bitirme ve cila sistemi

ardından oluşan yzey pürüzlülük değerlerini profilometre ile incelemek ve kullanılan polisaj sistemleri arasındaki farkı karşılaştırmaktır.



## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Kompozit Rezinler

Kompozitin genel kelime anlamı çeşitli materyallerin fiziksel karışımı olarak ifade edilirken, diş hekimliğinde en az iki farklı materyalin üç boyutlu karışımı olarak tanımlanmaktadır. Kompozitler için “**kompozit restoratif materyaller, rezin bazlı kompozitler, kompozit rezinler, rezin dolgular, kompozit dolgular**” şeklinde farklı isimler de kullanılabilir (27).

Günümüz modern diş hekimliği alanında yapılan çalışmaların çoğu diş dokularında çeşitli nedenlerle oluşan kayıpların, diş rengi restoratif materyaller kullanılarak onarılması ve yeni yöntemlerin bulunması üzerine yoğunlaşmıştır (28–30, 10).

Diş rengi restoratif materyallerin yaygın olarak kullanılmaya başlamasının en büyük nedeni çiğneme fonksiyonu ve tutuculuğun yanı sıra, hastaların artan estetik eğilimleri nedeniyle yapılan restorasyonlarda varolan diş dokusunu en üst miktarda koruyarak, maksimum bağlanma direnci, tutuculuk, dayanıklılık ve estetik sağlayan yeni materyallerin geliştirilmesidir (31,10).

#### 4.1.1 Tarihçe

Diş hekimliğinde direkt restoratif materyallerin ilki İngiltere’de 1878 yılında *Fletcher* tarafından ilk translusent dolgu materyali olarak tanımlanmıştır (32).

Yüksek çürük aktivitesi olan hastaların ön dişlerinin çürük tedavisinde 60 yıl boyunca kullanılmıştır. Yüksek flor salınımı avantajları arasında yer alırken, diş yapısına tutuculuk sağlamadığı için mekanik retansiyon gerektirmesi, düşük pH değerlerine sahip olması ve ağız sıvılarında çözünmesi materyalin olumsuz özellikleridir (33,34).



1940'ların sonuna doğru anterior restorasyonlar için geliştirilen, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler piyasaya sürülmüştür. Fakat akrilik rezinler zayıf bağlanma, yüksek polimerizasyon büzülmesi, düşük dayanma direnci, yüksek termal genişleme katsayısı ve bunlara bağlı olarak oluşan sekonder çürükler, mikrosızıntılar ve yapısında meydana gelen çözünmeler nedeniyle beklenen başarıyı gösterememişlerdir (35,36).

1960'larda **Dr. Ray Bowen**, doldurucu içermeyen akrilik rezinleri geliştirmek amacıyla mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan, silika partikülleri ile güçlendirilmiş kimyasal yolla polimerize olan yeni bir restoratif materyal olan kompozit rezinleri tanıtmıştır (37).

1970'lerde aşınma dirençleri ve renk stabiliteleri kimyasal yolla polimerize olan rezinlerden daha iyi olan, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler üretilmiştir. 1980'lerde ise posterior bölgede kullanılmak üzere geliştirilen ilk posterior kompozitlerin üretildiği gözlenmektedir (38).

Kimyasal ve fiziksel özellikleri akrilik rezinlere göre oldukça geliştirilen kompozit rezinler; yüksek aşınma dirençleri, daha az boyutsal değişim göstermeleri, ısıl genişleme katsayılarının diş dokularıyla daha uyumlu olması gibi olumlu özellik sergilemektedir (39).

Amalgamın yüksek oranda civa gibi ağır metaller içerdiği ve bundan dolayı aşırı duyarlılık reaksiyonları, kişilik bozuklukları, santral sinir sistemi hasarları ve Alzheimer hastalığı gibi birçok sistemik rahatsızlığa sebebiyet verdiği bildirilmiştir (40).

1990'larda hastaların bilincinin artması, estetik beklentilerinin karşılanamaması ve kompozit restorasyonların posterior bölgede de kullanılabileceğinin anlaşılması sonucunda, bir dönem sıklıkla kullanılan amalgam restorasyonlar yerini kompozit rezinlere bırakmaya başlamıştır (41,42).

Daha sonraki yıllarda kompozitlerin yapısına katılan doldurucu partiküllerin büyüklüklerinin azaltılmasıyla, daha homojen bir yapıya sahip olan, fiziksel özellikleri daha iyi, yapışkanlığı azaltılmış, kaviteye uygulanmaları daha kolay ve polisaj işlemleri daha iyi yapılabilen hibrit ve mikrohibrit kompozitler üretilmiştir (38).

#### 4.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler, esas olarak organik bir matriks içerisine, belli oran ve farklı boyutlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucular ile organik matriksin birbirlerine tutunarak bütünlük kazanmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleridir (38). Başlıca 3 ana farklı yapıdan oluşurlar (39).

- a-) Organik Polimer Matriks (taşıyıcı faz)
- b-) İnorganik Doldurucu Partiküller (dağılan faz)
- c-) Silan Bağlayıcı Ajan (ara faz)

Bu üç ana bileşenin yanında kompozit rezinlerin yapısında; aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve pigmentler de bulunmaktadır (43).

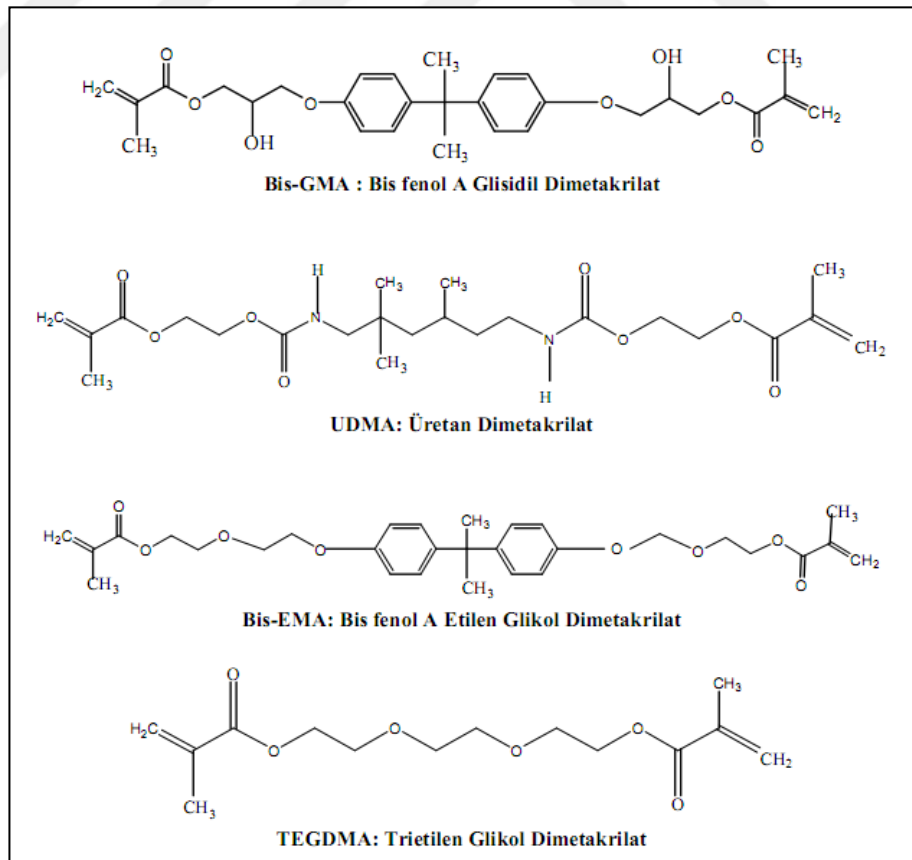
##### 4.1.2.1. Organik Polimer Matriks

Organik polimer matriks içerisinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörleri, plastize edici maddeler ve pigmentler bulunmaktadır. Günümüzde üretilen kompozitlerin matriksini çeşitli mono ve di-fonksiyonel akrilatlar meydana getirmektedir. Rezinlerin üretiminde çoğunlukla uzun hidrofobik dimetakrilat kopolimerler seçilerek büzölmelerinin azaltılması sağlanmış ve renk stabilitesi ve fiziksel özelliklerinin daha iyi hale getirilmesi amaçlanmıştır.

Dental kompozitlerin yapısında, Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) en sık tercih edilen dimetakrilatlardır (44,45). Kompozit rezinler organik matriksin yapısına göre **metil metakrilat matriksli olanlar** ve **Bis-GMA matriksli olanlar** olarak da ikiye ayrılabilir (46).

En çok kullanılan monomerler, 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından geliştirilen, visköz, hızlı sertleşen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip **“Bowen Rezini”** olarak da bilinen **bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA)** ve yüzey sertliği daha fazla olan kompozitlerin üretilmesini sağlayan, vizkozitesi azaltılmış, düşük moleküler ağırlıkta ve dönüşüm derecesi daha yüksek bir monomer elde etme çalışmaları sonucunda üretilen **üretan dimetakrilat (UDMA)**'dır (11,47–50). Günümüzde daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimlerine karşı daha dirençli olan **üretan dimetakrilat (UDMA)** polimer matriks olarak tercih edilmektedir (51).

Organik matriksin içerisine doldurucu partiküllerin yerleştirilebilmesi için, rezinin dilue edilmesi gerekir. Bu yüzden, yüksek viskoziteye sahip bu iki monomeri seyreltmek için **trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)** komonomeri ilave edilmektedir (52,53). Kullanılan diğer monomerler **etoksi bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA)**, **1,10-dekanediyl dimetakrilat (D3MA)** ve **üretan tetrametakrilattır (UTMA)** (10).



**Şekil 4.1:** Dental kompozitlerdeki dimetakrilatlar (54)

Son olarak geliştirilen monomerlerden biri de “**siloran**”dır. Siloksan ve oksiran moleküllerinin birleşimi sonucunda oluşmuştur.

Yapısı fenol türevi bileşiklerden oluşan inhibitörler, kompozit rezinlerin kendi kendine polimerizasyonunu önlemek için organik matriks içerisine ilave edilmektedir (47). En yaygın olarak kullanılanları **4-metoksifenol** ve **2,6-di-bütil-4-metilfenoldür** (55,11).

Pigmentler ise, kompozit materyallere şeffaf ve opak tonlarında, doğal dişlere yakın renkte olması için eklenen inorganik oksitlerdir (48).

Kompozit rezinlerin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyen polimerizasyon büzülmesini azaltmak için kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Organik matriksin modifiye edilmesi ile de polimerizasyon büzülmesi sorunu azaltılabilmektedir. Büzülmeyi azaltmak ve rezinlerin mekanik özelliklerini kuvvetlendirmek için oksetanlar, oksibismetakrilatlar, epoksi polyol, silseskuoksan (SSQ) ve epoksi rezin ERL4221 gibi monomerler kullanılabilir (56).

#### **4.1.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller**

Organik matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri, çiğneme hareketleri sırasında oluşan kuvvetleri karşılayabilecek kadar yeterli değildir. Bundan dolayı, yapısına direnç sağlamak için farklı boyut, şekil ve çeşitlerde kuvars, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat, hidroksi apatit gibi inorganik doldurucu monomerler eklenmektedir (11). Günümüzde daha çok borosilikat ve lityum alüminyum silikat kullanılmaktadır.

Silan bağlayıcı ajanların en iyi silika partikülleri ile bağlantı sağlaması nedeniyle günümüzde tüm kompozitlerde silika içeren doldurucular esastır. Saf silika iki formda olabilmektedir: Kristalin form (kristobalit, tridimit veya kuartz) ve nonkristalin form (cam). Kompozitin bitirme ve cila işlemlerini zorlaştırması nedeniyle, daha kuvvetli ve

sert olmasına karşın kristalin formun kullanımı tercih edilmemektedir. Bu sebeple günümüzde birçok kompozitin üretiminde silikat cam kullanılır (57).

Matriks içerisine eklenen doldurucu partiküllerin boyutları ve miktarlarına göre ağız içerisinde uygulanabilecekleri bölgeler belirlenmektedir. Doldurucuların partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşınma ve cila işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerini belirler. Günümüzde en yaygın kullanılan doldurucu ortalama partikül büyüklüğü 0.6-1.0 mikron olan baryum silikattır. Küçük boyutta ağırlıkça fazla inorganik doldurucu kullanılması kompozit rezinin ısıl genleşme katsayısını küçülterek polimerizasyon büzülmesini ve akıcılığını azaltır. Teşhiste büyük önem taşıyan radyopasitesini ve aşınmaya karşı olan direncini içerisine eklenen baryum (Ba), çinko (Zn), bor (B), zirkonyum (Zr), yitriyum (Y) iyonları ile sağlar (58).

Kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için inorganik doldurucular üzerinde değişimler yapmak oldukça etkili bir yöntemdir. Bu nedenle inorganik matrikse **seramik parçacıklar (whisker), fiber, mezoporöz doldurucular, nanodoldurucular, mineral silan doldurucular, nanofiber, titanyum oksit, nanotüpler** gibi materyaller ilave edilebilir (59).

#### 4.1.2.3. Ara Faz- Bağlayıcı Ajan

Kompozit rezinlerde yapısal bütünlük ve sağlamlığın sağlanması için, inorganik doldurucu partiküller ile organik polimer matriksin birbirine sıkıca bağlanmasını sağlayan organik silisyum bileşiği olan ara bağlayıcı ajana “**silan**” denir (60,43).

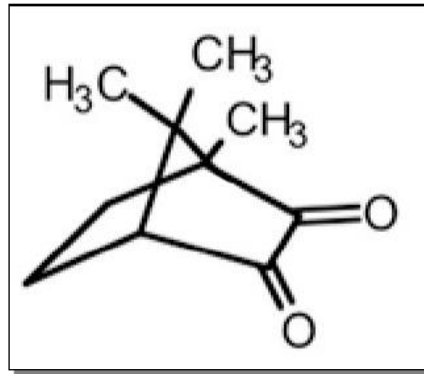
Kompozit rezinlerde fazlar arasındaki bağlantının sağlanması oldukça önemlidir. Günümüzde kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanlarının monomoleküler tabakası ile kaplanır. Bir ucu doldurucu silika partikülleri yüzeyi boyunca uzanan hidroksil gruplarına bağlanırken diğer ucu metakrilat grubu ile kompozitin polimerizasyonu esnasında rezin matrikse bağlanan silan molekülleri çift fonksiyonludur (57).

Silan bağlama ajanları rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır ve böylece fiziksel özelliklerin artmasını sağlar (44,43).

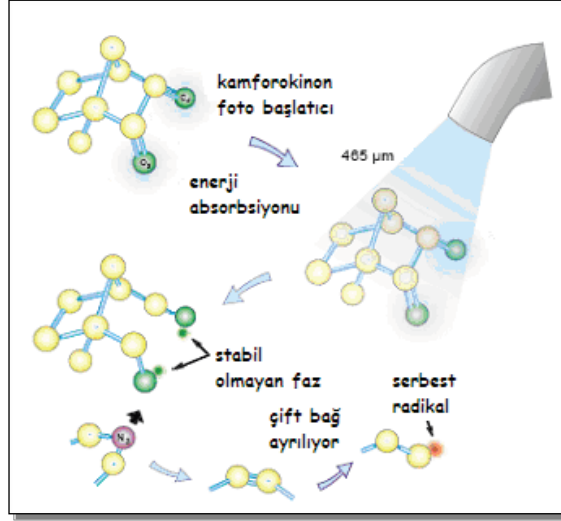
#### 4.1.3. Kompozit Rezilerin Yapısında Bulunan Diğer Bileşenler

##### 4.1.3.1. Aktivatörler

Kompozit rezinler ışıkla veya kimyasal olarak aktive edilebilirler. Işıkla aktivasyonda yaklaşık 470 nm dalga boyundaki mavi ışığı absorbe ederek polimerizasyon gerçekleştirilir. Piyasadaki ürünlerde en fazla kullanılan bir  $\alpha$ -diketon olan **kamferokinondur** (Şekil 4.2). Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, harekete geçen kamferokinon, organik amin ile reaksiyona girip serbest radikaller (Şekil 4.3) meydana getirmektedir. Kimyasal aktivasyonda ise, oda sıcaklığında organik amin ile benzoil peroksit reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturmaktadır. Polimerizasyon, serbest radikallerin karbon çift bağlarına bağlanması sonucunda meydana gelir (61,39).



Şekil 4.2: Komforokinonun yapısal formülü (62)



**Şekil 4.3:** Kamforokinon içerikli rezinlerde serbest radikal oluşumu (62)

#### 4.1.3.2. Polimerizasyon Başlatıcıları

Polimerizasyon başlatıcılarının görevi, kimyasal veya fiziksel aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlamaktır (47,52,53,63).

#### 4.1.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, kullanılan inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü veya ağırlık ya da hacim olarak yüzdeleri, inorganik partiküllerin polimer matriks içerisine ekleniş biçimi, kompozit rezinin vizkozitesi ve kullanılan polimerizasyon yöntemi gibi çeşitli parametrelere göre sınıflandırılabilirler (Tablo 4.1) (43,34). Günümüze kadar birçok araştırmacı tarafından kompozit rezinler doldurucuların türüne, bileşimlerine, boyutlarına ve yüzdelerine göre çeşitli sınıflara ayrılmıştır (42).

Philips'e (1991) göre;

- a-) Geleneksel kompozitler (8-12  $\mu\text{m}$ )
- b-) Küçük partiküllü kompozitler (1-5  $\mu\text{m}$ )
- c-) Mikrodolduruculu kompozitler (0.04-0.4  $\mu\text{m}$ )
- d-) Hibrit kompozitler (0.1  $\mu\text{m}$ )

Sturdevant ve ark.'na (1995) göre;

- a-) Homojen dolduruculu kompozitler
- b-) Hibrit dolduruculu kompozitler
- c-) Heterojen dolduruculu kompozitler

O'Brien'a (2002) göre;

- a-) Geleneksel kompozitler (20-50  $\mu\text{m}$ )
- b-) Arafaz kompozitler (1-5  $\mu\text{m}$ )
- c-) ince partiküllü kompozitler (0.5  $\mu\text{m}$ )
- d-) Mikrodolduruculu kompozitler (0.05  $\mu\text{m}$ )

**Tablo 4.1:** Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (43)

	<b>Kompozit Rezine</b>	<b>Partikül Boyutu</b>	<b>Partikül% (ağırlıkça)</b>
<b>İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelere göre</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 $\mu\text{m}$	% 72-87
<b>Viskozitelerine Göre</b>	Kondense olabilen kompozitler		
	Akışkan kompozit rezinler		
<b>Polimerizasyon Yöntemlerine göre</b>	Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler		
	Işık ile polimerize olan kompozitler		
	Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen kompozitler		
<b>Doldurucu içeriği</b>	Homojen		
	Heterojen		



#### 4.1.4.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması

Günümüzde bazı ekollere göre geçerliliğini hala koruyan *Lutz ve Philips*'in sınıflamasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (43).

Lutz ve Philips'e (1983) göre;

- a-) Megafil kompozitler (50-100  $\mu\text{m}$ )
- b-) Makrofil kompozitler (10-100  $\mu\text{m}$ )
- c-) Midifil kompozitler (1-10  $\mu\text{m}$ )
- d-) Minifil kompozitler (0,1-1  $\mu\text{m}$ )
- e-) Mikrofil kompozitler (0,01-0,1  $\mu\text{m}$ )
- f-) Hibrit kompozitler (0,04-1  $\mu\text{m}$ )
- g-) Nanofil kompozitler (0,005-0,01  $\mu\text{m}$ )

Kompozit resinlerin inorganik doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflara ayrılmasının nedeni, inorganik doldurucu partikül boyutlarının kompozit resinlerin cilasını, dolayısıyla estetiğini, polimerizasyon derinliği ve mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemesidir (64,43).

Günümüzde resin kompozitlerin sınıflaması için büyük oranda geçerli olan üç ana kategori önerilmektedir (3);

- Mikrofil kompozit
- Mikrohibrit kompozit
- Nanokompozitler (nanofil veya nanohibrit)

##### 4.1.4.1.1. Makrofil-Midifil-Minifil-Mikrofil Kompozitler

İlk olarak 1960'larda geliştirilen makrofil kompozitlerin doldurucu partikülleri 10-100  $\mu\text{m}$  arasındadır. Bunlar geleneksel kompozitler veya büyük partiküllü kompozitler olarak adlandırılırlar (41). Daha sonraki yıllarda inorganik partikül

büyüküğü 1-10 µm olan **midifil (ince veya küçük partiküllü) kompozitler** ve 0.1-10 µm partikül büyüküğüne sahip inorganik doldurucular içeren **minifil kompozitler** üretiştir (43,41). Makrofil kompozitlere göre daha iyi cilalanabilme özelliğı göstermektedirler.

1970'lerde inorganik partikül büyüküğü 0.1 µm'den küçük olan mikrofil kompozitler üretiştir (41). Partikül büyüküğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlere, **mikrofil kompozitler** denmektedir. Mikrofil kompozitler daha küçük inorganik doldurucu partiküllere sahip olmalarından dolayı yüzey özellikleri açısından bitirme ve cila işlemlerinden sonra daha iyi sonuçlar sergilemektedirler. Bu özelliklerinden dolayı “**cilalanabilir**”, “**fine finishing**” veya “**polishable**” kompozitler diye de isimlendirilebilirler. Ancak bu kompozitlerin kırılma dayanımları ve mekanik özellikleri incelendiğinde makrofil kompozitlere göre oldukça zayıf mekanik özellikler sergilediğı tespit edilmiştir (43).

#### **4.1.4.1.2. Hibrit kompozitler**

1980'lerde midifil (1-10 µm) veya minifil (0.1-10 µm) kompozit rezinlerin içeriklerindeki partiküller ile %7-%15 oranında mikrofil (<0.1 µm) kompozit rezinlerin içeriğindeki partikülleri içeren hibrit kompozitler piyasaya sürülmüştür. Hibrit kompozitlerde doldurucu oranı artırılmış ve bu sayede, yüksek aşınma direnci ve dayanıklılığa sahip materyaller üretiştir (41).

Hibrit kompozitlerde, kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri karıştırılmış ve ekstra bir işlem uygulanmadan inorganik doldurucu olarak kompozit rezinin yapısına katılmıştır. Partiküller herhangi bir işlem yapılmadan eklendiğı için bu tür kompozitlere “**homojen kompozitler**” adı da verilmektedir. Polimerize edilmiş mikrofil kompozit kütlelerinin, 1-20 µm boyutunda partiküller elde edilecek şekilde parçalanması ve bu partiküllerin doldurucu olarak organik matrikse eklenmesi ile oluşan kompozitlere, doldurucu partiküllerinde değışim yapıldığı için “**heterojen kompozitler**” adı verilmektedir (61,43).

Günümüzde kliniklerde kullanılan kompozit rezinlerin çoğu genel bir terim olan “**hibrit kompozitler**” olarak sınıflandırılmaktadır. Bu geniş sınıflandırma geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir. Bu gelişmeler sayesinde geleneksel hibrit kompozitlerin anterior ve posterior bölgelerdeki kavitelere de kullanımları uygun hale gelmiştir (41).

İnorganik doldurucu teknolojisindeki gelişmeler sonucunda submikron boyuttaki (0.04 µm) partiküller ve daha küçük partiküllerin bileşimi ile yeni bir kompozit olan “**mikrohibrit kompozitler**” oluşturulmuştur. Geleneksel hibrit kompozitlere göre daha dayanıklı ve cilalanabilirlik özellikleri daha iyi olmasına rağmen, mikrofil kompozitlere göre daha kötü yüzey bitim sonuçları sergilemektedir (57,62).

Sınıflamaya henüz girememesine rağmen organik matriksinde metakrilat bazlı monomerlerden farklı olarak siloran içeren kompozitler, doldurucu partikül büyüklüğü ve oranına göre mikrohibrit kompozit sınıflamasına dahil edilmektedir (65).

Son olarak geliştirilen mikrohibrit kompozit ise nanodoldurucu teknolojinin kullanıldığı “**Nanohibrit**” kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozitler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0.005–0.01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler daha önceden piyasaya sürülen bütün kompozit rezinlerin yüzey, mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirilmiş şekilde bünyesinde taşıyan üniversal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (66). İçerisinde bulunan en küçük doldurucunun boyutuna göre isim alırlar. Örneğin “mikrohibrit” bir kompozitte bulunan en küçük doldurucu mikrofildir, “nanohibrit” bir kompozit bulunan en küçük doldurucu ise nanofildir.

#### **4.1.4.1.3. Seromerler**

Seramik doldurucular ile güçlendirilmiş hibrit kompozit rezinler “**seromer**” diye adlandırılmaktadır. Seramikle optimize edilmiş polimerlerin (67,68) kısaltılması olarak adlandırılan seromerlerin matriks yapısını inorganik ve organik polimer zincirleri, alifatik ya da aromatik dimetakrilat ve silisyum oksit meydana getirirken, doldurucu

kısmını cam ve seramik doldurucular ve yüksek oranda silika partikülleri oluşturmaktadır (69,70). Seromerlerde doldurucu partikül oranı % 70-90 aralığındadır (71,72). Bu materyaller aynı zamanda “**2. nesil indirekt kompozitler**” veya “**protetik kompozitler**” olarak da isimlendirilebilir (72).

#### **4.1.4.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması**

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- Işık ile polimerize olan kompozitler (Mor ötesi ışığı (UV), görünür ışık, lazer ışığı)
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler (dual cure kompozitler) (64) (Bkz.Sayfa 30-32)

#### **4.1.4.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine göre Sınıflandırılması**

##### **4.1.4.3.1 Kondanse Edilebilen Kompozitler**

Bir diğer adıyla tepilebilir kompozitler olarak adlandırılan kondanse olabilen kompozitler, hibrit kompozitlere oranla daha fazla miktarda doldurucu içermektedir ve doldurucunun dağılımı farklılık göstermektedir. Yüksek doldurucu miktarı sayesinde üstün fiziksel ve mekanik özellikler gösterirken, yapışkanlığının az olması ve basınç ile uygulanabilmesine bağlı olarak manipülasyonu da daha kolaydır. Hibrit kompozitlere göre doldurucu partikül boyutlarının daha büyük olmasından dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Kontak noktalarını ideale yakın formlarda oluşturabilmesi, Sınıf II kavitelere başarıyla uygulanmasına imkan sağlamaktadır (73–75).

##### **4.1.4.3.2. Akışkan Kompozitler**

1966 yılında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanılan akışkan kompozitler, geleneksel kompozitlere oranla daha az inorganik partikül (hacimsel olarak %30-55) içerirler dolayısıyla organik matriks miktarları daha fazladır (73).

Doldurucu içeriğinin az olmasından dolayı fiziksel özellikleri zayıflamıştır. Akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin hibrit kompozitlere göre daha fazla olduğu bilinmektedir.

Akışkan kompozit rezinlerin ısıl genleşme katsayıları diş dokusuna yakındır, elastik modülleri düşüktür (73,58,76). Yalnızca düşük stres alan bölgelerde, koruyucu okluzal restorasyonlarda, sınıf II restorasyonlarda başlangıç tabakası olarak ve çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde kullanımlarının uygun olduğu bildirilmiştir (73,77,40,78).

Günümüzde akışkan kompozit rezinlerin doldurucu oranlarının artırılmasına bağlı olarak, fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Böylelikle hem arka hem de ön bölge restorasyonlarında ilave bir materyale ihtiyaç duymadan kullanılabilirler (79).

#### **4.1.4.4. Kompozit Resinlerdeki Son Gelişmeler**

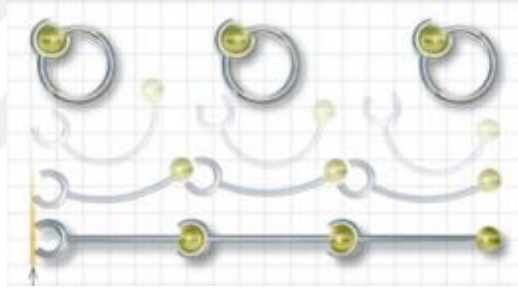
##### **4.1.4.4.1. Silorane**

Siloran esaslı kompozitlerin kimyasal yapısını siloksan ve oksiran molekülleri meydana getirmektedir. Siloran; geleneksel kompozit rezinlerde gözlenen metakrilat bazlı monomerlerin fazla büzülmesinden kaynaklanan kontraksiyon streslerini minimuma indigeme çabalarının sonucu olarak geliştirilen bir materyaldir (80). Siloksan materyale hidrofobisite özelliği kazandırırken, oksiran polimerizasyon büzülmesi miktarını azaltır (65,10,81).

Endüstriyel uygulamalarda siloksanlar hidrofobik özelliklerinden dolayı sıkça kullanılmaktadır. Oksiranlar ise güçlü fiziksel yapısı nedeniyle, tenis racketleri veya kayaklardaki ya da otomotiv ve uçak endüstrisindeki gibi, özellikle yüksek güç gerektiren teknik alanlarda uzun süredir yerini almaktadır (80).

Siloranın; su ve tükürük ortamında yapısı değişime uğramaz ve absorpsiyon oranları düşüktür. Alkolden etkilenme miktarları azdır (65). Geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip olan siloran düşük polimerizasyon büzülmesi, iyileştirilmiş polimerizasyon derinliği (8,5-10mm), yüksek reaktiflik ve biyouyumluluk göstermektedir. Yüzey özellikleri zamanla çok az değişmektedir (65,10,81).

Siloranların polimerizasyon zinciri metakrilatlardan farklı bir şekilde gerçekleşmektedir. Bu sistemde metakrilatlardaki radikal polimerizasyon yerine katyonik halka açılmalı polimerizasyonu (Şekil 4.4) gerçekleşmektedir (82). Reaksiyon sonucunda meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin, radikal eklenmiş çift bağlanma reaksiyonu ile polimerize olan metakrilat bazlı rezinlerle kıyaslandığında daha düşük oranda meydana geldiği saptanmıştır (80,83).

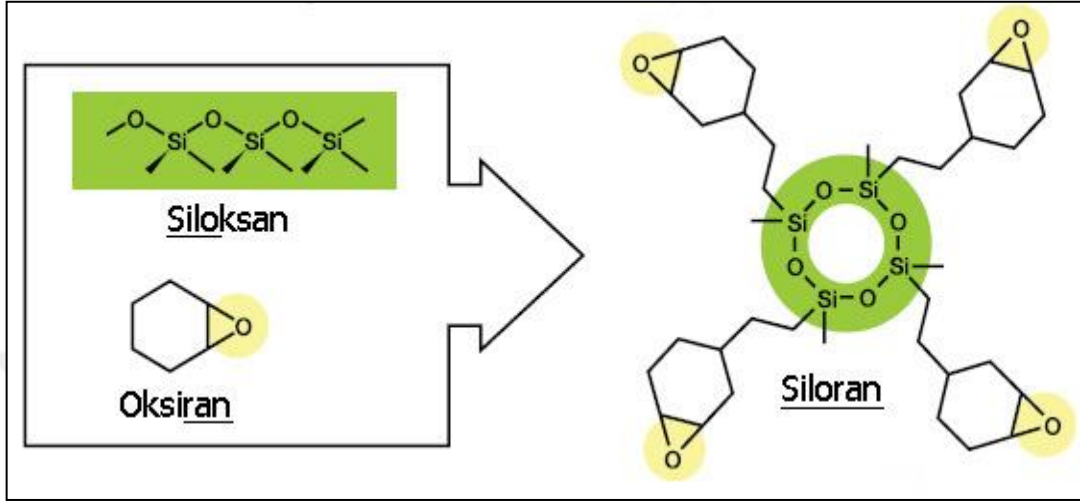


**Şekil 4.4:** Siloranın halka açılımlı polimerizasyon işlemi (80)

Polimerizasyonu başlatan sistemin asıl bileşeni kamforokinondur. Diğer bileşenler ise; iyodonyum tuzları ve elektron vericilerdir. Kamforokinon, polimerizasyon işleminin geleneksel ışık kaynakları yardımıyla, 430-490 nm ışınla gerçekleşmesini sağlar. Reaktif katyonik türlerin oluşumuna neden olarak açık halka reaksiyonunu başlatan bileşenler ise iyodonyum tuzları ve elektron vericilerdir (80,83).

Siloran sisteminin dış dokusuna adezyonunu sağlamak amacıyla kendi adeziv sistemine sahiptir. Bu adezivin iki bileşeni bulunmaktadır (Şekil 4.5). İlk bileşen bir self-etch primer'dır. İlk bileşenin hidrofilik yapıda olması dış dokusuna olan bağlanma bakımından önemlidir. Fakat ikinci tabakada hidrofobik esaslı bir kompozit olan siloranın bağlamasını gerçekleştirmek amacıyla hidrofilik primer tabakasının üzeri

hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplanmaktadır. İçerdiği bi-fonksiyonel asidik monomer sayesinde hidrofobik siloran rezininin oksiran grubuna bağlanması sağlanmaktadır (84).



**Şekil 4.5:** Organik rezin matrisi oluşturan siloran ve yapısındaki oksiran ve siloksan'ın yapısal formülleri (84)

#### 4.1.4.4.2. Kompomerler

Poliasit modifiye kompozit rezinler, % 30 cam iyonomer siman ve % 70 kompozit içermektedir. Ağırlıklı olarak kompozit rezin yapısına sahip olan kompomer; cam iyonomer simanın temel bileşenleri olan florealümino silikat cam ve asidik polimerlerini de içeren bir restoratif materyaldir (85). Dehidrate polialkenoik asit, rezin matrisin içerisinde değişik miktarlarda bulunmaktadır. Kompomerin yapısında bulunan asit, su emilimi gerçekleşene kadar cam partikülleri ile reaksiyona girmemektedir. Aynı zamanda, yapısal bakımdan kompozit rezin materyaline daha yakın özelliklere sahip olması sebebiyle, sertleşme reaksiyonu için ışıkla polimerizasyona ve diş dokularına adezyonu için adeziv sisteme gerek duyulmaktadır (86). Aynı zamanda, kompozit rezinler gibi kolay işlenebilirliği, estetik açıdan tatmin edici özelliklere sahip olması, cam iyonomer simanlar gibi flor salınımı yapması ve diş dokularına kimyasal olarak bağlanması gibi avantajlara sahiptir (87).

#### 4.1.4.4.3. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler

Eski Yunanca'da küçük, bodur anlamına gelen "Nano" kelimesi, terminolojik olarak bir metrenin milyarda biri olarak tanımlanmaktadır (88). Nanoteknolojinin temeli, 0.1-100 nm boyutundaki atom veya moleküllerin hassas şekilde bir araya getirilip, doğadaki atomik dizilimi taklit ederek istenen ürünün elde edilmesi veya incelenmesi ilkesine dayanmaktadır. Maddelerin birbirinden farklı özellikler sergilemesini; yapısındaki en küçük birim olan atomların çeşitli dizilişleri sağlamaktadır (89,90).

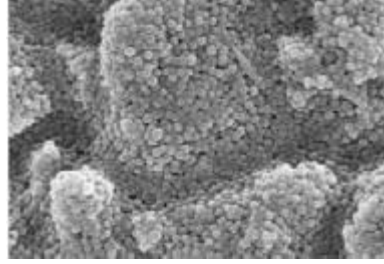
Günümüzde yaşanan gelişmelerle giderek daha önemli bir yere sahip olmaya başlayan nanoteknoloji, diş hekimliğinde de önemli bir noktaya gelmiştir. Geleneksel kompozitlerden farklı olarak inorganik yapısında nano boyutlarda partikül içermektedir. Nanokompozitlerin üretilmeye başlanması ile hibrit kompozitler kadar güvenle anterior ve posterior bölgede kullanılabilen, polimerizasyon büzülmesi miktarı azaltılmış, mikrofil kompozitler kadar iyi cilalanabilen ve çeşitli renk seçenekleriyle hastaların estetik beklentilerini karşılayabilen nanokompozit restoratif materyaller piyasaya sunulmuştur (91,92,10).

Nanokompozit sistemler, diş yapısı ve nano büyüklükteki dolgu parçaları arasında daha stabil bir ara yüz geliştirmek için üretilmişlerdir. Bu tip kompozit sistemler, içerisinde **topaklanmayan silika nano parçalar**, **baryum cam** ve **prepolimerize doldurucular** olmak üzere 3 farklı tip doldurucu komponent bulundurmaktadır. Nanokompozitler için üretilen rezinlerin içerisinde, 1/4 oranında, alümina ve silika karışımından oluşan, topaklanmayan, ayrık nano parçacıklar homojen bir şekilde dağılmıştır. Bu kompozitlerin üretiminde kullanılan nano parçacıkların ortalama büyüklüğü 80 nm civarındadır (93,94).

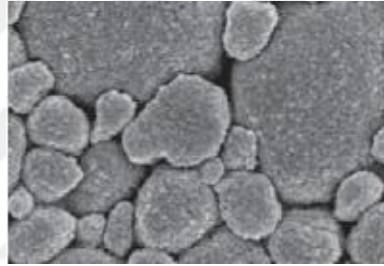
Nanokompozitlerin organik matriks yapısı geleneksel kompozitler ile yaklaşık olarak aynı polimerik yapılardan oluşmaktadır. Asıl farklılık inorganik yapıyı meydana getiren partiküllerdedir. İnorganik yapı **silika nanodoldurucular (nanomer)** (Şekil 4.6) ve **nanomer kümeleri (nanocluster)** (Şekil 4.7) olarak iki ayrı kısımdan oluşmaktadır.



Nanomer yapısı, kümeleşmemiş partiküllerin kompozitin organik yapısında dağınık bir şekilde bulunması olarak ifade edilirken, nanomer öbekleri 50 nm'den daha ufak nanomerlerin gevşek bağlar ile bağlanmasıyla meydana getirdikleri yapılar olarak tanımlanmaktadır (89,7,88,8).



Şekil 4.6: Nanomer'lerin görünümü



Şekil 4.7: Nanocluster'ların görünümü (95).

**Nanofil kompozitler**, resin matriksin içerisine nanometrik boyutta partiküllerin eklenmesi yoluyla elde edilirken, **nanohibrit kompozitler** nanometrik boyutta partiküllerin konvansiyonel teknoloji ile üretilen partiküllerle kombinasyonu ile üretilirler (66).

Nanohibrit kompozitler prepolimerize doldurucu form (40-50 nm) içerisinde, nanodoldurucular ve cam doldurucular içeren hibrit kompozitlerdir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan **üniversal kompozit resinler** olarak sınıflandırılabilir Nanofil kompozitler ise, nanomer ve nanoküme partikülleri ile beraber formüle edilmiştir. Nanokümeler kompozitlere,

mikrofil ve nanohibrit sistemlerle kıyaslandığında, farklı bir destek mekanizması sağlamaktadır (3).

Kompozit organik matriks yapısına katılan nanomer grupları **zirkonyum ve silika partikülleri** olmak üzere iki farklı doldurucu tipine sahiptir. Primer zirkonyum partikül boyutları 2-20 nm olup öbeklerin ortalama partikül boyutu 0.6  $\mu\text{m}$ 'dir. İkincisi ise primer partikül boyutu 75 nm olan silika partikülleridir. Bu nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç sergilerken, restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana oluşmaktadır (7, 8).

Diş hekimliği uygulamalarındaki arka bölge restorasyonlar, mekanik açıdan daha kuvvetli, ön bölgedeki restorasyonlar ise iyi cilalanabilen ve estetik ihtiyaçları karşılayan materyallerin kullanımını gerektirmektedir. Bu sebepten dolayı yeni kompozit rezin çalışmalarında nanoteknoloji büyük bir öneme sahiptir. Rezin içerisine ilave edilen partiküllerin boyutlarının küçültülmesi ve boyut dağılımının genişlemesi sonucunda daha fazla miktarda doldurucu partikül eklenebilmektedir. Organik matriks ile temas eden yüzey alanının artmasıyla, organik matriks ve inorganik doldurucu arasındaki bağlanma daha kuvvetli hale gelmektedir (89). Böylelikle gerilme, sıkışma ve kırılma kuvvetleri gibi mekanik ve fiziksel kuvvetlere karşı direnç artmaktadır (96, 8,45).

Doldurucu partiküllerin küçük boyutlu çaplarının (0,4–0,8  $\mu\text{m}$ ), görünür ışığın dalga boyunun bir fraksiyonu olması sebebiyle optik özellikleri de gelişmiştir. Kompozit rezinlerin aşınma miktarları azalmış, cilalı yüzeylerin daha uzun süre kalıcı olması sağlanmıştır. Bütün bu özellikler nano kompozitlerin doğal dişle daha iyi bir birleşim oluşturmasını sağlamakta ve nanokompozitleri geleneksel kompozitlerden daha üstün kılmaktadır (8).

## 4.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

**Polimerizasyon;** tek bir molekülden (monomerden) makromoleküllerin şekillenmesi olayıdır (97,98). Polimer molekülünün içeriğinde bulunan birbirine kovalent bağlarla bağlı çok sayıdaki monomerin molekül ağırlıklarının toplamı, polimerin molekül ağırlığını gösterir. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı fiziksel özelliklerinde önemli bir yere sahiptir. Ortalama moleküler ağırlığının, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olmasının yanında; ısı, sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da farklılık gösterebilir. Monomer molekülünün kısa zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyonla sonuçlanıp rezini zayıflatırken, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etkiye neden olmaktadır. Eğer ortamda çapraz bağlı zincirler varsa kompozit rezinin direnci artış gösterir (98,99).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelirken, sentetik polimerlerin elde edilmesi monomerlerin ilave polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu reaksiyonları ile gerçekleşmektedir (98,99).

İlave polimerizasyon (katımlı polimerizasyon), monomerlerin büyüyen zincirin sonuna katılmasıyla gerçekleşen polimerizasyon tipidir. Polimerizasyon aktif bir merkezden başlar, bir monomerin katılması ile zincir uzamaya başlar. Tüm monomerler bitene kadar reaksiyon teorik olarak devam edebilir. Katımlı polimerizasyon sırasında yan ürün meydana gelmez (98).

Kondensasyon polimerizasyonunun ise bileşenleri çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçerler. Birden çok monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla devam eden kimyasal reaksiyondur. İki monomer molekülünün basit bir esterifikasyon reaksiyonu (ester elde etme işlemi) ile dimer formuna dönüşmesi ve bu esnada su ve amonyak gibi küçük bir molekülü yapısından çıkartarak birleşmesidir (98).

Diş hekimliği alanında kullanılan materyallerin çoğu genel olarak ilave polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olmaktadır.

### **4.2.1. İlave Polimerizasyon Safhaları**

İlave polimerizasyon reaksiyonlarında 4 ayrı basamak vardır bunlar; İndüksiyon, büyüme, zincir transferi ve sonlanma (98).

#### **4.2.1.1. İndüksiyon**

İndüksiyon safhası aktivasyon ve başlatma işlemleri ile kontrol edilmektedir. Katımlı polimerizasyonun başlayabilmesi için serbest radikal kaynağa ihtiyaç vardır. Serbest radikal tersiyer amin ya da organik peroksit ile sülfürik asit derivesi gibi kimyasal bir aktivatörün ısı veya ışık ile reaksiyonu sonucu meydana gelmektedir. Başlatıcı serbest radikal monomer molekülü, yani metil metakrilat ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açığa çıkarır ve monomerdeki karbon atomuna bağlanarak, diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi sağlar (88,100).

#### **4.2.1.2. Büyüme, Yayılma Reaksiyonu**

Oluşan serbest radikal ve monomer kompleksi, daha sonra başka bir monomere yaklaşırken yeni bir radikal merkezi olarak görev yapar ve bir dimer molekülü oluşturur ki bu molekül de bir serbest radikal haline dönüşür. Bu reaktif tür başarılı bir şekilde büyük sayıda etilen moleküllerini ilave eder ve böylece reaktif merkezin çoğalmasıyla polimerizasyon süregelir. Zincir büyümesi başladıktan sonra, az bir enerji ile işlem sürer, ısının da gelişimiyle birlikte büyük polimer molekülleri birkaç saniye içerisinde meydana gelir. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, monomerlerin sona ermesine kadar devam eder (98).

#### **4.2.1.3. Zincir Transferi**

Bu işlemde büyüyen çemberin aktif radikali bir başka moleküle geçiş yapar (Bir monomere ya da inaktive olmuş bir polimer zincirine). Daha sonraki büyüme için yeni bir radikal meydana getirilir. Örnek olarak bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edilebilir. Böyle bir durumda ikincide bir sonlanma

reaksiyonu (termination) gerçekleşir. Bu durum sonucunda büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Aynı mekanizmayla daha önceden polimerizasyon reaksiyonu yok edilmiş bir zincir, tekrar aktif hale getirilebilir ve büyümeye devam edebilir. Bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklı bir şekilde gerçekleşir (98).

#### 4.2.1.4. Sonlanma Reaksiyonu

Zincir reaksiyonları direkt çift bağlarla veya büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle bitirilebilir. Yani polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle aktifliğini kaybetmesi işlemidir ki, bu işlem polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkmasıyla son erer. Bazen de radikalin aktivitesi sonrasında büyüme meydana getirebilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle son bulur. Ortamdaki monomerler tükendikten sonra radikaller uzun süre kararlı kalamazlar. Ortamdaki su, oksijen ve karbondioksit ile aktivitelerini yitirirler (101,98).

### 4.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Sistemleri ve Işık Cihazları

Kompozit resinler “kimyasal reaksiyonla polimerizasyon”, “ışıkla polimerizasyon” veya “hem kimyasal reaksiyon, hem de ışıkla polimerizasyon” (dual-cure) olmak üzere üç farklı mekanizma aracılığıyla polimerize edilebilmektedir (102).

Kimyasal yolla polimerize olan sistemler, iki farklı maddenin karıştırılması sonucu polimerizasyonun başlaması olarak ifade edilmektedir. Bu sistemlere örnek olarak tersiyer amin (aktivatör) ve benzoil peroksit (başlatıcı) gösterilebilmektedir (98,99).

Işıkla polimerize olan sistemlerde polimerizasyon, başlatıcının ışık kaynağından çıkan fotonlar aracılığıyla serbest radikaller oluşturması ile başlar. Görünür ışıkla polimerizasyonda serbest radikallerin oluşması kamforkinon (CQ) ve organik amine (dimetilaminoetilmetakrilat) mavi-mor aralığındaki ışığın uygulanması ile

gerçekleşmektedir. Bu reaksiyonu tetiklemek için yaklaşık 470 nm dalga boyuna ihtiyaç duyulmaktadır (98,99).

Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmeyebileceği düşünülen ortamlarda kullanılması önerilen; hem kimyasal reaksiyon, hem de ışıkla polimerizasyon (dual cure), derin ve ışığın etkin bir şekilde ulaşamayacağı alanlarda, ışıkla sertleşen sistemlerin yetersiz kalmasını engellemek amacıyla oluşturulmuştur. Kimyasal polimerizasyonun hızı ikili polimerizasyon mekanizmasına sahip rezinlerde daha yavaştır. Fakat rezine, “**fotokimyasal**” olarak ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır (46).

Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği, ışık kaynağının gücüne, yoğunluğuna ve kullanılan ışığın dalga boyuna bağlı olarak değişmektedir (103).

Yakın bir tarihe kadar, geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyonunda genel olarak, 500-800 mWcm<sup>2</sup> (Işık yoğunluğu/şiddeti, ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür.) güçte, iki milimetre kalınlığa kadar polimerizasyon sağlayabilen mavi ışık kaynağı halojen lambalar kullanılmaktaydı (104,105). Bu tip ışık kaynaklarında üretilen infrared ışına bağlı olarak ışık enerjisinin küçük bir kısmı polimerizasyon için kullanılırken, büyük kısmı ısıya dönüşmektedir. Bu durumu aza indirmek için cihaz içersinde soğutma fanları kullanılmaktadır (106). Kullanımında oluşan yüksek ısı nedeniyle zamanla lamba, reflektör ve filtrede meydana gelen bozulmaya bağlı olarak ışık kaynağının polimerizasyon etkinliğinin azaldığı bildirilmektedir (107,108). Bunlara bağlı olarak kullanım ömürleri 40-100 saat ile sınırlıdır (109,110).

Emisyon spektrasının, halojen ışığın geniş spektrasına oranla standart başlatıcı CQ ile daha uyumlu olması nedeniyle filtre edilme gereğinin ortadan kaldırıldığı **light-emitting diode (LED)** teknolojisinin kullanıldığı ışık kaynakları, halojen lambaların kullanımındaki sorunları çözmeye yönelik bir alternatif olarak geliştirilmiştir (110,108,111,112). İnfrared ışın oluşturmadığı için dış üzerinde ısı artışına neden

olmamakta ve soğutma fanlarına ihtiyaç duyulmamaktadır (107,106,113). Kullanım ömürleri yaklaşık 10.000 saattir.

Hekimlerin daha hızlı çalışma ve polimerizasyon etkinliğini artırma istekleri doğrultusunda son yıllarda kullanıma giren plazma ark (PAC) kaynaklarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz karışımından oluşan bir korlanmış plazmadan yayılır. PAC ışık kaynakları yaklaşık 470 nm dalga boyunda, çok yüksek enerji ile ( $\geq 1500 \text{ mWcm}^2$ ) 3 sn gibi çok kısa bir sürede ideal polimerizasyonu sağlayabilmektedir (73,114,115). Fakat, bu hızlı polimerizasyonun kısa polimer zincir formasyonuna ve intrapulpal ısı artışına neden olması önemli dezavantajı olarak bildirilmektedir (116).

Polimerizasyonda kullanılan bir diğer ışık cihazı ise, argon lazer ışık cihazlarıdır. Yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğinde çok yüksek yoğunlukta ışık sağlamaktadırlar. 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan kompozit rezin ve adeziv materyallerinin polimerizasyon işleminde, 488-514 nm dalga boyunda emisyon gösteren Argon lazerler görev yapabilmektedirler (117).

#### **4.4. Kompozit Restorasyonlarda Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri**

Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısını artırmak amacıyla piyasada farklı bitirme ve cila sistemleri yer almaktadır. Her yeni geliştirilen sistem ile hem pürüzsüz restorasyon yüzeyinin elde edilmesi hem de işlem basamaklarının azaltılarak uygulama süresinin kısaltılması ile klinik uygulamanın kolaylaştırılması amaçlanmaktadır (118).

Kompozit restorasyonlarda **bitirme işlemi**, restorasyonun bitim sınırındaki düzensizliklerin ortadan kaldırılması, ideal anatomik formun elde edilmesi amacıyla yapılan şekillendirme işlemidir. **Cila işlemi** ise, bitirme işlemi sonrasında yüzeyde oluşan küçük çiziklerin ve düzensizliklerin giderilmesi ve ışığı düzgün yansıtan, mine benzeri bir yüzey elde edilmesi için uygulanan işlemdir (119,120).

Başarılı bitirme ve cila işlemi sonucunda restorasyon yüzeyinde oluşacak yüzey düzensizliklerinin, bakterilerin ortalama çapından daha küçük olması ve böylelikle bakteri adezyonunu engellemesi gerektiği bildirilmektedir (118). Bakterilerin tutunması bakımından kritik yüzey pürüzlülüğü değeri, 0,2 µm Ra olarak bildirilmiştir (121).

Bitirme ve cila işlemlerinin neden gerekli olduğunun bilimsel ve klinik açıklaması şu şekildedir (122):

- Restorasyon yüzeyindeki fazlalıkları uzaklaştırarak parlak ve düzgün marjinler elde etmek
- Pürüzlü yüzeylerin kırık riskini artırmasından dolayı, bu yüzeyleri ortadan kaldırarak kırık riskini azaltmak
- Düzgün yüzeyler elde ederek plak birikimi riskini azaltmak
- Yüzey kusurlarını en aza indirerek, yüzey bozulmalarını ve korozyon riskini azaltmak
- Yiyeceklerin cilanan diş yüzeyi üzerindeki kayma hareketinin kolaylaşmasını sağlayarak, oral fonksiyon ve çiğneme hareketlerini geliştirmek
- Işığın doğala yakın yansıtılabilen daha estetik restorasyonlar elde etmek
- Karşıt ve komşu dişte daha az aşınmaya neden olacak, düzgün yüzeyli restorasyon kontakları oluşturmak
- Düzgün bir restorasyon yüzeyi elde ederek normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile tüm yüzeylere, kenar bölgelere ve interproksimal alanlara erişimi kolaylaştırmak ve tüm oral hijyen kurallarının etkin bir şekilde uygulanmasına olanak sağlamak.

Bitirme ve polisaj işlemleri uygulanmamış ya da başarılı olmamış pürüzlü restorasyon yüzeylerinde, plak birikiminde gözlenen artışa bağlı olarak uzun dönemde ikincil çürük oluşumu, yüzey renklenmeleri ve çevre yumuşak dokularda enflamasyon meydana gelmektedir (120,123–125). Aynı zamanda pürüzlü yüzeylerde, sürtünme katsayısı ve aşınma oranında da artış gözlenmektedir. Bu nedenle düzgün, pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilmesi, restorasyonun klinik başarısı için en önemli faktörlerden biridir (123,126,127).



Restorasyon yuzeyindeki 0.3  $\mu\text{m}$ 'lik pürüzlülük değişimini hasta dilinin ucu ile algılayabilmektedir. Bu nedenle düzgün ve pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesi hasta memnuniyeti açısından da büyük önem taşımaktadır (121).

Pürüzlülük, mikron ya da grit olarak ölçülür. 1  $\mu\text{m}$ 'dan az ya da 600 grenden fazla değere sahip yüzeyler mine kadar pürüzsüz olarak kabul edilir. Kesici aletler genellikle grenine göre, cila aletleri ise mikronlarına göre ayrılır. Genel olarak 300 grenden azına “**coarse**”, 300-600 gren arası “**intermediate**” ve 600-1200 gren arası da bitim için yeterli pürüzsüzlük değeridir (62,119).

Diş hekimliğinde, restorasyonlara uygulanan etkili bitirme ve cila işlemleri sonucunda optimum estetik elde edilirken, yumuşak dokuların sağlığı ve diş-restorasyon ara yüzünün marjinal uyumunun sağlanması da amaçlanmaktadır (120).

Diş hekimliğinde bitirme ve polisaj işlemlerinin etkin bir şekilde gerçekleştirilebilmesi ve sonuç olarak ortaya çıkan yüzey pürüzlülük değerleri bir takım değişkenlerle yakından ilişkilidir. Bunlar;

- Restoratif materyalin yapısı ve mekanik özellikleri (kompozit rezin, poliasit modifiye kompozit rezin-kompomer, cam iyonomer, amalgam, porselen-seramik materyaller gibi)
- Restoratif materyal veya aşındırıcının fiziksel özellikleri (sertlik, esneklik, kalınlık, yumuşaklık, porözite gibi)
- Restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı
- Aşındırıcı partikül boyutu, miktarı ve şekli
- Aşındırıcı materyalinin uygulanma hızı ve restorasyon yüzeyine uygulanan basınç
- Aşındırıcı uygulaması sırasında kullanılan kayganlaştırıcılar (su, suda çözünen polimer, gliserol, silikon yağı, vazelin gibi) olarak bildirilmektedir (120,124,128).

Heterojen materyaller olan kompozitlerin yüzey düzgünlüğü bileşenlerine bağlı olarak etkilenmektedir. Organik matriks ve doldurucu partiküllerin farklı sertlik derecelerine sahip olmaları aynı ölçüde cilalanamamalarına neden olmaktadır. Organik matriksin yapısı ve doldurucu partiküllerin karakteristiğinin de yüzey düzgünlüğü üzerinde rol oynadığı bilinmektedir (129,130).

Büyük partikül boyutlarına sahip geleneksel kompozitlerin cila sonrası yüzeylerinde oluşan pürüzlülük miktarı daha fazla iken, nano boyutlarda inorganik doldurucu partiküllere sahip nanokompozitlerde, polisaj sonrasında düzgün yüzeyler elde edilebilme başarısı daha yüksektir (131,8,10).

Kompozit materyallerde düzgün yüzeyler elde edilmesinde materyalin yapısı ve içeriği kadar kullanılan bitirme ve cila sistemi de ayrı bir öneme sahiptir. Kompozit restorasyonların bitirme ve cila işlemleri için karbid ve elmas frezler, alüminyum oksit partikülleri içeren aşındırıcı diskler, zımparalar, polisaj patlarının yanı sıra, tek aşamalı sistemlere örnek olan; mikro elmas partiküller içeren aşındırıcı lastik, silikon karbid abraziv partikülleri ilave edilmiş fırça gibi farklı sistemler de tercih edilmektedir. Yapılan bazı araştırmalarda, alüminyum oksit partikülleri içeren çok aşamalı esnek diskler ile oldukça pürüzsüz yüzeyler elde edildiği bildirilmiştir (119,120).

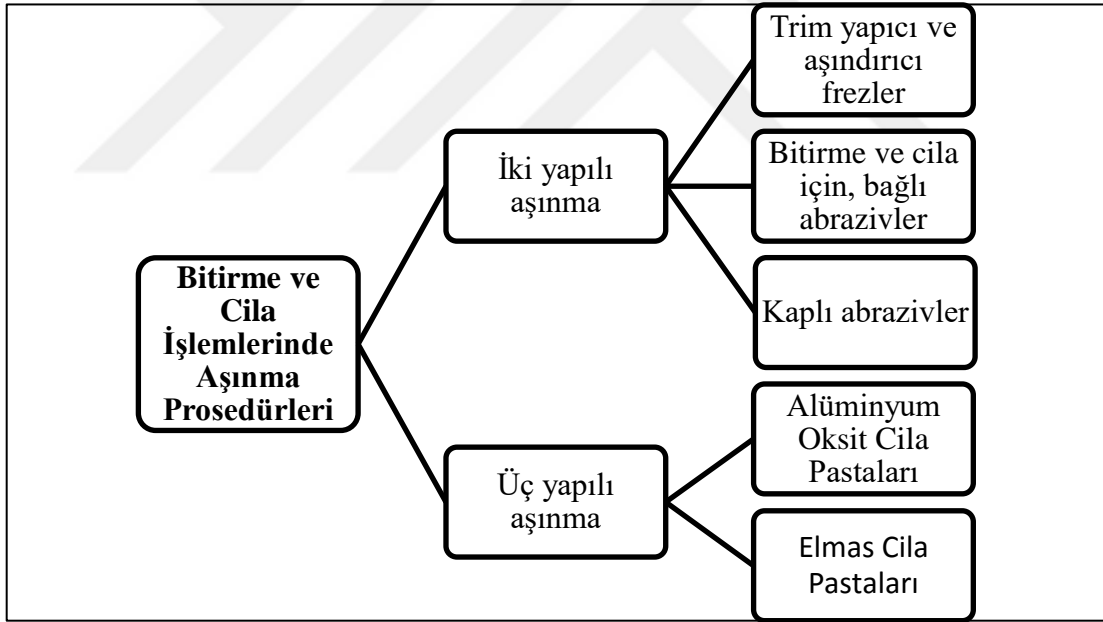
Bitirme ve cila işlemlerinde çok sık kullanılan abraziv disklerin arka bölgedeki dişlerin okluzal alanlarında ve içe doğru eğimli ön bölgedeki dişlerin lingual alanlarında kullanımı kısıtlıdır. Bundan dolayı, özellikle disklerin zor ulaştığı bu alanlar için değişik şekilleri bulunan esnek veya lastik bitirme ve cila aletleri geliştirilmiştir (120).

#### **4.4.1. Yüzey Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Materyaller, Sınıflandırılmaları ve Bileşimleri**

Diş hekimliğinde restorasyonların bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan aletler “kesici aletler” ve “aşındırıcı bitirme ve cila aletleri” olmak üzere ikiye ayrılır.

Aşındırıcı bitirme ve cila aletleri ise “bağlı”, “kaplı” ve “zayıf bağlı aşındırıcılar” olmak üzere üç ayrı bölümden oluşur (120).

*Jefferies*'in 2007 (120) yılında sunulan makalesinde abrazyonun aşınma modu güncel olarak en kabul edilen bilgiler doğrultusunda hazırlanmıştır. Deneysel çalışmalarda elde edilen veriler sonucunda; **iki yapılı abrazyon** ve **üç yapılı abrazyon** olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır (Şekil 4.8). İki yapılı abrazyon modunda, partiküller substrat yüzeyine sıkıca sabitlenmektedir. Üç yapılı abrazyon modu ise; bulamaç şeklindeki serbest partikül formlarının, cilalanacak örnek yüzeyi ve düz substrat yüzeyi arasında bulunması ile oluşmaktadır. Üç yapılı abrazyon modundaki serbest partiküller; bilerek eklenen abrazyonlar ya da aşınmış yüzeylerden çıkan bağımsız debris parçaları ile oluşabilmektedir. Diş hekimliğindeki bitirme ve cila sistemlerinin çoğu, iki yapılı abrazyon modunda işlemektedir.



**Şekil 4.8:** Diş hekimliğinde bitirme ve cila işlemlerindeki aşınma prosedürleri (120)

#### **4.4.1.1. Bağlı Aşındırıcılar**

Aşındırıcı parçacıkların, kaidenin (ana maddenin) tüm yüzeyinde düzgün bir şekilde dağılmasıyla üretilirler. Kaide yapıyı lastik veya silikon gibi elastomerik materyaller oluşturabildiği gibi sert ve esnek olmayan materyaller de meydana getirebilmektedir. Mermi şekilli veya sivri uçlu beyaz taş gibi materyaller sert bağlı aşındırıcılara örnek olarak gösterilebilir (120).

#### **4.4.1.2. Kaplı Aşındırıcılar**

Esnek bir destek (hafif ağırlıklı kağıt, bant, polyester gibi) yüzeyine aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı aracılığıyla bağlanması ile meydana getirilirler. Aşındırıcı partiküller ana malzemenin yalnız bir yüzeyine yayılabildiği gibi iki yüzeyinde de yer alabilirler. Dairesel kaplanmış bitirme diskleri ve stripler en çok bilinen şekilleridir. Kaplı disklere örnek olarak, Sof-Lex (3M ESPE) bitirme ve cila diskleri, Super Snap (Shofu) bitirme diskleri ve Flexidisc (Cosmodent) cila sistemleri gösterilebilir. Alüminyum oksit partikülleri kaplı aşındırıcı disklerde en sık kullanılan aşındırıcı türü olmasının yanında silikon karbit de kullanılmaktadır (132,133,120).

#### **4.4.1.3. Zayıf Bağlı Aşındırıcılar**

Diş hekimliğinde restorasyonların bitim işleminde kullanılan cila patları zayıf bağlı aşındırıcılardır. Lastik, keçe gibi yardımcı bir aletle birlikte son parlatma işleminde uygulanırlar. Zayıf bağlı aşındırıcı cila patları, gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış ince grenli alüminyum oksit veya elmas partiküllerinden oluşurlar. Çoğunlukla kompozit rezin yüzeylerin bitim işleminde 0.3-1 µm parçacık boyutuna sahip alüminyum oksit patları kullanılırken, düzenleme işlemleri sonrası yapısında bozulma meydana gelen porselen materyallerin cila işleminde ise genellikle elmas cila patlarının kullanıldığı bildirilmiştir (132,120).

#### **4.4.2. Yüzey Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tipleri**

Diş hekimliğindeki bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılan aşındırıcı tipleri aşağıdaki gibidir (134).

##### **4.4.2.1. Alüminyum Oksit**

Alüminyum oksit, sert bir materyal olması nedeniyle aşındırıcıların veya kesici aletlerin yapısında kullanılmaya müsaittir. Alüminyum oksit partiküllerinin seramikle katılaştırılmış beyaz taşlar içine katılması, kağıt veya polimer disklere, bantlara bağlanması ya da değişik şekillerdeki lastik uçlara emdirilmesi ile bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan malzemeler piyasaya sunulmaktadır. Aynı zamanda, polisaj patı içerisine karıştırılan ufak boyuttaki partiküller, porselen ve kompozit gibi diş hekimliğinde kullanılan pek çok restoratif materyalin yüzeyinin düzgünleştirilmesinde ve parlatılmasında kullanılabilmektedir (120,135).

##### **4.4.2.2. Karbid Bileşikleri**

Karbid bileşikleri; silikon karbid, bor karbid ve tungsten karbid bileşiklerini içermektedir. Aşındırma ve kesme işlevi yapan çok bıçaklı bitirme frezleri çoğunlukla tungsten karbiden üretilir. Silikon ve bor partikülleri ise bir bağlayıcı eşliğinde disk ve lastiklerin yapısına ilave edilir ve düşük hızdaki döner aletlerle kullanılırlar. Elmastra sonra en sert aşındırıcı olan silikon karbidler özellikle mikrofil kompozit rezinlerde etkilidir. Diskleri siyah renklidir ve ince, ekstra ince, iki kat ekstra ince grenlidirler (120).

##### **4.4.2.3. Elmas Partikülleri**

En sert madde olma özelliği gösteren karbondan oluşan elmas, yüksek aşındırıcı özellikler sergilemekte ve sertliğini de uzun süre devam ettirebilmektedir. İnce elmas partikülleri lastiklere, polisaj patlarına ilave edilebilmekte veya değişik boyutlardaki

elmas tozu ya da partikülleri sert bir matrikse (elmas frezler gibi) kaplanabilmektedir (120).

#### **4.4.2.4. Silikon Dioksit**

Lastik veya elastik bitirme ve cila malzemelerinin yapımında silikon dioksit kullanılmaktadır. Bu aşındırıcılara, Astropol Bitirme ve Parlatma sistemleri (Ivoclar North America, Amherst, New York) örnek gösterilebilmektedir (120).

#### **4.4.2.5. Zirkonyum Oksit**

Silikon dioksite benzer şekilde, dental aşındırıcılar içerisinde özellikle elastik veya lastik benzeri bitirme ve polisaj malzemelerinde yer almaktadır (120). Zirkonyum oksit içerikli polisaj malzemelerine Silicone Points C Type (Shofu Dental, Kyoto, Japan) örnek olarak verilebilmektedir (136).

#### **4.4.2.6. Zirkonyum Silikat**

Doğal bir mineral olan zirkonyum silikat genellikle bantların, disklerin ve polisaj patlarının yapısında kullanılan küçük partikül boyutlu sert bir aşındırıcıdır (120).

### **4.4.3. Abrzivler ile Hazırlanmış Bitirme ve Polisaj Aletleri**

#### **4.4.3.1. Karbid Bitirme Frezleri**

Karbid frezler anatomik formun sağlanmasında ve bitirme işlemlerinde kullanılmak üzere değişik şekil ve bıçak sayısında bulunabilirler. Elmas ve diğer aşındırıcı partiküller ile kaplı frezlere göre keskinlikleri daha azdır ve yumuşak doku üzerinde daha az travmaya neden olurlar (120). 8 ile 40 arasında değişen bıçak sayılarına sahiptirler. Bıçak sayısı az olan frezler daha iyi kesme işlevi görürken, daha pürüzlü bir yüzey oluşturmaktadır. Bıçak sayısının artması ile restorasyonun yüzeyi daha pürüzsüz hale gelmektedir (131).

#### **4.4.3.2. Elmas Bitirme Frezleri**

Elmas bitirme frezleri kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin işlenmesi ve düzgün yüzeyler elde edilmesi amacıyla değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilen, materyal kaldırma etkinliği oldukça yüksek olan gereçlerdir (43,57). Bitirme işlemine çoğunlukla daha kalın grenli frezlerle başlanır ve daha ince grenle devam edilir. Elmas frezler, her zaman yüksek ısının negatif etkilerini önlemek amacıyla su soğutması altında, yüksek hız tribününde düşük hızla uygulanmalıdır. Restorasyon yüzeyinde yüksek oranda aşındırma yapmasından dolayı, sonrasında aşındırıcı kaplanmış diskler, polisaj lastikleri ve polisaj patları gibi malzemelerin kullanıldığı ileri bitirme ve cila işlemlerine gerek duyulmaktadır (137,43).

#### **4.4.3.3. Taşlar**

Taşlar aşındırıcı partiküllerin koheziv bir kütle oluşturmak için birbirine yapıştırılması ve organik bir rezine bağlanması ile oluşmaktadır. İçeriğinde bulunan abraziv materyallerin tipine göre taşların rengi değişim gösterir. Örnek olarak yeşil taşların silikon karbid, beyaz taşların alüminyum oksit içermesi gösterilebilir. Elmas taşlar, kontur verme ve şekillendirme işlemlerinde kullanılan silikon karbid ve alüminyum oksit taşlardan daha agresif kesme ve aşındırma özelliği sergilemektedirler. Abraziv partikül boyutlarına göre kalın, orta ve ince grenli taşlar mevcuttur (131,120).

#### **4.4.3.4. Abraziv Kaplanmış Bitirme ve Cila Disk ve Bantları**

Disk ve bantlar, çoğunlukla alüminyum oksit partikülleri içeren abrazivlerin ince polimer veya plastik bir yapı üzerine kaplanması ile meydana gelir. Disklerin aşındırıcı tabakalarının ince olması sebebiyle etkin bitirme işlemi için tek vakada kullanımları uygundur ve kullanım süreleri sınırlıdır (120,135). Pürüzsüz bir yüzey elde edebilmek için partikül büyüklüğü yaklaşık 55-100 µm olan kalın grenli disklerden başlayıp, 7-8 µm olan süper ince grenli disklerle doğru aşamalı bir uygulama gerekmektedir. Abrazivle kaplanmış disk ve bantların, girinti ve çıkıntıların çok fazla olduğu okluzal ve konkav alanlarda kullanımları çok uygun değildir. Çoğunlukla insizal kenar gibi düz ve

konveks alanlarda tercih edilirler (131). İnterproksimal alanlardaki fazlalıkların uzaklaştırılmasında başarı sağlarlar. Esnek olan bu disklerle basınç uygulanmadan aralıklarla su uygulaması altında çalışılmalıdır (43). OptiDisc (Kerr Corporation), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), Sof-Lex System (3M ESPE) ve Super-Snap (Shofu) abraziv ile kaplanmış disk ve bant sistemlerine örnek olarak gösterilebilir (120).

#### **4.4.3.5. Lastikler**

Anatomik şekillendirme; bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan cila lastikleri, silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit gibi ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin, yumuşak ve elastik bir matrikse eklenmesi ile meydana gelirler (120). Lastiklerin elastomerik matriks yapısı doğal veya sentetik lastik, silikon veya diğer sentetik elastik polimerlerden meydana gelebilmektedir. Disk ve bantların ulaşamadığı konkav ve okluzal yüzeylerde, yumuşak olmaları ve değişik şekil, boyut ve sertlik derecelerinde çeşitlerinin bulunması nedeniyle rahatlıkla kullanılabilirler. Tekerlek, bardak ve sivri uçlu gibi şekillere sahip farklı boyutlarda çeşitleri mevcuttur. Silicone Points C type (Shofu), Enhance (Dentsply/Caulk), Flexicups (Cosmedent), Identoflex (Kerr Corporation), Astropol (Ivoclar Vivadent) lastiklere örnek olarak gösterilebilir (120).

Compomaster (Shofu) ve PoGo (Dentsply/Caulk) gibi tek aşamalı cila sistemlerinde, bitirme ve polisaj işlemleri tek bir malzeme ile daha kısa sürede gerçekleştirilebilmektedir (136,125).

#### **4.4.3.6. Şeffaf Bantlar**

Şeffaf bant altında polimerize olmuş kompozit restorasyonlar şeffaf bandın yüzeyindeki pürüzlerden dolayı kusursuz yüzey özellikleri gösterememelerine karşın, direkt uygulanan estetik materyallerin genelinde en düzgün yüzeyi meydana getirmektedirler. Aynı zamanda düzgün konturlar verebilmek ve okluzal uyumu elde etmek için okluzal yüzeyde polimerizasyonun ardından yapılan düzeltmeler nedeniyle,



şeffaf bant ile bitirilen düzgün yüzeyler pürüzlü hale gelmektedir. Bu pürüzlülüğün yok edilmesi amacıyla da bitirme ve cila basamaklarının uygulanması gerekmektedir (127,134).

#### **4.4.3.7. Abraziv İçeren Polisaj Patları ve Çeşitli Aplikatör Cihazları**

Elmas frezler ile şekillendirme işlemi tamamlanan restorasyonların polisaj işlemi için, çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren abraziv içerikli polisaj patları kullanılmaktadır. Etkin parlak yüzeylerin elde edilmesinde su ile birlikte kullanıldıklarında oldukça başarılıdır (120). Cila pastasının kuru, susuz ortamda uygulanması daha agresif bir aşındırma yapmakta ancak cila sırasında su ile birlikte çalışılması restorasyonun yüzeyinde nanometrik düzeyde daha ince bir aşındırma meydana getirmektedir (131). Poli I ve Poli II (Kota) alüminyum oksit içerikli polisaj patları için, Ultralap (Moyco Union Broach) ince elmas partikül içerikli polisaj patları için örnek olarak gösterilebilir (138).

#### **4.4.3.8. Abraziv Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler**

1990 yılının sonlarında piyasa sunulan, polimer kıllara abraziv partiküllerin (alüminyum oksit, silikon karbit, elmas partikülleri) emdirilmesi mekanizmasıyla üretilen abraziv içerikli polisaj fırçaları, seramik ve kompozit restorasyonların diğer bitirme ve cila malzemeleri ile işlem yapılamayan oluklarına, fissürlerine ve ara yüz bölgelerine ulaşmak için üretilmiştir. Sivri uçlu ya da bardak şeklinde değişik biçimlerde bulunabilirler. Elmas emdirilmiş keçelerin pürüzsüz yüzey elde etmede oldukça etkili olduğu bildirilmektedir. Sof-Lex Brush (3M ESPE) alüminyum oksit emdirilmiş fırçalara, Astrobrush (Ivoclar Vivadent) ise silikon karbit emdirilmiş fırçalara örnek olarak gösterilebilir (120).

#### **4.4.3.9. Rezin Matriks Frezler**

Yapısında aşındırıcı olarak polimer veya kompozit rezin matriks içeren rezin matriks frezler kontrollü aşındırma yapmaktadırlar. Diş yüzeyindeki yüzeyel lekelerin

kaldırılmasında, braket altlarında kalan yapıştırıcı kalıntılarının temizlenmesinde ve periodontal kök planlamasında kullanılabilir. StainBuster (Danville) rezin matriks frezlere örnek olarak gösterilebilir (120).

#### **4.4.4. Yüzey Koruyucu Vernikler (Glaze uygulaması)**

Yapısında aşındırıcı partiküller bulunduran polisaj malzemelerinin uygulama basıncı, aşındırıcının sertliği ve gren boyutu gibi özellikleri kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilmekte ve klinik olarak gerekli ideal pürüzsüzlüğü elde edebilmek için ilave cila basamaklarına ihtiyaç duyulmaktadır. Şekillendirme ve cila işlemlerinin ardından diş ve dolgunun birleşme sınırında ve kompozit yüzeyinde oluşabilecek mikroskobik açıklık ve pürüzlere penetre olarak kenar sızıntısı, renklenme ve plak oluşumunun bir ölçüde önlenmesi, aşınma direncinin artırılması, su emilimi ve su kaybı problemlerinin azaltılması ve restorasyona iyi bir estetik kazandırılabilmesi amacıyla restorasyon yüzeyine glaze materyali (rezin içerikli yüzey koruyucu vernik) uygulanması ile klasik polisaj işlemlerinden daha düzgün ve parlak yüzeyler sağlanmaktadır. Glaze materyalleri polimerize olmuş kompozit rezin üzerine uygulanabildiği gibi polimerize olmamış rezin yüzeyine de uygulanabilmektedir (139,127). 1980’li yıllarda yapılmış çalışmalarda glaze işlemi “**rebonding**” olarak da isimlendirilmekteydi.

Genellikle glaze işleminde kullanılan materyaller, polimerize olmuş kompozitler için geliştirilmiş viskozitesi az doldurucusuz Bis-GMA içerikli rezinlerdir (140). Glaze ajanları kompozit yüzeyinde meydana gelen serbest radikalleri, oksijenden önce yakalayıp onlara bağlanırlar ve oksijenle birleşmelerini önlerler. Sonuç olarak oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu engellenmiş olur (139,127). Biscover LV (Bisco), G-Coat Plus (GC Corporation), Optiguard (Kerr), Seal-n-Shine (Pulpdent Corporation) materyalleri glaze ajanlara örnek olarak gösterilebilir (138).

#### 4.4.5. Nanoteknoloji Likit Cila Sistemler

Günümüzde sıvı cila materyallerindeki eksikliğin fark edilmesi üzerine nanoteknolojik yöntemler kullanılarak üretilen likit cila sistemleri piyasaya sunulmuştur. Ürünü piyasaya süren firmanın iddialarına göre nanodoldurucuların cila sisteminin içerisine eklenmesi ile pürüzsüz bir yüzey elde edilmektedir (141).

#### 4.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Bir materyalin yapısal özelliklerine ya da elde edilirken kullanılan yöntemle bağlı olarak oluşan yüzey dokusundaki düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak ifade edilmektedir (142).

Kompozitin klinik uygulamasını ve fiziksel özelliklerini etkileyen doldurucu yapısı ve içeriği, birçok kompozit rezin için farklılık göstermektedir (143). Bu kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü; hem cila için kullanılan aletlerin yapısından, hem de kompozit materyalinin doldurucu partikül tipi, partikül boyutu, doldurucu miktarı ve kullanılan kompozit rezinin tipi gibi özelliklere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (144). Cila işlemi sırasında sert ve büyük partiküller, yumuşak olan rezin matriksten daha kolay ayrılabilir (145).

Ağız sağlığı ve estetik gereksinimlerin karşılanabilmesi için ağız içerisinde yapılan restorasyonların yüzey düzgünlüğü oldukça önemlidir. Bitirme ve cila işlemlerinin temel prensibi , restorasyona uygun bir anatomik şekil ve okluzyon, sağlıklı embraşür, düzgün ve pürüzsüz bir yüzey sağlayabilmektir (21).

Doğru bitirilmeyen pürüzlü restorasyon yüzeyleri lekelenme, plak birikimi, marjinal bütünlüğün bozulması, aşınmanın artması, hasta memnuniyetsizliği, gingival irritasyon ve sekonder çürük oluşumuna neden olabilmektedir (146–148). Polisaj ve cila basamaklarının uygulanması bütün bunların yanında kompozit rezinlerin en dış katmanındaki oksijen inhibisyon tabakasının (rezinden zengin tabaka) kaldırılması için de gerekmektedir. Parlaklığı düzgün bir şekilde sağlanmış, pürüzsüz yüzeye sahip

restorasyonların estetik sonucu daha başarılı ve klinik ömrü daha uzun olmaktadır (149,150). Aynı zamanda pürüzlü yüzeylerin kırılma direncinin pürüzsüz yüzeylere nazaran daha düşük olduğu bildirilmiştir (151).

#### **4.5.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirme işlemlerinde, **Tarayıcı Elektron Mikroskopu (SEM)** gibi nitel ve **yüzey profili analizi (Profilometre)** gibi nicel yöntemlerle ölçümlerin yapıldığı farklı cihazlar kullanılmaktadır. Günümüzde ise **Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM)** yüzey pürüzlülüğü ölçümünde sıkça tercih edilmektedir (25).

##### **4.5.1.1. Profilometreler**

Profilometreler mekanik ve optik profilometreler olmak üzere iki farklı şekilde bulunabilmektedir.

##### **4.5.1.2.1. Mekanik Profilometreler**

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin iki boyutlu değişkenidir ve yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı kullanılarak ölçülebilir. Cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda materyal yüzeyinde hareket ederken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıklarına sebep olarak yüzey profili olarak kayda alınmakta ve yüzey anatomisi ile ilgili değerler sayısal veya grafiksel olarak elde edilebilmektedir (152). Mekanik profilometrelerin sensörleri, yüzeyi elmas uç kullanılarak horizontal olarak 20-50 µm çözünürlük ile taramaktadır. Yüzeydeki girintilerin elde edilen değerleri etkilememesi için değişik açılarla ölçümler yapılmaktadır (153).

Pürüzlülük değeri belirlenirken, yüzey üzerinde bulunan tüm girinti ve çıkıntıları kaydeden elmas sivri ucun materyalin yüzeyi üzerinde hareket ettirilmesi ile yüzey çizilirken, bazal çizgiden itibaren bütün sapmalar ölçülmektedir. Ölçüm sonucunda

pürüzlü yüzeylerde, kısa dalga boylarında çizimler gözlenirken, eğer uzun dalga boyu izleniyor ise yüzeyin düzgün fakat dalgalı olduğu düşünülmektedir. Pürüzlülük ölçümü esnasında, pürüzlülük ölçen cihazın dalgalı olan bazal çizgi üzerinde üst üste gelen kısa dalgalı sapmaları kayda alması, uzun dalga boylu titreşimleri ise dikkate almayacak şekilde ayarlama yapılması gerekmektedir (154).

Mekanik profilometreler hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak değerleri kaydedilebilmektedir (19). Kullanılan bu değerlerden bazıları;

**-Ra**; belirli bir ölçüm mesafesinde bütün yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamlarının aritmetik ortalamasını,

**-Rmax**; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi,

**-Rz**; belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir (152). Ra değerinin 0.2  $\mu\text{m}$ 'den düşük olduğu durumlarda daha az plak birikiminin olacağı rapor edilmiştir (155). Materyalin cinsi, yumuşaklığı, boşlukların varlığı, cihazın şekli ve özellikle yüzey işaretleyicisinin şekli ve seçilen pürüzlülük değişkeni gibi birden fazla faktörün pürüzlülük ölçümleri sonucunda elde edilen değerlerde etkili olduğu rapor edilmiştir (154).

#### **4.5.1.2.2. Optik Profilometreler**

Optik profilometreler üç boyutlu ölçüm sağlayan cihazlardır, buna bağlı olarak ölçüm yapılan materyalin yüzey özellikleri doğal karakterine yakın bir şekilde kaydedilebilmektedir (25). Optik ışın yardımıyla yüzeye temas edilmeden tarama yapmaktadır (156). Yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafenin cihaz tarafından ölçülmesi prensibiyle çalışır. Cihazın optik parçaları 100  $\mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük temin edebilmektedir (156).

#### **4.5.1.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)**

Taramalı elektron mikroskobunda temel prensip, örnek yüzeyinden yansıyan çok ince elektron (10  $\mu\text{m}$ ) demetlerinin bir toplayıcıda birikmesi ve bu biriken elektronların bir takım yansıtıcı aletler yardımı ile görüntü şekline dönüştürülmesidir. Yüksek

çözünürlüklü resim oluşturmak için vakum ortamında oluşturulan ve aynı ortamda elektromagnetik lenslerle inceltilecek elektron demeti ile incelenecek malzemeyi analiz etme imkanı sağlamaktadır (157).

SEM yüzey pürüzlülüğü incelemelerinde en sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Fakat yüzey topografisinin tanımlanmasında bir takım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu hayali bir görüntü oluşturması nedeniyle yüzey özellikleri net olarak görüntülenememektedir (158,25).

#### **4.5.1.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)**

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), çok küçük boyutta esnek bir kolun ucuna monte edilmiş bir mikroskop ucundan oluşan merceği olmayan bir mikroskop tipidir (159). Mikroskop ucu örnek yüzeyi boyunca tarama yaparken, yüzeyin özelliklerine bağlı gösterdiği dikey sapmalar rakamsal olarak tespit edilir. Yükseklik farkları arasındaki büyüklüğün belirlenmesi, bir lazer mikroskop ucu ve dört parçalı dedektörün yüzey boyunca tarama yaparken geri dönen sinyalleri algılamasıyla sağlanır. Bu özelliklerinden dolayı tarama mikroskopları arasındaki farklı bir yere sahiptir (159–161).

AFM ile atomik boyutlara kadar inceltilmiş bir iğne ucu vasıtasıyla, yüzeyin yüksek çözünürlükte, üç boyutlu görüntülerinin elde edilmesi sağlanır. Görüntüleme, iğne ucunun yüzey ile etkileşiminin incelenmesi sonucunda elde edilir. Farklı amaçlar için değişik iğne uçları kullanılmaktadır (162). Uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kayıt eden AFM tekniklerinde kullanılan uçlar çoğunlukla 20-30 nm yarı çapındadır. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetleriyle bağlantılıdır (110).

AFM tekniğinde, iğnenin yüzeye temas ettirilerek uygulandığı temas yöntemi (çekici mod), iğnenin yüzeye temas etmediği temassız yöntem (itici mod) ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma yöntemi (tıklatma modu) gibi üç farklı yöntem ile ölçüm yapılabilmektedir. Örnek yüzeylerinin anatomik yapısının görüntülenmesi yanı

sıra faz, elektrik iletkenlik ve manyetik değişkenlikler de tespit edilebilmektedir. Atomik boyuttaki görüntüler bu modda sağlanmaktadır (162).

Üç boyutlu ölçüm yapabilmesi, nanometrik çözünürlükte üç boyutlu görüntü elde edilmesi, vakum gibi özel bir işleme ihtiyaç duyulmaması, ilaveten bir yüzey kaplamasına ihtiyaç olmaması, direkt olarak yükseklik ölçümü yapabilmesi, elektriksel iletken olmayan yüzeylerde de uygulanabilmesi diğer görüntüleme tekniklerine göre avantajlarıdır (160,163,159). Fakat tarama hızının düşük olması, örnek sayısının az olması ve undercutları tespit edememesi gibi dezavantajlara da sahiptir (164).

Çalışmamızın amacı; anterior bölgede mine seviyesinde kullanılacak kompozit rezinlere uygulanan farklı polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini incelemektir. Hipotezimiz;

- 1-) Çalışmada kullanılan farklı kompozitlerin polisaj sonrası yüzey pürüzlülükleri farklı olacaktır.
- 2-) Bitirme ve polisaj işlemlerinde farklı sistemler kullanılması, yüzey pürüzlülüğü değerlerinde sistemler arası farklılıklara neden olacaktır.
- 3-) En düşük yüzey pürüzlülük değerleri, kompozit rezinin polimerizasyonundan sonra herhangi bir işlem uygulanmamış olan şeffaf bant gruplarında gözlenecektir.

## 5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmadaki test aşamaları, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

### 5.1. Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Kompozit Rezinler ve Cila Sistemleri

Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerle ilgili bilgiler Tablo 5.1’de, polisaj malzemelerinin özellikleri Tablo 5.2’de, polisaj malzemelerinin aşındırıcı gren boyutları ve uygulanma süreleri Tablo 5.3’de sunulmuştur.



**Tablo 5.1:** Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin materyalleri, özellikleri ve kimyasal yapıları

Marka, Türü ve üretici Firma	Doldurucu Boyutu ve Tipi	Doldurucu Oranı Ağırlıkça / Hacimce	Organik Matriks Bileşimi	Renk	Üretim no
<b>Majesty Esthetic ES-2 Premium</b> <b>Nanofil</b> Kuraray Noritake Dental Tokyo, Japan	0.37µm -1.5µm ortalama inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,7 µm Silanize baryum cam partikülleri	%78 / %40	Bis-GMA Hidrofobik aromatik dimetakrilat Hidrofobik alifatik dimetakrilat	A1E	00003D
<b>G-aenial Anterior</b> <b>Mikrohibrit</b> GC Corporation Tokyo,Japan	16-17 µm boyutta geliştirilmiş iki tip prepolimerize doldurucunun kombinasyonu (16 nm Silika, 400 nm strontium ve 100 nm lanthanoid fluoride) 850 nm boyutta silika cam 16 nm boyutta Amorf silika	%76 / %62	UDMA Dimetakrilat ko-monomerleri	Junior Enamel	140313A
<b>Herculite XRV Ultra</b> <b>Nanohibrit</b> Kerr Corporation Orange CA, ABD	20-50 nm Nanopartikül boyutta silika nanodoldurucu 0.4 µm ortalama boyutta baryum cam doldurucu Prepolimerize doldurucu	%78 / %59	Etoksillenmiş Bis-GMA TEGDMA	A1E	5135185



**Resim 5.1:** Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler

**Tablo 5.2:** Çalışmamızda kullanılan polisaj materyalleri ve özellikleri

MATERYAL TİPİ	ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	ÜRÜN KODU
Lastik yapı içerisine elmas partikülü entegre edilmiş bitirme ve cila spirali	<b>CLEARFIL Twist DIA</b>	<b>Kuraray</b> Noritake Dental, Tokyo, Japan	240719
Elastomer yapı içerisine alüminyum oksit partikülleri entegre edilmiş, ince ve süper ince bitirme ve cila spirali	<b>Sof-Lex Spiral Bitirme ve Cila Diskleri</b>	<b>3MESPE</b> , St Paul MN, ABD	N508796
Polyester yüzeyine alüminyum oksit partikülleri kaplanmış bitirme ve cila diskleri (kaba, orta, ince, süper ince grenli)	<b>Sof-Lex Bitirme ve Cila Diskleri</b>	<b>3MESPE</b> , St Paul MN, ABD	N608519 N605349 N572766 N614088
Silikon içerisine elmas ve alüminyum partikülü entegre edilmiş bitirme ve cila lastiği	<b>HiLuster<sup>Plus</sup> Cila Sistemi</b>	<b>Kerr Corporation</b> , Orange, CA, ABD	2481636
Polyester yüzeyine alüminyum oksit partikülleri kaplanmış bitirme ve cila diskleri (kaba, orta, ince, süper ince grenli)	<b>Optidisc</b>	<b>Kerr Corporation</b> , Orange, CA, ABD	2439063
Silikon içerisine elmas partikülü entegre edilmiş bitirme ve cila lastiği	<b>OptraPol Next Generation</b>	<b>Ivoclar</b> , Vivadent Schaan, Liechtenstein	NL1864

**Tablo 5.3:** Polisaj malzemelerinin aşındırıcı gren boyutları ve uygulanma süreleri

ÜRÜN ADI	AŞINDIRICI GREN BOYUTU	UYGULANMA SÜRELERİ
<b>Sof-Lex Bitirme ve Cila Diskleri</b>	Kahverengi- MD*	15 sn
	Turuncu-29 µm	15 sn
	Açık Turuncu-14 µm	15 sn
	Sarı-5 µm	15 sn
<b>Sof-Lex Spiral Bitirme ve Cila Diskleri</b>	Bej-29 µm	15 sn
	Beyaz-25 µm	15 sn
<b>HiLuster<sup>Plus</sup> Cila Sistemi</b>	Gloss Plus-10 µm	15 sn
	HiLuster <sup>Plus</sup> -5 µm	15 sn
<b>Optidisc</b>	Ekstra Kalın-80 µm	15 sn
	Kalın-40 µm	15 sn
	İnce-20 µm	15 sn
	Ekstra İnce-10 µm	15 sn
<b>CLEARFIL Twist DIA</b>	MD*	15 sn
		15 sn
<b>OptraPol Next Generation</b>	12 µm	30 sn

\* Mevcut değil

## 5.2. Örneklerin Hazırlanması ve Cila İşlemleri Sırasında Kullanılan Diğer Gereçler

### 5.2.1. 3M ESPE Kompozit Rezine Yapışmayan El Aleti

Çalışmamızda kompozit rezinlerin kalıp içerisine homojen bir şekilde yerleştirilebilmesi amacıyla 3M ESPE firmasına ait paslanmaz ve yapışmaz materyalden üretilen el aletleri kullanılmıştır (Resim 5.2).



**Resim 5.2:** Çalışmamızda kullanılan el aletleri

### 5.2.2. Siman Camı-Şeffaf Matriks Bandı

Paslanmaz çelik kalıp içerisinde yerleştirilen kompozit rezinlerin, düzgün ve pürüzsüz bir biçimde silindirik formda şekillenebilmesi için, kalıbın alt ve üst yüzeylerinde siman camı ve şeffaf matriks bandı kullanılmıştır (Resim 5.3).



**Resim 5.3:** Siman camı-Şeffaf Matriks bandı

### 5.2.3. Elipar S10 Polimerizasyon Cihazı

Çalışmada hazırlanan kompozit rezin örneklerin LED ışığı ile polimerizasyonunu sağlamak için Elipar S10 (3M ESPE, St Paul MN, ABD) polimerizasyon cihazı kullanılmıştır (Resim 5.4). Tek parça paslanmaz çelik gövdeden oluşan ışık cihazı,  $1200 \text{ mW/cm}^2$  ışık yoğunluğuna ve 430 - 480 nm dalga boyuna sahiptir. Materyal ile ilgili talimatlarda birçok kompozit için polimerizasyon süresi 10 saniyedir. Çalışmamızda yeni bir ışık ucu ve yeni açılmış bir cihaz kullanılmıştır. Cihaz kablosuzdur ve üzerinde ışık şiddetini ölçen radyometreye sahiptir.



**Resim 5.4:** Elipar S10 LED polimerizasyon cihazı

#### **5.2.4. Aeratör-Kırmızı Bantlı Elmas Frez**

Kompozit disklerin yüzeyi, cila işlemi öncesi yüzey pürüzlülüğü açısından standardizasyonu sağlamak amacı ile kırmızı bantlı frez (Komet, Rock Hill, SC, USA) (Resim 5.5) ve aeratör (NSK S-Max M600, Nakanishi Inc., Kanuma Tochigi, Japonya) (Resim 5.6) yardımıyla düzenlenmiştir.



**Resim 5.5:** Kırmızı Bantlı Elmas Frez

#### **5.2.5. Mikro-Motor ve Anguldurva**

Örneklerin cilalanması sırasında düşük devirli mikro-motor ve anguldurva (KAVO L-MOTOR 181DBN INTRAMatic ve DURAtec 2068 D, KaVo Dental GmbH,

Bismarckring, Almanya) (Resim 5.6) üretici firmaların talimatları doğrultusunda kullanılmıştır.



**Resim 5.6:** Çalışmamızda kullanılan Mikro-motor, Anguldurva ve Aeratör

#### 5.2.6. Paslanmaz Çelik Kalıp

Silindir şeklindeki örneklerin standart olarak elde edilebilmesi amacıyla üzerinde 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik boşlukları olan paslanmaz çelik kalıp (Resim 5.7) hazırlanmıştır.



**Resim 5.7:** Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kalıp

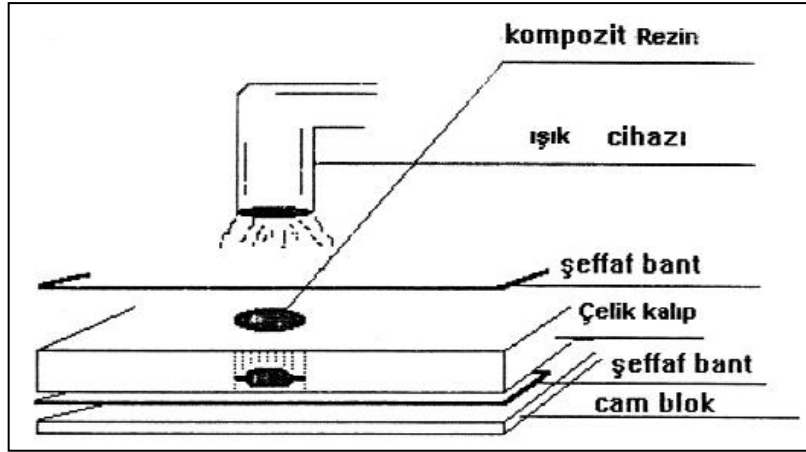
### 5.3. Örneklerin Hazırlanması

Uygulanan işlemlerdeki standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla bütün işlemler aynı araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Üç çeşit restoratif materyal ve polisajda kullanılmak üzere, altı farklı bitirme ve polisaj sistemi seçilmiştir. Çalışmamızda yer alan her bir kompozit grubu için 56 örnek, üç farklı kompozit grubu için toplamda 168 örnek hazırlanmıştır. Örneklerin standart bir şekilde hazırlanması amacıyla; üzerinde 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde silindirik boşlukları olan paslanmaz çelik kalıp kullanılmıştır.

Daha sonra paslanmaz çelik kalıbın alt yüzeyini kapatmak için boşlukları tam örtülecek şekilde şeffaf bant yerleştirilmiş ve siman camı üzerine paslanmaz çelik kalıp sabitlenerek örneğin tepilebileceği silindirik boşluklar oluşturulmuştur. Kompozit rezin materyalleri yapışmayan ağız spatülü kullanılarak boşluklara yerleştirildikten sonra hava kabarcığı oluşmayacak şekilde siman fulvarı ve ağız spatülü yardımıyla sıkıştırılmıştır. Kompozit rezin üzerine şeffaf bant ve siman camı yerleştirilmiş ve bu sırada hafif basınç uygulanarak fazla materyalin taşması ve düzgün bir yüzey elde edilmesi sağlanmıştır. Bu işlemi takiben LED ışık cihazı (Elipar S-10, 3M ESPE) kullanılarak kompozit rezinler üretici firma önerileri doğrultusunda;

- Nanofil kompozit rezin (Majesty Esthetic ES-2 Premium): 10 sn
- Mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial Anterior): 10 sn
- Nanohibrit kompozit rezin (Herculite XRV Ultra): 10 sn süreyle polimerize edilmiştir (Şekil 5.1).

Polimerizasyon esnasında ışık cihazının polimerize edici ucu siman camına temas ettirilerek örneğin merkezine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Işık cihazının gücü her örneğin polimerizasyonundan önce cihazın kendi bünyesinde sahip olduğu radyometre aracılığıyla kontrol edilmiş ve 1000 mW/cm<sup>2</sup>'den yüksek güçte olmasına dikkat edilmiştir. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilebilmesi amacıyla şeffaf bant ve siman camı uzaklaştırıldıktan sonra üretici firma talimatına göre ek olarak 10 saniye daha ışık uygulanmıştır (21,119).



Şekil 5.1: Kompozit örneklerin hazırlanma düzeneği

#### 5.4. Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları

Paslanmaz çelik kalıptan çıkarılan örneklerin alt yüzeylerinde, örneklerin işlem ve ölçüm yapılacak üst yüzeylerinin karıştırılmaması amacıyla, sabit kalem yardımıyla çizgiler oluşturulmuştur.

Her bir kompozit rezin grubundaki 56 örnek 7 alt gruba ayrılmıştır. Bütün gruplardan 8'er örnek rastgele seçilerek kontrol grubu oluşturulmuştur. Bu alt gruptaki örneklerle rastgele seçilen bir bitirme ve cila işlemi uygulanmıştır (n=8). Çalışmamızda oluşturulan alt gruplar Tablo 5.4'de gösterilmiştir.

Polisaj işlemleri öncesi standart pürüzlü yüzey elde etmek ve şeffaf bant altında meydana gelen parlak yüzey ve rezinden zengin tabakayı uzaklaştırmak amacıyla, kontrol grubu dışındaki örneklerin üst yüzeylerine, 30 µm grenli kırmızı bantlı elmas frez 5 sn süre ile uygulanmıştır. Standardizasyonu sağlamak amacı ile, frezler her 5 örnekten sonra değiştirilmiştir. Bu işlem sonrasında kalan örneklerle 6 farklı sistem kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir.

Her alt gruptaki 8'er örneğin polisaj işlemi sırasında, Sof-Lex Spiral Bitim ve Cila Diskleri, Sof-Lex Bitim ve Cila Diskleri, HiLuster<sup>Plus</sup> Cila Sistemi, Optidisc,



OptraPol Next Generation ve CLEARFIL Twist DIA Bitim ve Cila Sistemleri kullanılmıştır. Polisaj işlemi disk ve lastiklerin gren büyüklüklerine göre kaba grenden ince grene doğru uygulanarak yapılmıştır (Resim 5.8). Bitirme ve cila işlemleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda kuru ya da sulu ortamda gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yine firmanın talimatları göz önünde bulundurularak tek kullanımlık diskler ve spiraller her örnekten sonra değiştirilmiştir. Kalan son alt gruplar ise şeffaf polyester bant altından çıkarılmış halleriyle bırakılmıştır. Sonuç olarak 3 çeşit restoratif materyalin kullanıldığı çalışmamızda, 6 farklı bitim ve polisaj sistemi ve birer kontrol grubu olmak üzere, 7 farklı yöntemle 168 adet örnek hazırlanmıştır.



**Resim 5.8:** Üç farklı kompozit rezinden hazırlanan örnekler

Çalışmamızda kullanılan cila sistemlerinin çalışma prensibi üretici firmaların verdiği bilgiler doğrultusunda aşağıda açıklanmıştır:

#### **Sof-Lex spiralleri:**

Sistem; iki farklı gren büyüklüğüne sahip alüminyum oksit partikülü içeren spiralden oluşmaktadır (Resim 5.9). Yavaş hızlı bir döner alet (10,000-20,000 Rpm) ve mandreli yardımıyla kuru yüzeye, ilk önce kalın grenli ardından ince grenli olan spiralin kullanımı şeklinde uygulanmaktadır. İki spiral kullanımı arasında yüzey yıkanıp kurutulmalıdır. Tek kullanımlıktır.



**Resim 5.9:** Sof-Lex Spiral Bitirme ve Cila Diskleri

### **Sof-Lex Bitirme ve Cila Diskleri:**

Sistem; kalın, orta, ince ve süper ince olmak üzere dört farklı aşındırma derecesine sahip alüminyum oksit kaplı disklerden oluşmaktadır (Resim 5.10). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, kuru yüzeye uygulanmak üzere kalın ve orta grenli diskler 30,000 rpm, ince ve süper ince grenli diskler ise 10,000 rpm hızda ve pop-on mandrel sistemi yardımıyla, her bir disk 15-20 sn kadar ve aynı yönde uygulanmalıdır. Kalın, orta kalın, ince ve süper ince grenli disklerin sırasıyla kullanılması idealdir. Diskler tek kullanımlıktır. Her disk kullanımından sonra yüzey yıkanıp, kurulanmalıdır.



**Resim 5.10:** Sof-Lex Bitirme ve Cila Diskleri

### **CLEARFIL Twist DIA:**

Sistem; ince ve orta grenli elmas aşındırıcı partikül içerikli iki spiralden oluşmaktadır (Resim 5.11). Yavaş hızlı bir döner alet yardımıyla aynı yönde yuvarlak hareketler yapılarak uygulanmalıdır. Sulu olarak çalışılmalıdır.



**Resim 5.11: CLEARFIL Twist DIA**

### **OptraPol Next Generation:**

Sistem; tek aşamalı elmas partikül içerikli lastiklerden oluşmaktadır. Büyük alev uçlu, küçük alev uçlu, kupa ve disk şeklinde dört farklı tipi bulunmaktadır (Resim 5.12). Cila pastası kullanımına gerek yoktur. Tek kullanımlık değildir. Yavaş hızlı bir döner alet (max 10,000 Rpm) yardımıyla yaklaşık 2 N basınç ile aynı yönde sulu çalışılarak uygulanmalıdır.



**Resim 5.12: OptraPol Next Generation Cila Sistemi**

### Optidisc:

Sistem; dört farklı grenli diskin aşamalı olarak kullanılmasından oluşmaktadır. Diskler kalın (80 µm), orta (40 µm), ince (20 µm) ve ekstra ince (10 µm) olmak üzere dört çeşittir (Resim 5.13). Kuru ortamda çalışılmalıdır. Her disk kullanımından sonra yüzey yıkanıp, kurulanmalıdır. Optimum tork iletim prensibi ile çalışmaktadır. Ekstra Rpm duyarlılığına sahip değildir. Tek kullanımlıktır.



**Resim 5.13:** Optidisc Bitirme ve Cila Sistemi

### HiLuster<sup>Plus</sup> Cila Sistemi:

Sistem, gri ve mavi renkte olmak üzere iki farklı grenli lastikten oluşmaktadır. Büyük alev uçlu, küçük alev uçlu, kupa ve disk olmak üzere farklı kullanıma uygun dört tipi vardır (Resim 5.14). Mavi renkte olan Gloss Plus, alüminyum oksit aşındırıcı partikülleri içerirken; gri renkte olan HiLuster<sup>Plus</sup> cila lastiği, elmas aşındırıcı partikülleri içermektedir. Uygulama sırasında cila pastası kullanımına gerek yoktur. Tek kullanımlıktır. Mavi renkteki cila lastikleri su soğutması altında kullanılırken, gri renkli olanlar kuru ortamda uygulanmalıdır.



**Resim 5.14:** HiLuster<sup>Plus</sup> Cila Sistemi

**Tablo 5.4:** Çalışmada oluşturulan alt gruplar

Grup Adı	Kompozit Adı	Örnek Sayısı(n)	Örnek Sayısı(n)	Bitirme ve Cila Sistemi
Grup 1	<b>Majesty Esthetic ES-2 Premium</b>	n:56	n:8	Kontrol Grubu
			n:8	Sof-Lex Spiralleri
			n:8	Sof-Lex Diskleri
			n:8	HİLuster <sup>Plus</sup>
			n:8	Optidisc
			n:8	OptraPol Next Generation
			n:8	CLEARFİL Twist DIA
Grup 2	<b>G-aenial Anterior</b>	n:56	n:8	Kontrol Grubu
			n:8	Sof-Lex Spiralleri
			n:8	Sof-Lex Diskleri
			n:8	HİLuster <sup>Plus</sup>
			n:8	Optidisc
			n:8	OptraPol Next Generation
			n:8	CLEARFİL Twist DIA
Grup 3	<b>Herculite XRV Ultra</b>	n:56	n:8	Kontrol Grubu
			n:8	Sof-Lex Spiralleri
			n:8	Sof-Lex Diskleri
			n:8	HİLuster <sup>Plus</sup>
			n:8	Optidisc
			n:8	OptraPol Next Generation
			n:8	CLEARFİL Twist DIA

Hazırlanan örnekler ışık geçirmeyen kaplarda, etüvde (EN025, Nüve, Türkiye) (Resim 5.15) %100 nemlilikte 37°C’te 24 saat bekletilmiştir.



**Resim 5.15:** Çalışmamızda kullanılan etüv

### 5.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Çalışmamızdaki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri örnekler üzerine şeffaf bant grubu hariç polisaj sistemleri uygulandıktan sonra yapıldı. Hazırlanan örnekler distile su ile yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu. Örneklerin işaret konulmamış yüzeylerinden yüzey pürüzlülük ölçümleri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Profilometre cihazı (Surftest SJ-310 Mitutoyo, ABD) kullanılarak ölçüldü (Resim 5.16). Cihaz 100  $\mu\text{m}$  ölçüm menziline sahip NHT-6 tarayıcı iğneye sahiptir. Bu iğnede EN ISO 3274 standardına uygun 2  $\mu\text{m}$  ve 60° transvers açıya sahip elmas uç yer almaktadır. Aynı zamanda ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerin ardından profilometre cihazının kalibrasyonu, kalibrasyon plakası ile sağlanmıştır. Cihaz kalibre edildikten sonra elmas ucun “cut off” değeri 0.25 m olarak ayarlanmıştır ve ölçüm esnasında 0.7 mN’ luk ölçme basıncı uygulanmıştır. İncelenen örnek yüzeyi üzerinde kaydedici bir uç, belirli bir hızda belirli bir gidiş mesafesinde gezerek yüzeydeki pürüzlülükleri  $\mu\text{m}$  cinsinden kaydederek, her örneğin merkezinde olacak şekilde ölçüm yapılmıştır. Tüm örnek yüzeylerinden değişik alanlarda 5 ölçüm yapılmış ve her bir örnek için 5 pürüzlülük ölçüm değerinin (Ra) ortalaması alınarak yüzey pürüzlülüğü hesaplanmıştır.



**Resim 5.16:** Profilometre cihazı

### 5.6. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değerlendirme, IBM SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi. Nümerik değişkenler Ortalama +/- standart sapma olarak verildi. Gruplar arasındaki farklılık normal dağılıma sahip olan nümerik değişkenlerde Tek yönlü varyans analizi (One Way Anova) ve Tukey Post Hoc Test ile karşılaştırıldı.  $p < 0.05$  istatistiksel olarak önemlilik için yeterli kabul edildi.

## 6. BULGULAR

### 6.1. Çalışmadaki Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

Bulgular kısmında; üç farklı kompozit materyali kullanılarak hazırlanan örnek yüzeylerinin, kontrol grubu ile altı farklı cila ve bitim sistemi uygulandıktan sonra, profilometre ile ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) analiz sonuçları Tablo 6.1’de gösterilmektedir.

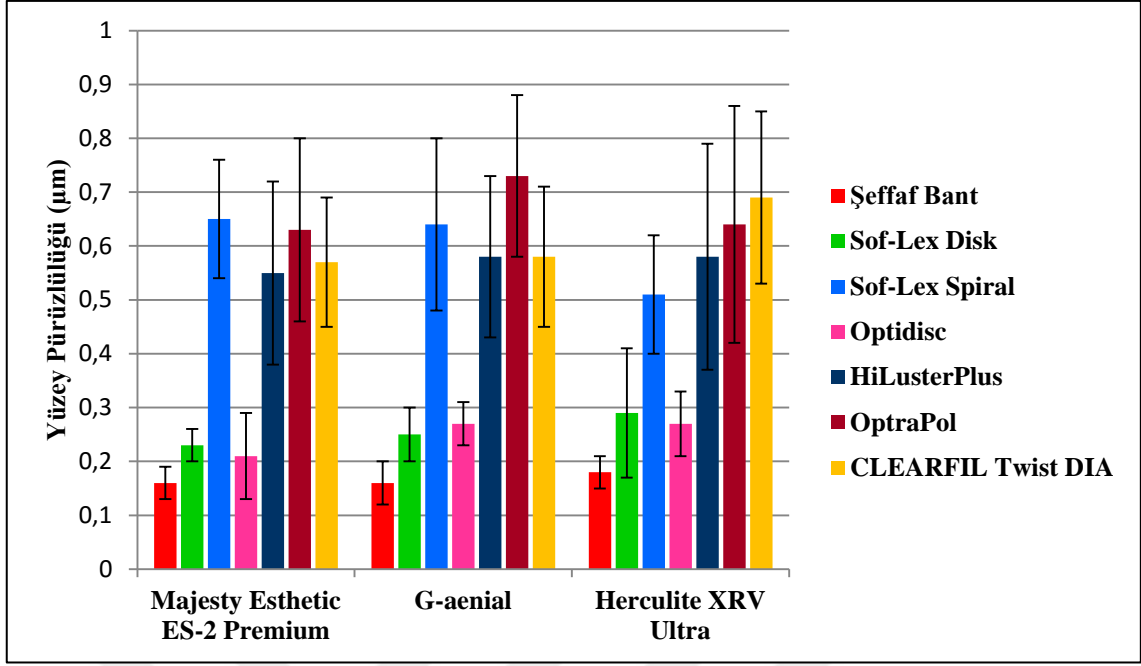
**Tablo 6.1:** Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları

	Şeffaf Bant	Sof-Lex Disc	Sof-Lex Spiral	Optidisc	HiLuster <sup>Plus</sup>	OptraPol	CLEARFIL Twist DIA
<b>Majesty Esthetic ES-2 Premium</b>	0.16 ± 0.03 <sup>a,A</sup>	0.23 ± 0.03 <sup>a,A</sup>	0.65 ± 0.11 <sup>b,A</sup>	0.21 ± 0.08 <sup>a,A</sup>	0.55 ± 0.17 <sup>b,A</sup>	0.63 ± 0.17 <sup>b,A</sup>	0.57 ± 0.12 <sup>b,A</sup>
<b>G-aenial Anterior</b>	0.16 ± 0.04 <sup>a,A</sup>	0.25 ± 0.05 <sup>a,A</sup>	0.64 ± 0.16 <sup>b,A</sup>	0.27 ± 0.04 <sup>a,A</sup>	0.58 ± 0.15 <sup>b,A</sup>	0.73 ± 0.15 <sup>b,A</sup>	0.58 ± 0.13 <sup>b,A</sup>
<b>Herculite XRV Ultra</b>	0.18 ± 0.03 <sup>a,A</sup>	0.29 ± 0.12 <sup>a,A</sup>	0.51 ± 0.11 <sup>b,A</sup>	0.27 ± 0.06 <sup>a,A</sup>	0.58 ± 0.21 <sup>b,A</sup>	0.64 ± 0.22 <sup>b,A</sup>	0.69 ± 0.16 <sup>b,A</sup>

Not: Üst simge olarak belirtilen küçük harfler aynı satır içindeki istatistiksel anlamlılığı göstermektedir.

Farklı küçük harfler ile belirtilen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark vardır. Üst simge olarak belirtilen büyük harfler aynı sütün içindeki istatistiksel anlamlılığı göstermektedir. Farklı büyük harfler ile belirtilen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark vardır.





**Şekil 6.1:** Farklı cila sistemlerinin kullanımı sonucu oluşan, üç farklı kompozit rezin için yüzey pürüzlülüğü değerleri (ortalama değerler-standart sapmalar)

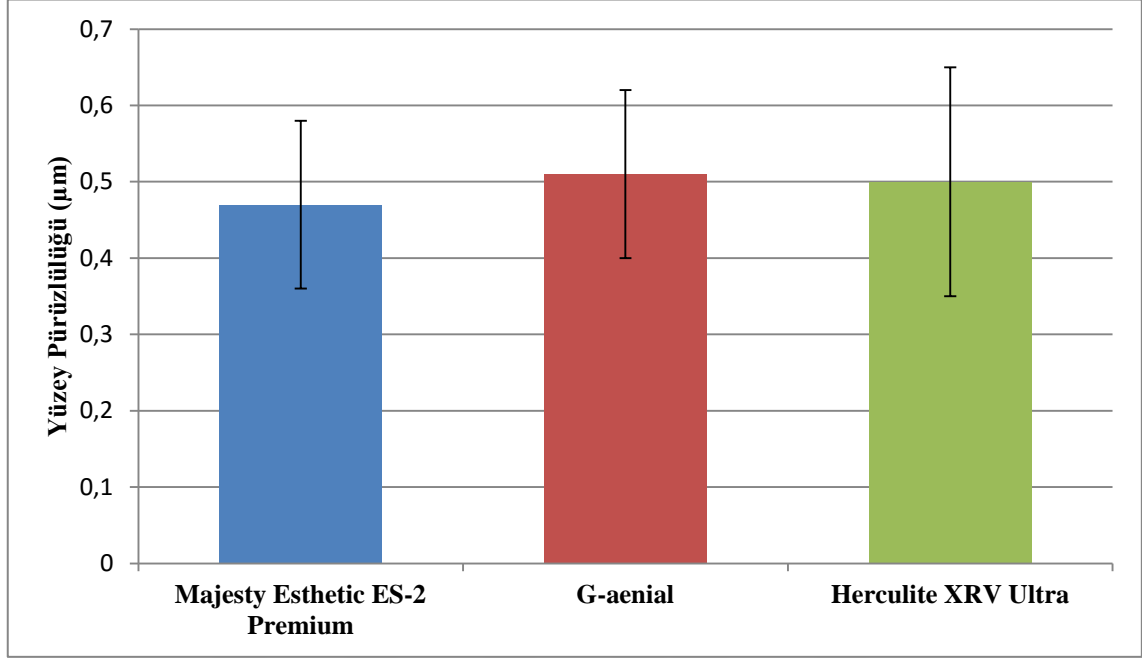
## 6.2. Kullanılan Kompozit Tipinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi

Kompozit rezinlere göre ayrılan grupların profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonrası elde edilen Ra değerlerinin değerlendirilmesi Tek Yönlü Varyans Analizi ile yapılmıştır. Yapılan analiz sonuçlarına göre farklı tipteki kompozit rezinlerden elde edilen Ra sonuçları arasında anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. ( $P>0.05$ ) Grafiksel gösterimi Şekil 6.2'dedir.

Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, en düşük yüzey pürüzlülüğü ortalamasının bitim ve cila sistemi uygulanan gruplar arasında, nanofil kompozit rezin ( $Ra=0.21\mu m\pm 0.08\mu m$ ), en yüksek yüzey pürüzlülüğü ortalamasının ise mikrohibrit kompozit rezin tipinde ( $Ra=0.73\mu m\pm 0.15\mu m$ ) olduğu gözlenmiştir.

Farklı cila sistemleri uygulanan kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ortalamalarına bakıldığında en düşük ortalamanın Majesty Esthetic ES-2 Premium

( $0.47\pm 0.11 \mu\text{m}$ ) kompozit gruplarında, en yüksek ortalamanın ise G-aenial Anterior ( $0.51\pm 0.11 \mu\text{m}$ ) kompozit gruplarında olduğu gözlenmiştir.



**Şekil 6.2:** Çalışmada kullanılan üç farklı tipteki kompozit rezin materyalinin cila işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülüğü değeri ortalamaları (Ra) ve standart sapmaları

### 6.3. Uygulanan Polisaj Sistemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi:

İstatistiksel analiz sonucunda, polisaj sistemleri genel olarak karşılaştırıldığında üç kompozit grubu için de, en düşük Ra değerleri (Majesty Esthetic ES-2 Premium ( $Ra=0.16\mu\text{m}\pm 0.04\mu\text{m}$ ), G-aenial ( $Ra=0.16\mu\text{m}\pm 0.03\mu\text{m}$ ), Herculite XRV Ultra ( $Ra=0.18\mu\text{m} \pm 0.03\mu\text{m}$ ) kontrol gruplarında elde edilmiştir.

Yüzey pürüzlülük değerleri, uygulanan cila sistemleri açısından değerlendirildiğinde, en düşük yüzey pürüzlülük değerlerinin Majesty Esthetic ES-2 Premium ( $Ra=0.21\mu\text{m}\pm 0.08\mu\text{m}$ ), en yüksek yüzey pürüzlülük değerinin ise OptraPol Next Generation ( $Ra=0.73\mu\text{m}\pm 0.15\mu\text{m}$ ) uygulanan grupta olduğu görülmüştür ( $p<0.05$ ).

Majesty Esthetic ES-2 Premium, G-aenial Anterior ve Herculite XRV Ultra kompozitlerinin kullanıldığı alt gruplar değerlendirildiğinde; kontrol grubu, Sof-Lex disk ve Optidisc grupları arasında anlamlı bir fark tespit edilmezken ( $p>0,05$ ); bu gruplar ile CLEARFIL Twist DIA, Sof-Lex Spiral, OptraPol ve HiLuster<sup>Plus</sup> grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). Yapılan ölçümlerde, aynı bitim ve cila sistemi uygulanan farklı kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı saptanmıştır. ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.2)

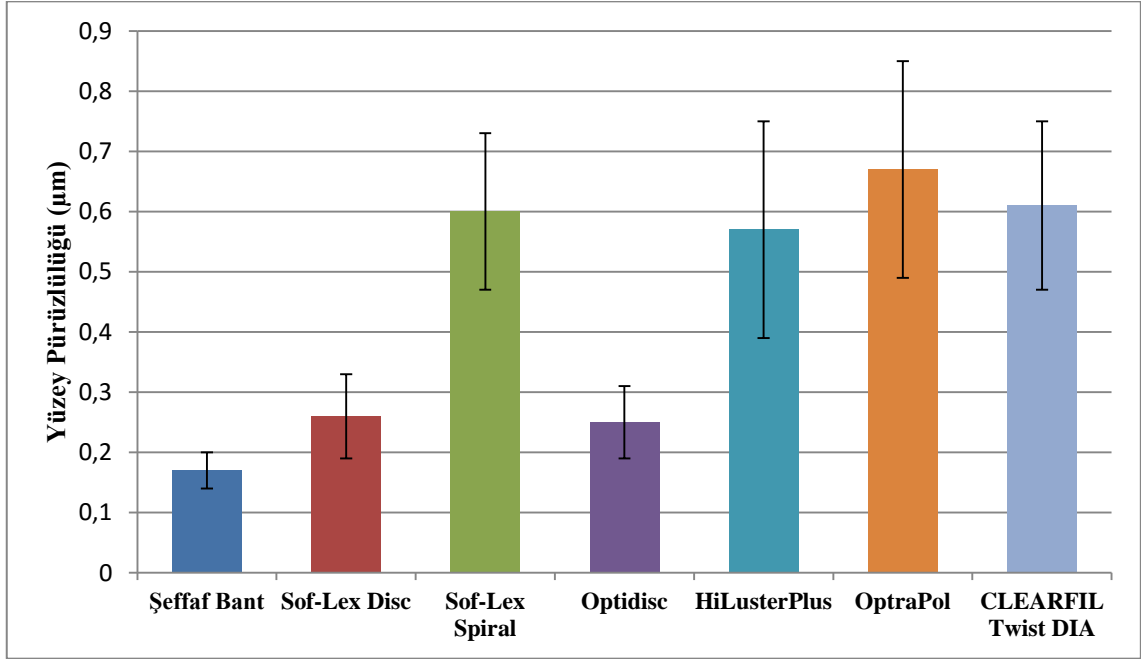
**Tablo 6.2:** Aynı bitim ve cila sistemi uygulanan farklı kompozit grupları arasında yüzey pürüzlülüğü düzeylerinin gruplar arası karşılaştırması ( $p<0,05$ )

CİLA SİSTEMLERİ	P DEĞERİ
Şeffaf Bant	0.633
Sof-Lex Disk	0.240
Sof-Lex Spiral	0.097
Optidisc	0.154
HiLuster <sup>Plus</sup>	0.921
OptraPol Next Generation	0.501
CLEARFIL Twist DIA	0.141

Bitirme ve cila sistemleri değerlendirildiğinde en düşük Ra değerlerinin, disk sistemleri kullanılan örnek gruplarında olduğu bulunmuştur. Majesty Esthetic ES-2 Premium ( $Ra=0.21\mu\text{m}\pm 0.08\mu\text{m}$ ) ve Herculite XRV Ultra ( $Ra=0.27\mu\text{m}\pm 0.06\mu\text{m}$ ) kompozit grupları içerisinde en düşük yüzey pürüzlülük değerleri çok aşamalı cila sistemi olan, Optidisc grubunda görülürken, G-aenial grubu için en düşük değer yine çok aşamalı cila sistemi olan, Sof-Lex disk ( $Ra =0.25\mu\text{m}\pm 0.05\mu\text{m}$ ) grubunda gözlemlenmiştir.

Majesty Esthetic ES-2 Premium kompozit grupları içerisinde en yüksek yüzey pürüzlülük değeri Sof-Lex Spiral ( $Ra=0.65\mu\text{m}\pm 0.11\mu\text{m}$ ) grubunda, G-aenial Anterior kompozit grupları içerisinde en yüksek yüzey pürüzlülük değeri OptraPol ( $Ra=0.73\mu\text{m}\pm 0.15\mu\text{m}$ ) grubunda ve Herculite XRV Ultra kompozit grupları içerisinde

ise en yüksek değer CLEARFIL Twist DIA ( $R_a=0.69\mu\text{m}\pm 0.16\mu\text{m}$ ) bitirme ve cila sistemlerinin uygulandığı grupta tespit edilmiştir.



**Şekil 6.3:** Aynı bitim ve cila sistemi uygulanan farklı kompozit grupları için yüzeý pürüzlülüęü deęerleri (ortalama deęerler-standart sapmalar)

## 7. TARTIŞMA

Günümüzde kompozit rezinlerin içindeki doldurucu oranları, miktarı ve doldurucu içerikleri değiştirilerek farklı kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Bunlar arasında kondanse edilebilen kompozit rezinler, iyon salabilen kompozit rezinler, akışkan kompozit rezinler ve nanohibrit kompozit rezinler sayılabilir (43).

Mikrofil kompozitler en az inorganik doldurucu oranına sahipken, hibrit kompozitler ise en yüksek doldurucuya sahiptirler. Bundan dolayı birçok hekim mekanik özelliklerin ve kırılma direncinin daha çok ön planda olduğu arka bölgelerde hibrit kompozitleri, estetik özelliklerin önemli olduğu ön bölgelerde ise mikrofil kompozitleri kullanmaktadır (61,165).

Günümüzde diş hekimlerinin kliniklerinde kullanılan kompozit rezinler geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit terimleri yerine genel bir terim olan “hibrit kompozitler” olarak sınıflandırılmaktadır. Teknolojide meydana gelen güncel gelişmeler sonucunda nano materyallerin diş hekimliğinde kullanılması sonrasında hibrit kompozitler mikrohibrit ve nanohibrit olarak sınıflara ayrılmıştır. Mikrohibrit kompozitler 0.04 µm’lik submikron partiküller ile 0.1–1 µm’lik ufak partiküllerden meydana gelmektedir. Mikrohibritlerin içerdiği küçük partiküllerin uniform yapıda olması onları geleneksel hibrit kompozitlerden farklı kılmakta ve daha iyi cilalanabilmelerine ve daha kolay kaviteye uygulanmalarına olanak sağlamaktadır. Fakat mikrohibrit kompozitlerin polisaj işlemleri sonucunda elde edilen yüzey, geleneksel mikrofil kompozitler kadar parlak ve düzgün olamamaktadır (43,41,62).

1980’li yıllardaki biyoteknolojik gelişmeleri, 2000’li yıllarda nanoteknolojik gelişmeler takip etmiş, diş hekimliği alanında da bu teknolojinin sağladığı yeniliklerden faydalanılarak, nanofil (nanopartiküllü) kompozit rezinler piyasa sunulmuştur. Nanofil kompozitlerin organik yapısı, polimer yapısı bakımından diğer geleneksel ve hibrit kompozitlere benzerlik gösterirken, nano partiküllerin üretim biçimi diğer geleneksel partiküllere göre farklılıklar göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi neticesinde küçük partiküllerin elde edilmesiyle meydana

gelirken, nanopartikül teknolojisinde elde edilen partikül, atomun atoma, molekülün moleküle bağlanmasıyla oluşmaktadır (8).  $1 \text{ nm} = 1/1000 \text{ } \mu\text{m} = 1/1 \text{ 000 000 000 m}$  olarak açıklanabilir. Nanofil kompozitler, rezin matriksin içerisine nanometrik boyutta partiküllerin (nanomer/20-75 nm ve nanokümeleler/0.6-1.4  $\mu\text{m}$ ) eklenmesi ile elde edilirken, nanohibrit kompozitler nanometrik boyutta partiküllerin konvansiyonel teknoloji ile üretilen partiküllerle kombinasyonu ile elde edilirler (66). Nanohibrit kompozitler pre-polimerize doldurucunun içerisinde nanofil içeren hibrit rezin kompozitlerdir (3). Nanokompozitlerin sunduğu avantajlar arasında, üstün cilalanabilirlik, hibrit kompozitlere göre daha yüksek kırılma ve aşınma direnci, polimerizasyon büzülmesinde azalma ve daha çok estetik ve optik özellik sayılabilir (61,165,8,88,166). Nanodoldurucuların her küçük boşluğu doldurabilmeleri sayesinde, doldurucu oranı belirgin ölçüde arttırılmış, rezin içerikleri azaltılmış ve dolayısıyla kompozitlere üstün aşınma direnci ve mekanik özellikler ile düşük polimerizasyon büzülmesi ve düşük mikrosızıntı özellikleri kazandırılarak, hem ön hem de arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılmaları sağlanmıştır (167).

Güncel gelişmelerden yola çıkarak, çalışmamızda bir adet nanofil, bir adet nanohibrit ve bir adet mikrohibrit kompozit rezin materyali ve altı farklı bitirme ve cila sistemi kullanılmıştır. Diş hekimliği literatüründe, G-aenial Anterior (mikrohibrit) ve Herculite XRV Ultra (nanohibrit) restoratif materyalleri, Sof-Lex ve Optidisc polisaj disk sistemi, Sof-Lex spiral, HiLuster<sup>Plus</sup> ve OptraPol cila sistemleri ile ilgili yüzey pürüzlülük veya yüzey pürüzlülük çalışmaları dışında da çalışmalar bulunmaktadır. Fakat; Majesty Esthetic ES-2 Premium (nanofil) restoratif materyali ve CLEARFIL Twist DIA cila sistemlerinin kullanıldığı yayınlanmış, herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu yönüyle çalışmamız, hem Majesty Esthetic ES-2 Premium restoratif materyali için, hem de CLEARFIL Twist DIA cila sistemleri için diş hekimliği literatüründe bir ilk olmuştur.

Çalışmamızda klinikte rutin olarak ve ön bölgede kullanılan farklı kompozit rezinlerin ve farklı polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi incelenmiş olup hipotezlerimiz kabul edilmiştir:

- I. “Çalışmada kullanılan farklı kompozitlerin polisaj sonrası yüzey pürüzlülük değerleri farklı olacaktır.” hipotezimiz, farklı kompozitlerin cila işlemi sonrası farklı yüzey pürüzlülük değerleri sergilemesi nedeniyle kabul edilmiştir.
- II. “Bitirme ve polisaj işlemlerinde farklı sistemler kullanılması, yüzey pürüzlülüğü değerlerinde sistemler arası farklılıklara neden olacaktır.” hipotezimiz, profilometre ile yapılan yüzey ölçümü değerlerinde farklı sistemler ile farklı değerler elde edilmesi nedeniyle kabul edilmiştir.
- III. “En düşük yüzey pürüzlülük değerleri, kompozit rezinin polimerizasyonundan sonra herhangi bir işlem uygulanmamış olan şeffaf bant gruplarında gözlenecektir.” hipotezimiz, profilometre ile yapılan ölçümlerde en düşük Ra değerlerinin şeffaf bant gruplarında gözlenmesi nedeni ile kabul edilmiştir.

Restorasyonun klinik başarısı, kullanılan restoratif materyallerin yapısal özelliklerinden etkilenmektedir. Buna bağlı olarak restoratif materyallerin temel özelliklerine yönelik fiziksel testler yapılarak materyal hakkında değerlendirmeler yapılmaktadır (168). Kullanılan restoratif materyellerin polimerizasyon derecesine bağlı yüzey sertlik dereceleri diş hekimliğini en çok ilgilendiren konulardan biridir (169,170). Kompozitleri çevreleyen ortamın yüzey pürüzlülüğünü etkilemesinin yanı sıra kullanılan kompozitin kalınlığı da sertliği ve dolayısıyla yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkilidir. Etkin bir polimerizasyon için kullanılan rezin 2 mm’lik parçalar halinde (tabakalı teknik) uygulanarak polimerize edilmelidir. Bu durum koyu renkli kompozitler için 2 mm’den de az olabilir (171).

Yapılan çalışmalarda, yüzey sertliği ve pürüzlülüğü arasında direkt ilişki olduğu bildirilmiştir (172). Araştırmalar, kompozit rezinin kalınlığının artmasının yüzey pürüzlülüğü ve sertlik derecesi üzerinde olumsuz etkisi olduğunu göstermektedir (173,174). Bu durumdan yola çıkarak çalışmamızda, uniform ve etkin bir polimerizasyon sağlamak ve ölçümle elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin etkilenmemesi için kompozit rezin diskleri yapılan çalışmalara benzer şekilde 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır (175). Kompozit rezin örneklerinin hazırlanması sırasında

hava ile temastan kaynaklanan oksijen varlığı, rezin polimerizasyonunu bir dereceye kadar engellemektedir (176,177). Restorasyon yüzeyinde var olan oksijen nedeni ile tamamlanamayan polimerizasyonun, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini etkileyebileceği bildirilmiştir (176). Düşük sertlik değerlerine sahip olan bir oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu aza indirmek ve düzgün bir yüzey oluşturmak amacı ile, çalışmamızda ışıkla polimerizasyon öncesi kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiştir. Alt kısımda bulunan şeffaf bandın altına ve üst kısımda bulunan şeffaf bandın üzerine, hem rezini kalıp içerisinde tutmak ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek, hem de kompoziti aradaki silindirik boşluğa homojen bir şekilde yerleştirmek için, yapılan çalışmalara paralel olarak 5 mm kalınlığında cam yerleştirilmiştir (107).

Kompozit rezin materyallerinin polimerizasyon derinliğinin, materyalin rengiyle ilişkili olarak değişim gösterdiği bazı çalışmalarda bildirilmiştir (178). A4 rengindeki kompozitte polimerizasyon derinliğinin A2 renkli kompozite göre daha az olmasına materyalin formülasyonundaki kantitatif (nicel) değişikliklerin neden olduğu tespit edilmiştir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğindeki azalmanın restorasyonun bitim özelliklerini olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (179). Bu araştırmaların ışığında, bizim çalışmamızda kompozitin renginin neden olabileceği polimerizasyon etkinliği farkına bağlı olarak oluşabilecek yüzey pürüzlülüğünde artma ihtimalini en aza indirmek ve standardı sağlamak amacıyla üretici firmaların talimatları doğrultusunda, restorasyonun en üst yüzeyine uygulanan A1 renginde kompozitler kullanılmıştır. Ön bölge estetik restorasyonlarda kullanılan kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmamızda, üretici firma tarafından tavsiye edilen, en dış tabakada kullanılan mine kompozitleri tercih edilmiştir.

Çalışmamızda tercih edilen üç farklı tipteki kompozit rezin materyali, klinikte rutin kullanılan materyallerden seçilmiştir. Bu materyallerin seçilme amacı üretici firmanın sunduğu bilgiler doğrultusunda, farklı doldurucu miktarı, matriks kompozisyonu göstermeleri ve klinik kullanımda üstün özellikler sergilemeleridir.



Materyallerin yüzey pürüzlülük özelliklerindeki değişimler; inorganik doldurucu (tipi, biçimi, boyutu ve partikül dağılımı), organik resin matriksin tipi, doldurucu/matriks aralığındaki bağlanma etkinliği gibi farklı faktörlerin etkileşiminin sonucudur (19). Yüzey pürüzlülüğünün, organik doldurucu içeriğinin fazlaştırılmasıyla arttığı (180), doldurucu boyutunun küçültülmesiyle (181) azaldığı bildirilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde çeşitli teknikler kullanılabilir. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülebildiği yöntemlerden iki-boyutlu (mekanik) ve üç-boyutlu (optik) profilometreler ile nicel sonuçlar elde edilirken, AFM ve SEM ile nitel sonuçlar elde edilmektedir (25).

Bu çalışmada iki-boyutlu mekanik yüzey profilometresi kullanılmıştır ve yüzey pürüzlülük değerleri Ra parametresi ile tanımlanmıştır. Ra parametresi pürüzlülük profilinin orta hattın sapmalarının aritmetik ortalamalarının hesaplanmasıdır (182).

Mekanik profilometreler, yüzey pürüzlülüğüne dair verilerin elde edilmesinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (184,137,183). Bu yöntemin en önemli avantajı değerlendirmeden önce örneklerin herhangi bir hazırlık aşamasına gerek duyulmaması ve bundan dolayı aynı örneklerin tekrar kullanılabilmesi ve çeşitli zaman dilimlerinde tekrar ölçümlerinin yapılabilmesidir (156).

Yapılan birçok araştırmaya göre, en pürüzsüz yüzeylerin polimerizasyon sonrasında şeffaf bant altından çıkan yüzeyler olduğu bildirilmiştir (166,186,180,125,185). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde, yapılan araştırmalara paralel olarak, en düşük Ra değerlerinin şeffaf bant ile bitirilen kontrol grubunda olduğu ve kompozit grupları arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür ( $p > 0.05$ ). Fakat şeffaf bant ile elde edilen bu pürüzsüz yüzeylerin resin matriksten zengin tabaka içerdiği ve bu tabakanın aşınmaya karşı dirençsiz olduğu bildirilmiştir (187). Rezinden zengin bu katmanın uzaklaştırılması kompozitin yıpranma direncini artırmakta ve estetik olarak stabil yüzeyler elde edilmesini sağlamaktadır (148,188).

Yapılan çalışmalarda cila işlemi sonrasında kullanılan kompozitler yüzey pürüzlülüğü açısından incelendiğinde, nanohibrit kompozitlerin nanofil kompozitler kadar iyi yüzey pürüzlülüğü değerleri sergileyemediği ortaya konmuştur (189,190). Fakat nanohibrit kompozitler, mikrohibrit kompozitlerle kıyaslandığında, aynı ya da daha iyi performans sergiledikleri bildirilmiştir (189).

Günümüzde en yaygın kullanılan doldurucu tipi ortalama partikül büyüklüğü 0.6-1  $\mu$  olan baryum silikat camdır ve çalışmamızda tercih edilen iki kompozit; Majesty Esthetic ES-2 Premium ve Herculite XRV Ultra'nın inorganik doldurucularının yapısında bulunmaktadır. Büyük doldurucu partikülleri içeren geleneksel kompozitlere nazaran daha iyi cilalanabilme özelliği sergileyen mikrohibrit kompozitler, 0,01-2  $\mu$ m aralığında partiküller içermektedir (172,143). Mikrohibrit rezin kompozitin doldurucu boyutuyla benzer olarak, nanokompozitlerin bir araya getirilmiş partikül boyutları 0.6-1.4  $\mu$ m'dir (143). Bu benzerlik göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda kullanılan bu iki kompozit arasında yapılan karşılaştırmada, nanofil kompozitin mikrohibrit kompozite göre daha düşük Ra değerleri sergilediği, fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan nanofil kompozit Majesty Esthetic ES-2 Premium (ağırlıkça %78) ve mikrohibrit kompozit G-aenial Anterior (ağırlıkça %76) ağırlıkça hemen hemen aynı doldurucu oranlarına sahiptir. Pürüzlülükleri arasındaki fark, inorganik doldurucularının boyut, tipi ve resin matriksin iyileştirilmesindeki aşamalara bağlanmaktadır (13,186,191). Sadece inorganik partiküllerin oranı ve büyüklüğü pürüzlülük oranını belirlemez. İnorganik partiküllerin organik matrikse bağlanma oranı da kompozitlerin pürüzlülüğünü etkilemektedir. Aynı zamanda organik matriksin yapısı da pürüzlülüğü etkilemektedir (192). Düşük sertlikteki UDMA içerikli resin matriks, Bis-GMA içerikli resin matriks ile karşılaştırıldığında ortaya çıkan farklılıklar; polimerizasyon dereceleri, moleküler sertlik ve dayanıklılığı ile ilişkilendirilmektedir (193). Buna bağlı olarak, cam dolduruculardan daha düşük oranda sertlik değerlerine sahip olan 2 tip prepolimerize doldurucu birleşimi içermesi (180,194) ve resin matriksinin ana bileşeni UDMA olması, G-aenial Anterior kompozitin Ra değerlerinin daha yüksek olmasına açıklık getirmektedir. Bizim çalışmamızın

sonuçlarını destekler biçimde, *Kaminedi ve ark.* (195) ve *Rai ve Gupta* (196)'nın yaptıkları çalışmalarında da, nanofil kompozitin mikrohibrit kompozite göre daha pürüzsüz yüzeyler sergilediği bildirilmiştir.

Prepolimerize doldurucu içeren hibrit kompozitlerin dayanıklılık, sertlik, eğilme ve kırılma dirençleri gibi mekanik özelliklerinde düşüş olabileceği bildirilmektedir. Bu durumun inorganik doldurucu miktarının prepolimerize doldurucu ile azalmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bunun yanı sıra, kompozit rezin materyalinin estetik ve cilalanabilme özelliklerini iyileştirmesi ve polimerizasyon büzülmesi miktarını azaltması prepolimerize doldurucuların avantajlarından (197).

*Da Costa ve ark.* (198) üç adet mikrohibrit (Esthet-X, Filtek Z250, Filtek Z100), bir adet nanofil (Filtek Supreme) ve bir adet mikrofil (Durafill) kompoziti farklı bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı açısından değerlendirmiştir. Bitirme ve polisaj işlemleri ardından yapılan ölçümlerde en düzgün yüzeyleri bütün kompozit grupları içerisinde mikrofil (Durafill) kompozit grubunda elde etmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara paralel olarak; mikrofil bir kompozit olan Durafill ile nanofil kompozit olan Filtek-Supreme ve mikrohibrit kompozit olan Esthet-X arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadığını bildirmişlerdir. Bu araştırmanın neticesinde mikrofil kompozitin ve nanofil kompozitin doldurucu partikül büyüklüklerinin oldukça küçük ve birbirine benzer olması sebebiyle en düşük değerlerin elde edildiği bildirilmiştir. Fakat mikrohibrit kompozit olan Esthet-X'in de benzer verileri vermesinin nedeni ise; cilalanmış yüzeylerinin partikül büyüklükleri ve dağılımının mikrohibrit kompozitlerden ziyade nanofil ve mikrofil kompozitlerle uyumlu olması olarak açıklanmıştır.

Genel olarak, mikrohibrit kompozitler gibi nanohibrit kompozitlerin de çeşitli doldurucu boyutlarına sahip olmaları nedeniyle, nanohibrit kompozitlerle mikrohibrit kompozitler arasındaki farkı ayırt etmek zordur (8). Çalışmamızda, mikrohibrit kompozit olan G-aenial Anterior (ağırlıkça %76) ve nanohibrit kompozit Herculite XRV Ultra (ağırlıkça %78) kıyaslandıklarında, Optidisc ve HiLuster<sup>Plus</sup> gruplarında aynı pürüzlülük değerlerini sergiledikleri gözlenirken, Sof-Lex disk ve CLEARFIL Twist

DIA gruplarında G-aenial kompozitin ve OptraPol ve Sof-Lex Spiral'in kullanıldığı gruplarda ise Herculite XRV Ultra kompozitin daha iyi yüzey pürüzsüzlük değerleri sergilediği bulunmuştur. Ancak istatistiksel olarak bu iki kompozit grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Meydana gelen ufak farklılıkların ise, mikrohibrit kompozitlerin rezin matris ve doldurucularının daha düzensiz bir şekilde aşınmasından dolayı olduğu öne sürülmektedir. **Gönülol ve Yılmaz** (199), yedi farklı cila sistemi kullandıkları çalışmalarında, nanohibrit kompozitlerin mikrohibrit kompozitlere göre aynı ya da daha pürüzlü yüzeyler sergilediğini rapor etmişlerdir. **Silikas ve ark.**'nın (200) literatüründe ise, yüzey pürüzlülük değerleri açısından mikrohibrit ve nanohibrit kompozitler arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Bir adet nanofil ve üç adet nanohibrit kompozit rezinin, üç farklı cila sistemi kullanılması ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri **Endo T ve ark.** (190) tarafından incelenmiştir. En düşük yüzey pürüzlülük değerinin bir nanofil kompozit olan Filtek Supreme XT'de, en pürüzlü yüzeyin ise nanohibrit bir kompozit olan Grandio'da olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise buna benzer şekilde, en pürüzsüz yüzey ortalaması nanofil kompozit grubunda bildirilirken, en pürüzlü yüzey ortalaması ise mikrohibrit kompozit grubunda gözlenmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalarda, kullanılan materyallerin yüzeyinde tespit edilen pürüzlü alanlar, bitirme ve cila işlemleri sırasında organik matrisden uzaklaştırılan alanlar ve bu alanlardan koparılan doldurucu veya cam partiküllerin bıraktığı boşluklar sonucunda ortaya çıkmaktadır (201).

Nanohibrit kompozitler, prepolimerize doldurucu form (40-50 nm) içerisinde nanofiller ve cam doldurucular içeren hibrit kompozitlerdir. Nanofil kompozitler ise, nanomer ve nanoküme partikülleri ile beraber formüle edilmiştir. Nanoküme kompozitlere, mikrofil ve nanohibrit sistemlerle kıyaslandığında, farklı bir takviye mekanizması sağlamaktadır (3). Nanoküme nanopartiküllerin sıkı olmayan bir şekilde birleşmesi ile oluşmaktadır. Polisaj sırasında nanoküme değil, gevşek bağlı nanopartiküller uzaklaştırılmakta böylece rezin içerisinden daha büyük partiküllerin kopması neticesinde meydana gelebilecek boşluklar elimine edilmektedir. Sonuç olarak

hibrit kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey meydana gelmesi ve polisajın daha stabil olması sağlanmaktadır (186). *Ergücü ve ark.*'ı (186) nanohibrit kompozitlerin nanofil kompozitlere oranla daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve Ra değerleri sergilemesini, cila işlemi sonrası yüzeydeki adezyon kaybı sonucunda, doldurucu matrikste oluşan çıkıntılara bağlamışlardır. Diğer araştırmalara benzer şekilde, *Say ve ark.*'ı (202) da sunmuş oldukları makalelerinde, supra-nanofil kompozitlerin, nanohibrit kompozitlere oranla daha düşük Ra değerleri sergilediğini bildirmişlerdir.

Bizim tez çalışmamızı destekler şekilde; *Senawongse ve Pongprueksa*'nın (3) yaptıkları çalışmada da, nanofil kompozit rezinin nanohibrit kompozit rezine oranla daha düşük Ra değeri ortalamalarına sahip olduğu bildirilmektedir. Bu durumun sebebinin nanohibrit kompozit rezinlerde bitirme ve polisaj işlemleri sırasında pre-polimerize partiküllerin kopması neticesinde doldurucu matriks ara yüzünün bozulmasından kaynaklandığı ifade edilmektedir.

Diş hekimliğinde, restorasyonun estetik görüntüsü, uygulanan bitim ve cila tekniğinin kalitesi ile bağlantılıdır. Restorasyonun parlaklığını yüzeyden yansıyan ışıklar etkilemektedir. Yüzeyden yansıyan ışığın kalitesi ise yapılan cila prosedürü ile doğru orantılıdır. Restorasyon yüzeyindeki düzensizliklerin artması yansıyan ışık demetinin saçılmasına sebep olacak ve bunun sonucunda parlaklık olumsuz yönde etkilenecektir. Düzensizliklerin olmadığı pürüzsüz ve parlak bir yüzey sonuç olarak, tüm cila işlemleri sonrasında beklenen ve istenilen bir durumdur (8).

Bitirme ve cila sistemlerinin etkinliği abrazyiv materyallerin tipi, partikül boyutu, sertliği, abrazyivlerin şekli ve işlem sırasında uygulanan basınç ve hız ile ilişkilidir (180). Bundan dolayı, örneklerle direkt temas sağlayabilecek disk ve lastik bitirme ve cila enstrümanları tercih edilmiştir. Lastik bitirme ve cila sistemleri, dişin anatomik konturlarına yeterli düzeyde ulaşabilmek ve kıvrımlı yüzeylerin cilasını etkin bir şekilde sağlayabilmek için, disk, konik ve alev uçlu gibi birçok şekle sahiptir. Bizim çalışmamızda da, düz yüzeylere sahip olan örneklerle iyi temasa geçebilmesi için disk şeklindeki lastik frezler tercih edilmiştir. Uygulama esnasında zaman, her bir çok aşamalı cila diski için 15 sn, her bir iki aşamalı cila lastiği için 15 sn ve tek aşamalı cila

lastiği için 30 sn olarak sabitlenmiştir ve materyallerin uygulanma hızı üretici firmanın talimatları doğrultusunda ayarlanmıştır.

Profilometre ile yapılan ölçümler sonucunda, bitirme ve polisaj işlemleri sonrası en düzgün yüzeylerin çok aşamalı cila sistemlerinin uygulandığı gruplarda olması bir çok araştırmacının optik yada mekanik profilometre ile elde ettiği bulgularla örtüşmektedir (203,201,204,125). Çok aşamalı cila disklerinin içerdikleri alüminyum oksit aşındırıcı partikül boyutları yaklaşık olarak aynıdır. Ra değerlerindeki farklılıklar, kullanılan enstrümanın içerisindeki  $Al_2O_3$  partiküllerinin sayısı ve bitirme işleminde kullanılan abraziv partiküllerinin tipiyle açıklanabilir.  $Al_2O_3$  abraziv partiküllerinin sertliği, rezin kompozitlerin içerisinde yer alan doldurucu kısımdan çok daha sert olmalıdır (143). Bu farklılık, rezin matris ve doldurucu partiküllerin eşit olarak aşınmasına yol açarken, geriye pürüzsüz bir yüzey kalmasını sağlamaktadır (143,205). Aşındırıcı partiküllerin sertliğinin bu durumun tersine olması durumunda, bitirme ve cila sistemleri sadece yumuşak rezin matrisi uzaklaştırıp, geriye yüzeyden çıkıntılı doldurucu partikülleri bırakmaktadır (147).

Diğer taraftan, elmas partikülleri  $Al_2O_3$  partiküllerine göre daha serttir. Bu da elmas partikülü içeren aşındırıcıların kompozit rezin yüzeyinde daha derin çizikler oluşturmaya, dolayısıyla daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri sergilemesine neden olmaktadır. Tek aşamalı cila sistemiyle yapılan polisaj sonrası daha pürüzlü yüzeyler elde edilmesi çalışmada kullanılan materyalin özelliklerine bağlı olabilmektedir. OpraPol, mikroelmas partiküllerle kaplı bir cila enstrümanıdır. Elmasın alüminyum oksitten daha sert yapıda olması nedeniyle yüzeyde daha derin çizikler oluşturmaya ve kaplı olduğu yüzeyden ayrılarak kompozit rezin yüzeyinde birikmesi nedeniyle çok aşamalı polisaj sistemlerine göre daha pürüzlü yüzeyler meydana getirmektedir (206). **Jung ve ark.** (181), büyük elmas partiküllü aşındırıcıların rezin kompozitlerin yüzeyinde zararlı yüzey değişimleri meydana getirdiğini yaptıkları bir çalışmada ortaya koymuşlardır. Benzer şekilde, çalışmamızda da elmas partikülü içerikli lastik aşındırıcıların, alüminyum oksit partikülleri içeren disklere göre daha pürüzlü yüzeyler sergilediği bulunmuştur. Bu çerçevede, **Lu ve ark.**'nın (203) elde ettiği bulgular da çalışmamızla örtüşmektedir.

Çalışmamızın bulguları değerlendirildiğinde, tek aşamalı OptraPol ve çift aşamalı Sof-Lex spiral, CLEARFIL Twist DIA ve HiLuster<sup>Plus</sup> sistemleri karşılaştırıldığında HiLuster<sup>Plus</sup> sisteminin Sof-Lex Spiral, CLEARFIL Twist DIA ve OptraPol gruplarından daha pürüzsüz yüzey ölçüm değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bu durum iki farklı faktörün sonucunda ortaya çıkabilmektedir: Hiluster<sup>Plus</sup> içerisindeki mikro-parlatıcı disklerin daha ince elmas partiküllerine sahip olması ya da alüminyum oksit partiküllü cila lastiğinin (Gloss Plus-mavi) ardından elmas (HiLuster Plus-gri) partikül içerikli lastiğin uygulanması. Bu sonuçlara dayanarak kompozit bitirme ve cila sistemlerinin etkili olabilmesi için kesici partiküllerin doldurucu partiküllerden daha sert olması gerektiği önerilmektedir (205). Aksi takdirde, cila ajanı sadece yumuşak rezin matriks kısmını uzaklaştırmakta ve yüzeyden çıkıntılı doldurucu partiküller bırakmaktadır (147). Bu çalışmada kullanılan, HiLuster<sup>Plus</sup>,ın Optidisc ve Sof-Lex diskten daha yüksek pürüzlülük değerleri sergilemesinin nedeni ise, Hiluster<sup>Plus</sup>,ın yumuşak rezin matriksi kaldırması ile yüzeyde doldurucu partiküllerin ortaya çıkması sonucu yüzey pürüzlülük değerini arttırmasıyla açıklanabilmektedir. Aynı zamanda, HiLuster<sup>Plus</sup>,ın aşındırıcı partikülleri silikon lastik içerisine gömüldüğünden, işlem sırasında silikon parçacıkların kompozitin yüzeyine çıkan doldurucu partiküllerine daha fazla tutunarak uzaklaştırılmaması neticesinde de yüzey pürüzlülüğünü artırabildiği bildirilmektedir (207). Bu bilgilerin aksine; **Erdemir U ve ark.**'nın (205) yaptıkları çalışmada ise alüminyum oksit disk sistemleri ile karşılaştırıldığında, HiLuster<sup>Plus</sup>,ın önemli derecede pürüzsüz yüzeyler sergilediğini bildirilmiştir.

**Pala ve ark.**'nın (218) 2016 yılında sundukları, iki farklı nanohibrit ve bir adet mikrohibrit kompozit kullandıkları çalışmalarında, Enhance, OneGloss PS ve Sof-Lex Spiralin kompozit rezinler üzerinde oluşturduğu yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Bizim bulgularımızdan farklı olarak, en pürüzsüz yüzeylerin Sof-Lex Spiral disklerin kullanıldığı örneklerde elde edildiğini bildirmişlerdir. Sof-Lex Spiral, eşit oranda abraziv partikülleri emdirilmiş ışınal tarzda 15 ayrı elastomerik kıl demetinin, iki paralel sıra halinde dizayn edildiği bitirme ve cila spirali olarak kullanılmaktadır. Esnek formu sayesinde hemen hemen restorasyonun tüm yüzeylerine adapte olabilmekte ve ısı oluşumu ve istenmeyen basınçtan oluşabilecek sıkıntıları en

aza indirebilmektedir (217). Bu olumlu özelliklerine rağmen, çalışmalar alüminyum oksit disklerin pürüzsüz kompozit yüzeyleri elde etmede daha etkili olduğunu göstermektedir (208,209). Bizim çalışmamızda da, en pürüzsüz yüzeyler disk sistemlerinin kullanıldığı gruplarda elde edilirken; Sof-Lex spiralın Ra değerlerinin de 0.51-0.65 µm arasında kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu tespit edilmiştir.

**Hergott ve ark.** (210) ve **Van Dijken ve Ruyter** (211) yaptıkları çalışmalarında da, alüminyum oksit disklerin rezin matrisi ve doldurucu partikülleri eşit miktarda aşındırmalarından dolayı, daha pürüzsüz yüzey oluşumu sağladıklarını öne sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda çıkan sonuçlar da bunu desteklemektedir. Farklı kompozit tipleri değerlendirildiğinde, en pürüzsüz yüzeylerin Optidisc ve Sof-Lex disk gruplarında elde edildiği görülmüştür. Fakat disklerin geometrisi cila esnasında bir dezavantaj ve engel oluşturabilmektedir. Özellikle posterior bölgede anatomiye uygun bitirme ve cila işlemlerinin yapılmasında zorluklar çıkarabilmektedir. Diğer yandan, bir çok klinik durumda değişik şekillere sahip bitirme ve cila enstrümanları, daha etkili ve kalıcı kompozit bitim yüzeyleri elde edilmesini sağlayabilmektedir.

Bir nanofil (Filtek Supreme Plus) ve bir mikrohibrit (Esthet-X) kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğüne, iki adet üç aşamalı (Astropol ve Sof-Lex disk) ve bir adet iki aşamalı (Enhance/Pogo) bitirme ve cila sisteminin etkilerini inceleyen **Antonson ve ark.**'ı (125), kompozit rezin örnekleri değerlendirdiğinde, kontrol grupları ve cila işlemleri sonrası yaptıkları ölçümler arasında anlamlı farklılık saptamışlardır. Çalışmada en pürüzsüz yüzeyler Sof-Lex disk sistemi ile elde edilirken, cila sistemleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise; kontrol grupları ve disk sistemlerinin uygulandığı örnek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmezken; diğer cila sistemleri ile aralarındaki fark anlamlıdır. Bu çalışmayı destekler biçimde en pürüzsüz yüzeyler disk sistemleri ile elde edilmiştir, fakat farklı olarak cila sistemleri arasında anlamlı farklılık saptanmıştır.

**Bouvier ve ark.**'nın (212) üç farklı polisaj sisteminin (Sof-Lex disk, Enhance sistem ve Tungsten Karbid frez) restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelediği çalışmada, polisaj yapılmadan önce en düzgün yüzeyin tüm



materyaller için şeffaf bant kullanılarak hazırlanan örneklerden elde edildiğini, polisajın ardından en düzgün yüzeyin ise, kompozit rezin ve poliasit modifiye kompozit rezinlerde Sof-Lex disklerle, en pürüzlü yüzeyin de Tungsten Karbid frezlerle elde edildiğini bildirmişlerdir.

*Ozel E ve ark.*'ı (213) yaptıkları çalışmada bir mikrohibrit kompozit olan Filtek Z250'nin şeffaf bant grubunda en düşük yüzey pürüzlülük değerini gösterdiği ve istatistiksel olarak OptraPol ve Sof-Lex disk bitirme ve cila sistemlerinin kullanıldığı gruplar arasında anlamlı bir fark saptanmadığını bildirmiştir. Bizim çalışmamızın bulguları değerlendirildiğinde ise, kullanılan mikrohibrit kompozitimiz G-aenial Anterior'a bakıldığında, bu çalışmayla paralel olarak en düşük yüzey pürüzlülük değerinin şeffaf bant grubunda gözlendiği ancak, OptraPol ve Sof-Lex disk bitirme ve cila sistemleri arasında anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir.

Bitirme ve cila tekniğinden klinik olarak beklenen, minimum zaman ve entrümanla yüzey pürüzsüzlüğünü sağlayabilmesidir (21). Tek aşamalı cila sistemlerinin bu özellikleri sağlayabilmesi ve aşamalar arasında yıkama ve kurutma işlemine gereksinim duyulmaması açısından avantaj oluşturduğu düşünülmektedir (198). Bu avantajlarının yanında, yapılan yüzey pürüzlülük çalışmaları tek aşamalı sistemler için mükemmel sonuçlar vermemektedir. *Rodrigues-Junior ve ark.*'ı (211) 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında, çok aşamalı sistemlerin en yüksek yüzey parlaklığını, tek aşamalı sistemlerin ise en yüksek yüzey pürüzlülüğünü ve en düşük yüzey parlaklığını sergilediğini rapor etmiştir. *Ergücü ve ark.*'nın (186) beş farklı kompozit üzerinde üç farklı bitirme ve cila sistemini uyguladıkları araştırmalarında; en yüksek Ra değerinin, nanohibrit bir kompozit olan Tetric Evo Ceram'ın OptraPol grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir. *Watanabe ve ark.*'ı (136) da, yüzey bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan çok aşamalı sistemlerin tek aşamalı sistemlere göre daha üstün özellikler sergilediğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde de bu bulgularla örtüşecek şekilde, en yüksek yüzey pürüzlülük değeri G-aenial kompozitin, tek aşamalı bir cila sistemi olan OptraPol grubunda gözlenmiştir.

0.7-1.4  $\mu\text{m}$  aralığında Ra değeri sergileyen farklı tekniklerle cilanan yüzeyler arasında, plak birikimi açısından kaydadeğer bir farklılık olmadığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir (214,215,216). **Chung ve ark.**'ı (145) ise, yüzeyin 1  $\mu\text{m}$ 'den daha düşük Ra değerlerine sahip olduğu durumda, gözle görünür şekilde düzgün yüzeylerin gözlemlendiğini öne sürmüşlerdir. Çalışmamızda, yüzey pürüzlülük değerleri, klinik olarak plak birikimi açısından risk taşımayan 0.21 - 0.73  $\mu\text{m}$  değerleri aralığında bulunmuştur.

**Endo T ve ark.**'ı (190), Sof-Lex disk cila sistemiyle cila uygulanmış örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde, iyi ve düzgün bir yüzey elde etmede klinik olarak kabul edilebilir eşik değeri olan 0,2  $\mu\text{m}$ 'nin altında yani daha başarılı yüzey pürüzlülük değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da en düşük yüzey pürüzlülük değerleri yaklaşık 0.21  $\mu\text{m}$  ile klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olan Sof-Lex disk bitirme ve cila sistemi gruplarında tespit edilmiştir.

## 8. SONUÇLAR

I. Kullanılan farklı içerik ve yapıdaki kompozit materyallerinin, yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğu tespit edildi. Kompozit materyallerin içeriğindeki farklı kimyasalların, polisaj sırasında kalkan madde miktarıyla ve yüzey pürüzlülüğüyle ilişkili olduğu ve kompozit materyalin seçiminin, kullanılacağı bölgenin özelliklerine göre değişebileceği görüldü.

II. Kompozit restorasyonlardan elde edilen örneklerin şeffaf bant altında hazırlanmasından sonraki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri ile farklı bitirme ve polisaj sistemleri uygulandıktan sonraki değerleri arasında, bütün gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir artış meydana geldi. Ancak hem tek aşamalı hem de çok aşamalı polisaj işlemleri sonrasında klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerleri elde edilebilir.

III. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, en pürüzsüz yüzeylerin bitirme ve cila disk sistemlerinde elde edildiği tespit edildi. Çok aşamalı sistemlerin dezavantajlarının yanında, hala yüzey pürüzsüzlüğü açısından klinikte önemli bir noktada olduğu görüldü.

IV. Profilometre ile yaptığımız ölçümlerin sonuçlarına göre, tek aşamalı polisaj ile daha pürüzlü yüzeyler elde edildi. Tek aşamalı polisaj sistemleri, şekil itibariyle girintili ve çıkıntılı yüzeylere daha iyi adapte olması nedeniyle yine de tercih edilebilir.

## 10. KAYNAKLAR

1. Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. Advances in Operative Dentistry. Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler -Cilt 1- Güncel Pratik Uygulamalar (Ed: Aykor A, Tanalp J). Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2006.
2. Tyas MJ. Colour stability of composite resins: a clinical comparison. Aust Dent J. 1992;37:88-90.
3. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. J Esthet Restor Dent. 2007;19:265-275.
4. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomater. 2005;26:4932-4937.
5. Blalock JS, Chan DC, Browning WD, Callan R, Hackman S. Measurement of clinical wear of two packable composite after 6 months in service. J Oral Rehabil. 2006;33:59-63.
6. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. Biomater. 2002;23:3807-3815.
7. Davis N. A nanotechnology composite. Compend Contin Educ Dent. 2003;24:665-667.
8. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003;134:1382-1390.
9. Ozdemir RC, Tulunoglu O, Tulunoglu I. Nanokompozit Resin ve Feldspatik Seramik Direkt ve İndirekt Restorasyonların Mikrosızıntı Özelliklerinin İn Vitro Değerlendirilmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2007;31(3):15-23.
10. Chen MH. Update on dental nanocomposites. J Dent Res. 2010;89:549-560.
11. Rawls KJ, Esquivel – Upshaw J. Restorative resins: Including Phillips Science Of Dental Materials. 11th Ed. St.Louis: W.B Saunders, 399-437, 2003.
12. Roeder LB, Tate WH, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. Oper Dent. 2000;25(6):534-543.
13. Baseren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. J Biomater Appl. 2004;19:121-134.

14. Yap AU, Wong ML, Lim ACY. The effect of polishing systems on microleakage of tooth-coloured restoratives. Part 2: Composite and polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil.* 2000;27:205–210.
15. Yap AU, Tan WS, Yeo JC, Yap WY, Ong SB. Surface texture of resin-modified glass ionomer cements: Effects of finishing/polishing systems. *Oper Dent.* 2002;27:381-386.
16. Yap AU, Ong SB, Yap WY, Tan WS, Yeo JC. Surface texture of resin-modified glass ionomer cements: Effects of finishing/polishing time. *Oper Dent.* 2002;27:462-467.
17. Jung M, Bruegger H, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Oper Dent.* 2003;28:816-824.
18. Tuna A. İki Farklı Polisaj Disk Sisteminin Nanopartiküllü Dental Kompozit Dolgu Materyallerinin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkileri. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2011.
19. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42: 613-627.
20. Wilder A Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Thompson JY, McDougal RA. . Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent Res.* 2000;28:367-373.
21. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent.* 2004;29:203-211.
22. Türkün L. Effect of a disposable micro polisher on the surface of a microhybrid resin composite. *Am J Dent.* 2004;17:279-282.
23. Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16:347–353.
24. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* 2010;103:221-227.
25. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18:155-163.
26. Vancso J, Schön P, Duvigneau J. What's New in Atomic Force Microscopy of Polymers An Update, *Microscopy and Analysis*, 2009;120:5-11.

27. Bayne CB, Thompson JY. Biomaterials. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. Mosby:Toronto, 196-215, 2006.
28. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig. 2003;7:63-70.
29. Devoto W, Pansecchi D. Composite restorations in the anterior region: clinical and aesthetic performances. Pract Proced Aesthet Dent. 2007;19:465-470.
30. Robinson S, Nixon PJ, Gahan MJ, Chan MF. Techniques for restoring worn anterior teeth with direct composite resin. Dent Update. 2008;35:551-552, 555-558.
31. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. J Am Dent Assoc. 2000;131:26-30.
32. Charbeneau GT, Cartwright CB, Comstock FW. Principles and practice of Operative Dentistry. First Ed. Lea & Febiger, Philadelphia; 1975.
33. Volker J, Bekaris B, Melillo S. Some observation on the relationship between plastics fillings materials and dental caries. Tufts Dent Outlook 1944;18:4.
34. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to Composite Restorations: Including Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Ed: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ). 5th ed. Missouri: Mosby Inc., 495-526, 2002.
35. Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. J Am Dent Assoc. 1952;44:288.
36. Seltzer S. The penetration of microorganisms between the tooth and direct resin fillings. J Am Dent Assoc. 1955;51:560.
37. Bowen RJ. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent, 306-312, 1962. In: Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. Dent Clin of North Am. 2007;51(3):659-675.
38. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New Direct Restorative Materials. Int Dent J. 1998;48:3-16.
39. Powers JM, Sakaguchi RL. Resin Composite Restorative Materials: Including Craig's Restorative Dental Materials. 12th ed. Missouri: Mosby, 190-212, 2006.
40. Wakefield C, Kofford K. Advances in restorative materials. Dent Clin North Am. 2001;45:7-29.
41. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. Pediatr Dent. 2002;24:465-479.

42. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31:1090-1101.
43. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd Şti., Ankara; 2000.
44. Philips RW. Skinner's science of dental materials. Eighth ed. WB Saunders Co, London; 1982.
45. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology.* 2004;1:130-156.
46. Altun C. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg.* 2005;47(1):77 - 82
47. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., 96-123, 2002.
48. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11th ed. St Louis: CV Mosby, 2002.
49. Aktürk H. Kompozit rezinin yüzey sertlik değerleri üzerine farklı ışık cihazlarının etkisi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 2007.
50. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nanofibrillar silicate. *Dent Mater.* 2008;24:235-243.
51. Craig RG. Direct esthetic Restorative Materials. St. Louis: Mosby Company, 244-267, 2000.
52. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Birinci Baskı. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; İzmir; 2004.
53. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, Fong H. Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer.* 2007;48:2720-2728.
54. Bektaş ÖÖ, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden Karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg.* 2006;9(2):22-28.
55. Willems G, Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993;24:641-657.

56. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater.* 2006;22:138-145.
57. Bayne SC, Y. TJ, Taylor DF. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Dental Materials.* (Ed: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ). 4th ed. Missouri: Mosby Inc, 134-233, 2002.
58. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage of elasticity of flowable composites and filler adhesive. *Dent Mater.* 1999;15:128-137.
59. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MI, Bagnato VS, Hernandez AC. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech.* 2012;75:758-765.
60. Pu Z, Mark JE, Jethemalani JM, Ford WT. Effects of dispersion and aggregation of silica in the reinforcement of poly elastomers. *Chem Mater.* 1997;9:2442-2447.
61. Bayne SC, Herman HO, Edward J. Update on dental composites restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125:687-701.
62. Albers HF. *Tooth Coloured Restoratives: Principles and Techniques.* Ninth Ed. BC Decker Hamilton, Canada; 2002.
63. Çelik Ç, Yonca Ö. Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2008;2:109-15.
64. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. *The Art and Science of Operative Dentistry.* ST. Louis: Mosby Inc., 252-263,1995.
65. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009;25(6):810-819.
66. Swift EJ. Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17:3-4.
67. Aydın C, Yılmaz H, Korkmaz T, Atlı Y, Zan T. Değişik kron-köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş hek Fak Derg.* 1998;1(2):93-96.
68. Kurt EÇ, Özdoğan MS, Yılmaz H. Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler (Ceromers and Fiber-Reinforced Composites). *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006;16(2):52-60.
69. Freitas CRB, Miranda MIS, Andrade MF, Flore VHO, Vaz LG, Guimaraes NC. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class 2 preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int.* 2002;33(8):589-594.



70. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88(2):170-175.
71. Yoshida K, Morimoto N, Tsuo Y, Atsuta M. Flexural fatigue behavior of machinable and light activated hybrid composites for esthetic restorations. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2004;70:218-222.
72. Miyasaka M, Miura H, Nagatomi H, Yoshimine M. The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *J Med Dent Sci.* 2008;55(1):1-6.
73. 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.
74. Jackson RD, Morgan M. The New Posterior Resins and a Simplified Placement technique. *J Am Dent Assoc.* 2000;131: 375-383.
75. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2000;16:33-40.
76. Chuang S, Liu JL, Chao C, Liao F, Chen YM. Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):177-183.
77. Kiremitçi A. Akışkan(Flowable) kompozitler. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2000;24(1):10-12.
78. Roberts HW, Charlton DG, Murchison DF. Repair of non-carious amalgam margin defects. *Oper Dent.* 2001;26:273-276.
79. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater.* 2011;27:1221-1228.
80. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68-74.
81. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resinbased dental composites. *J Oral Sci.* 2011;53:413-419.
82. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent. Mater.* 2004;20:313-321.
83. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater.* 2010;26:337-344.

84. FILTEK SILORANE. Filtek™ Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile [online]. Available from: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtmxMVLxTtEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=silorane\\_sell\\_gb.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtmxMVLxTtEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=silorane_sell_gb.pdf) (2006). [Accessed 31 January 2011]
85. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cement and related materials. *Quintessence Inter* 1994;25:587-589.
86. Yap AU, Mok BY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent*. 2002;27:161-166.
87. Yap AU, Yap WY, Yeo JC, Tan WS, Ong SB. Effects of finishing/ polishing techniques on microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations. *Oper Dent*. 2003; 28:36-41.
88. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24(5):380-382.
89. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*. 2003;30 (1):10-15.
90. Tuna A. İki Farklı Polisaaj Disk Sisteminin Nanopartiküllü Dental Kompozit Dolgu Materyallerinin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkileri. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2011.
91. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1-The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004;16:417-422.
92. Jang CM, Seol HJ, Kim HI, Kwon YH. Effect of different blue light-curing systems on the polymerization of nanocomposite resins. *Photomed Laser Surg*. 2009;27:871-876.
93. Saravana KR, Vijayalakshmi R. Nanotechnology in dentistry. *Indian J Dent Res*. 2006;17(2):62-65.
94. Gupta J. Nanotechnology applications in medicine and dentistry. *J Investig Clin Dent*. 2011;2:81-88.
95. FILTEK SUPREME. Filtek Supreme XTE Technical Product Profile. Erişim: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUOx2Gl8\\_1ev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=supr\\_xte\\_tpp\\_ebu.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUOx2Gl8_1ev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=supr_xte_tpp_ebu.pdf). Erişim tarihi: 31.01.2011
96. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog. Polym. Sci*. 2001;26:535-576.

97. Leinfelder KF, Lemans JE. Clinical restorative materials and techniques. 3rd ed. Philadelphia: LEA and Febiger Co, 309-312,1988.
98. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. . Ninth ed. WB Saunders Co, Philadelphia; 157-235, 1991.
99. O'Brein WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co., 18-114, 1997.
100. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11 th Ed. St. Louis: Mosby Co., 231-257, 2002.
101. De Clark SP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. J Prosthet Dent. 1987;57:650-658.
102. Albers HF. Resin polymerization. Adapt Report. 1999;6:1-6.
103. Özel E, Soyman M. LED Işık kaynakları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2003;13:13-17
104. Wataha JC, Lockwood PE, Lewis JB, Rueggeberg FA, Messer RL. Biological effects of blue light from dental curing units. Dent Mater. 2004 Feb;20(2):150-7.
105. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;72(2):260-267.
106. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002;110:471-479.
107. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater. 2001;17:309-315.
108. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Biomaterials. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. 2005;26(18):3981-3986.
109. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH Br Dent J. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. 1999;186(8):388-391.
110. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater. 2000;16(1):41-47.

111. Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent*. 2005;30(5):649-654.
112. Awliya WY. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(6):9-16.
113. Schneider LFJ, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Invest*. 2006;10:66-71.
114. Lovell LG, Newman SM, Donaldson MM, Bowman CN. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent Mater*. 2003; 19:458-465.
115. Kleverlaan CJ, de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci*. 2004;112:84-88.
116. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater*. 2003;19(6):517-522.
117. Burtscher P. Curing of composites with an Argon laser. *J Dent Res*. 1991;70:526.
118. Biçer CÖ, Korkmaz Y, Atar N. Farklı polisaj tekniklerinin estetik kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkileri. *Ankara Üni Dis Hek Fak Derg*. 2011;38(2):71-76.
119. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8:27-35.
120. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007;51:379-97.
121. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The *in vivo* perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004;196:42-45.
122. Jones CS, Billington RW, Peason GJ. Interoperator variability during polishing. *Quintessence Int*. 2006;37(3):183-90.
123. Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent*. 2004;29:80-86.
124. Scheibe KG, Almeida KG, Medeiros IS, Costa JF, Alves CM. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci*. 2009;17:21-26.

125. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011;39(1):9-17.
126. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş OO, Ozdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc*. 2005;136:1106-1112.
127. Saraç D, Saraç YŞ, Külünk Ş, Kural Ç, Külünk T. Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üni Diş Hek Fak Derg*. 2006;23:169-175.
128. Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent*. 2011;36:311-7.
129. Laraba DC. Influence of a composite resin restoration on the gingiva. *J Prosthet Dent*. 1972;28:402-404.
130. Nagem-Filho H, D'Azevedo MTF, Nagem HD, Marsola FP. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J*. 2003;14:37-41.
131. O'Brien WJ. Abrasion, Polishing and Bleaching (Ed: W.J OB). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence Books, Canada, 156-164, 2002.
132. O'Brien WJ. *Dental Materials Properties and Selection*. 3rd Ed. London: Quintessence publishing Co. Inc., 113, 2002.
133. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. WB Saunders Company, China; 2003.
134. Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Oper Dent*. 2011;36:52-59.
135. Da Costa JB, Goncalves F, Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent*. 2011;36:205-212.
136. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci*. 2005;47:21-25.
137. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent*. 1997;22:98-104.
138. Ölmez A, Kısbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler: derleme. *Acta Odontol Turc*. 2013;30(2):115-122.

139. Takeuchi CY, Orbegoso Flores VH, Palma Dibb RG, Panzeri H, Lara EH, Dinelli W. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Oper Dent*. 2003;28:281-286.
140. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res*. 2000;53:658-63.
141. Atabek D, Sillelioglu H, Olmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent*. 2010;35:362-369.
142. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*. First ed. Elsevier-Mosby, China; 2004.
143. Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P. Finishing systems on the final surfaceroughness of composites. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9:138-145.
144. Stoddard JW, Johnson GH. An evaluation of polishing agents for composites resins. *J Pros Dent*. 1991;65:491-495.
145. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater*. 1994;10:325-330.
146. Joniot SB, Gregoire GL, Auter AM, Roques YM. Three dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent*. 2000;25:311-315.
147. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Dias CTS. The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resinbased composites. *Am J Dent*. 2002;15:193-197.
148. Ryba TM, Dun NWJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent*. 2003;27:243-247.
149. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *JADA*. 1975;65(12):29-33.
150. Strassler HE, Bauman G. Current concepts in polishing composite resins. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1993;5(3):12-17.
151. Drummond JL, Jung H, Savers EE, Novickas D, Toepke TR. Surface roughness of polished amalgams. *Oper Dent*. 1992;17:129-134.
152. İnan H, Tamam E, Bağış B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *S.Ü. Diş Hek. Fak. Der*. 2008;17:171-176.

153. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater.* 2006;22:146-165
154. Leitao J, Hegdahl T. On the measuring of roughness. *Acta Odontol Scand.* 1981;39:379-384.
155. Karahanlı IA. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2002.
156. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006;31:39-46.
157. Taylor ME. Scanning Electron Microscopy in Forensic Science. *J Forensic Sei Soc.* 1973;13:269-280.
158. Bozzola JJ, Russell LD. Specimen Preparation for Transmission Electron Microscopy. In *Electron Microscopy. Principles and Techniques for Biologists.* Volume 2. 2nd edition. (Ed:Bozzola JJ., Russell LD): Jones and Bartlett Publishers, Sudbury, MA, 17-47, 1998.
159. Baselt D. The tip-sample interactions in atomic force microscopy and its implications for biological applications. Ph.D. Thesis, California Institute of Technology, California, 1993.
160. Meyer G, Amer NM. Novel optical approach to atomic force microscopy. *Apply Phys Lett.* 1988;53:1045-1047.
161. Bereznai M, Pelsoczi I, Toth Z, Turzo K, Radnai M, Bor Z, Fazekas A. Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material. *Biomater.* 2003;23:3977-3983.
162. Coşkun A. Nano-Dünyanın elektronik gözlüğü elektron mikroskobu. *Bilim ve Teknik Derg.* Mayıs 2010.
163. Alexander S, Hellemans L, Marti O, Schneir J, Elling V, Hansma PK, Longmiro M, Gurley J. An atomic-resolution atomic-force microscope implemented using an optical lever. *J Apply Phys.* 1989;65:164-167.
164. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem.* 2006;81:87-97.
165. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations: Including Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 4th ed. St. Louis: Mosby Co Inc, 473-500, 2002.

166. Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004;29: 100-104.
167. Ergücü Z, Türkün LS. Nano kompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üni Diş Hek Fak Derg.* 2005; 26:59-64.
168. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Levent A. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ankara Üni Diş Hek Fak Yayınları.* 1993;17:195-257.
169. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82:272-276.
170. Chombe EC, Shaglouf MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical properties of direct core build up materials. *Dent Mater.* 1999;15: 158-165.
171. Yap AUJ. Visible light cured composite and activating units Council on dental materials instrument and equipment. *J Am Dent Assoc.* 1985;110:100-103.
172. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989;61:138-146.
173. Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int.* 1993;24:517-241.
174. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives. Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995;22:337-342.
175. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement : impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000;25:113-120.
176. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled / filled composite system. *J Dent Res.* 1990;69:1652-1658.
177. Gordan VV, Patel SB, Barrett AA , Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin based composite. *Oper Dent.* 28:560-567,2003.
178. Koupis NS, Vercruyssen 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.
179. Meniga A, Tarle Z, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomater.* 1997;18:1349-1354.



180. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.* 2010;26:416-425.
181. 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.
182. Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int.* 1999;30:169-173.
183. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2002;27:50-58.
184. Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C. Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent.* 1992;68:742-749.
185. Park JW, Song CW, Jung JH, Ahn SJ, Ferracane JL. The effects of surface roughness of composite resin on biofilm formation of *Streptococcus mutans* in the presence of saliva. *Oper Dent.* 2012;37(5):532-539.
186. Ergücü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent* 2007;32:185-192.
187. Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16:42-47.
188. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004;16:211-217.
189. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr- Sobrinho L, Sinhoretti MA. Nanohybrid resin composites: Nanofiller loaded materials of traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* 2009;34:551-557.
190. Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J. Mart* 2010;29(2):213-223.
191. Ergücü Z, Türkün LS, Aladağ A. Color stability of nanocomposites polished with one step systems. *Oper Dent.* 2008;33:413-420.
192. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent.* 2003;28:628-634.

193. Sekiya K, Okamoto A, Fukushima M, Iwaku M. *In vivo* wear pattern of experimental composite resins based on different resin monomers. *Dent Mater.* 1993;1:12-14.
194. Takahashi H, Finger WJ, Endo T, Kanehira M, Koottathape N, Komatsu M, Balkenhol M. Comparative evaluation of mechanical characteristics of nanofiller containing resin composites. *Am J Dent.* 2011;24:264-270.
195. Kamedini RR, Penumatsa NV, Priya T, Baroudi K. The influence of finishing/polishing time and cooling system on surface roughness and microhardness of two different types of composite resin restorations. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2014;4(2):99–104.
196. Rai R, Gupta R. *In vitro* evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *J Conserv Dent.* 2013;16:564–567.
197. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent.* 2009;34(6):697-702.
198. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19:214-224.
199. Gönüloğlu N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent.* 2012;40:64-70.
200. Silikas N, Kavvadia K, Eliades G, Watts D. Surface characterization of modern resin composites: A multitechnique approach. *Am J Dent.* 2005;18:95–100.
201. Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF, Nunes OB. Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J.* 2005;16:39-44.
202. Say EC, Yurdagüven H, Yaman BC, Özer F. Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dent Mater J.* 2014 33(2):1-11.
203. Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esth Rest Dent.* 2003;15:297-303.
204. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing technique and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent.* 2006;31(1):11-17.
205. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozsoy A, Topcu TF. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *J Dent Science.* 2013;8(2):160-169.

206. Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent*. 2006;31:734-740.
207. Pirkoca G, Kinna AH, Ulusoy N, Bağış YH. Farklı sistemlerle bitirme ve cila uygulanan üç kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü. *Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;37(1):37-44.
208. Van Dijken JW, Ruyter IE. Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand*. 1987;45:337-346.
209. Hergott AM, Ziemiecki TL, Denisson JB. An evaluation of different composite resin systems finished with various abrasives. *J Am Dent Assoc*. 1989;119:729-732.
210. St Germain HA Jr, Meiers JC. Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. *Oper Dent*. 1996;21:103-109.
211. Rodrigues SA, Chemin P, Piaia PP, Ferracane JL. Surface roughness and gloss of actual composites as polished with different polishing systems. *Oper Dent*. 2015;40(1):418-29.
212. Bouvier D, Duprez. JP, Lissac M. Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three esthetic materials. *J Oral Rehabil*. 1997;24:888-894.
213. Ozel E, Korkmaz Y, Attar N, Karabulut E. Effect of one-step polishing systems on the surface roughness of different flowable restorative materials. *Dent Mater J*. 2008;27(6):755-756.
214. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*. 1975;91:101-106.
215. Shintani H, Satou J, Satou N, Hayashihara H, Inoue T. Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater*. 1985;1:225-227.
216. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. Influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent*. 2008;33:44-50.
217. Blank JT. Optimize finishing and polishing of posterior composites. *Dent Today*. 2014;33(3):118-121.
218. Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. *Dent Mater J*. 2016;35(2):278-289.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Adı, Soyadı:** MERVE EFE SERİM

**Uyruğu :** T.C

**Doğum tarihi ve yeri :** 18.01.1987 / Kdz.Ereğli

**Medeni hali :** Evli

**E-Posta :** [merveefe@hotmail.com](mailto:merveefe@hotmail.com)

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Karadeniz Ereğli Anadolu Lisesi	2005

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Arş.Gör.Dt	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012-2016

### YABANCI DİL BİLGİSİ:

ÜDS (İngilizce): 67.75

## **ULUSLARARASI HAKEMLİ DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER**

1-) Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. Dent Mater J. 2016;35(2):278-89. doi: 10.4012/dmj.2015-260.

2-) Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Serim ME, Baydemir C. The effect of different drinks on the color stability of different restorative materials after one month. Restor Dent Endod. 2015 Nov;40(4):255-61. doi: 10.5395/rde.2015.40.4.255. Epub 2015 Aug 7.

## **ULUSAL HAKEMLİ DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER**

1-) Güder G, Efe-Serim M, Özel E. Rezin Kompozitler ile Gülüşün Yeniden Oluşturulması. Türkiye Klinikleri J Dental Sci Cases. 2015;1(1):56-63.

2-) Aydemir S, Efe-Serim M, Öztürk-Bayazıt E. Maksiller Anterior Bölgede Erken Yaşta Görülen Komplike Kron Kırığının Gecikmiş Estetik Rehabilitasyonu. Türkiye Klinikleri J Dental Sci Cases. 2015;1(3):193-8.

## **ULUSAL VE ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN SÖZLÜ BİLDİRİLER**

1-) Emre Özel, Merve Efe Serim, Arzu Aykor.

Farklı sistemler ile cilalanmış kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü

Türk Diş Hekimleri Birliği 22. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. 19-21 Mayıs 2016..

## **ULUSAL VE ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN POSTERLER**

1-) Merve Efe Serim, Emre Özel.

Rehabilitation Smile Harmony with Conservative Approach and Direct Composite Placement: Report of Three Cases.

20th Congress of the Balkan Stomatological Society. April 23-26, 2015, Bucharest, ROMANIA.

2-) Seda Aydemir, Merve Efe Serim, Elif Öztürk

Multidisciplinary approach to traumatized anterior tooth: A case report.

20th Congress of the Balkan Stomatological Society. April 23-26, 2015, Bucharest, ROMANIA.

3-) Merve Efe Serim, Emre Özel.

Smile Reconstruction with Resin Composites: Report of Two Cases.

19th Congress of the Balkan Stomatological Society. April 24-27, 2014, Belgrade, SERBIA.

4-) Merve Efe Serim, Emre Özel.

Reconstruction of a Traumatized Anterior Tooth: Restorative Approach.

18th World Congress on Dental Traumatology, International Association of Dental Traumatology, June 19-21, 2014, Istanbul, TURKEY.

5-) Kaşad Pala, Neslihan Tekçe, Safa Tuncer, Merve Efe Serim, Mustafa Demirci.

Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach.

CED IADR Congress with NOF. October 15-17 2015, Antalya, TURKEY