



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AŞINDIRMA SİSTEMLERİ VE ORTAMLARIN BULK-  
FİLL KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Hazırlayan

Dt. Enes KILIÇ

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Tokat 2020



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI AŞINDIRMA SİSTEMLERİ VE ORTAMLARIN BULK-  
FİLL KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Hazırlayan

Dt. Enes KILIÇ

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Tokat 2020

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen, değerli bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösterip hayatımda iz bırakan değerli hocam ve danışmanım sayın Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a;

Değerli bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen ve tezimin hazırlanmasında büyük emeği olan anabilim dalı başkanımız Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın Öğr. Gör. Yunus Emre KUYUCU'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan, varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Ayla YAYLACI, Dt. Şura BOYRAZ, Dt. Gülşah TONGA ve Dt. Mustafa DİLLİ'ye,

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım, çalışma hayatımda büyük katkıları ve emekleri olan başta İsa YALÇIN, Gülçin KESİCİ ve Haluk AÇAR olmak üzere tüm personelimize ve sekreterlerimize,

Hayatımın her anında bana destek olan, tüm iyi ve kötü zamanlarımda arkamda dağ gibi durup sevgilerini benden esirgemeyen canım annem Münüse KILIÇ, canım babam Salih KILIÇ, hayattaki en yakın arkadaşlarım, canım kardeşlerim Metehan KILIÇ ve Muhammed Emir KILIÇ'a,

Ve her zaman beni seven, motive eden, sabreden ve bugüne gelebilmem için beni tüm kalbiyle destekleyen, hayatımın anlamı sevgili eşim Esra KILIÇ'a,

Sonsuz Teşekkürler...

## İTHAF

Bu tez çalışmamı; hayatıma kattığı sonsuz sevgi ile her şeyi anlamlı kılan canım kızım Meryem Betül KILIÇ'a ithaf ediyorum.

## ÖZET

**Amaç:** Bu projenin amacı, iki farklı polisaj sistemiyle polisajı yapılan dört farklı bulk fill ve bir universal kompozit rezinin iki farklı asitli içecekte ve yapay tükürükte bekletilmesinden sonra renk ve yüzey pürüzlülüğü özelliklerindeki değişimlerin değerlendirilmesidir.

**Yöntemler:** Bu çalışmada beş farklı kompozit [Filtek Z250 (3M/ESPE, ABD), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Filtek One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, ABD), Beautifil Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japonya), Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya)] 3 farklı polisaj yöntemi [Matris Bandı, Sof-Lex Discs, (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), Clearfil Twist Dia, (Kuraray Dental, Tokyo, Japonya)] ve 3 farklı solüsyon [yapay tükürük, kola (The Coca-Cola Company, Atlanta, ABD; pH 2.53) ve enerji içeceği (Red Bull GmbH, Am Brunnen, Avusturya; pH 3.54)] grupları için 8 mm çap ve 2 mm kalınlıkta toplam 360 adet disk şeklinde örnek hazırlandı (n=8). Kompozit rezinler metal bir kalıp içerisine yerleştirildi ve polimerize edildi. Örnekler polisaj yöntemine göre alt gruplara ayrıldı ve üretici firmaların önerisi doğrultusunda polisaj yapıldı. Örneklerin renk değeri ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, farklı solüsyonlarda 7 gün boyunca bekletme öncesinde ve sonrasında yapıldı. Renk değişimi ( $\Delta E$ ) CIELAB renk sisteminde, pürüzlülük değerleri ise ortalama Ra olarak kaydedildi. Çalışma sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi Üç Yönlü-ANOVA ile yapıldı.

**Bulgular:** Değerlendirilen tüm restoratif materyaller solüsyonlarda bekletme sonrasında değişen oranlarda pürüzlülük ve renk değişimi gösterdi. Restoratif materyal türü, uygulanan polisaj yöntemi ve bekletme solüsyonunun pürüzlülük ve renk

değişiminde anlamlı etkisi olduğu belirlendi. Kompozit rezinler arasında en yüksek pürüzlülük değişimini Z250 ( $0,104 \pm 0,095 \mu\text{m}$ ), en düşük pürüzlülük değişimini Estelite Bulk ( $0,027 \pm 0,023 \mu\text{m}$ ) grubu gösterdi ( $p < 0,01$ ). En fazla renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E = 4,839 \pm 3,415$ ) grubunda izlenirken en az renk değişimi Z250 ( $\Delta E = 1,501 \pm 0,415$ ) grubunda görüldü ( $p < 0,01$ ). Polisaj grupları arasında ise en yüksek pürüzlülük değişimi Matris ( $0,104 \pm 0,102 \mu\text{m}$ ) grubunda, en düşük pürüzlülük değişimi ise Twist Dia ( $0,431 \pm 0,352 \mu\text{m}$ ) grubunda görülürken; en yüksek renk değişimi Soflex ( $\Delta E = 3,383 \pm 2,653$ ) grubunda en düşük renk değişimi ise Twist Dia ( $\Delta E = 1,975 \pm 0,992$ ) grubunda görülmüştür ( $p < 0,01$ ). İçecek grupları değerlendirildiğinde ise, pürüzlülük değişimine en fazla kola ( $0,088 \pm 0,083 \mu\text{m}$ ), en az yapay tükürük ( $0,036 \pm 0,042 \mu\text{m}$ ) sebep olurken, renk değişimine ise en çok enerji içeceği ( $\Delta E = 3,123 \pm 2,477$ ), en az yapay tükürük ( $\Delta E = 1,787 \pm 0,640$ ) sebep olmuştur ( $p < 0,01$ ).

**Sonuç:** Çalışmamızın bulgularına göre restorasyonların fiziksel özellikleri olan renk ve pürüzlülüğü kompozit materyalin cinsi, kullanılan polisaj yöntemleri ve asitli içecekler etkileyebilir.

**Anahtar Sözcükler:** Bulk fill kompozit, kompozit rezin, polisaj yöntemi, asitli içecek, yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi.

## ABSTRACT

**Objectives:** The aim of this study was to evaluate the changes in color and surface roughness characteristics of four different bulk fill and one universal composite resin, polished with two different polishing systems, after immersion in two drinks and artificial saliva.

**Methods:** In this study, a total of 360 disc-shaped samples of 8 mm diameter and 2 mm thickness were prepared for 3 different polishing methods [Mylar strip, Sof-Lex Discs, (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), Clearfil Twist Dia, (Kuraray Dental, Tokyo, Japan)] and 3 different solution [artificial saliva, cola (The Coca-Cola Company, Atlanta, USA; pH 2.53) and energy drink (Red Bull GmbH, Am Brunnen, Austria; pH 3.54)] groups from 5 different composites [Filtek Z250 (3M / ESPE, USA), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Filtek One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA), Beautifil-Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japan), Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan)] ( $n = 8$ ). The composite resin was placed in a metal mold and polymerized with a standard light source according to the manufacturer's recommendations. The samples were divided into subgroups according to the polishing method and polishing was done in line with the manufacturer's suggestions. The color value and surface roughness measurements of the samples were made before and after holding them in different solutions for 7 days. Color change ( $\Delta E$ ) was recorded in CIELAB color system, roughness values as average Ra. Statistical analysis of the data obtained as a result of the study was performed using the Three-Way-ANOVA test.

**Results:** Among the composite resins, Z250 ( $0,104 \pm 0,095 \mu\text{m}$ ) showed the highest roughness change and the Estelite Bulk ( $0,027 \pm 0,023 \mu\text{m}$ ) group showed the

lowest change in roughness ( $p < 0,01$ ). The highest color change was observed in group Beautifil Bulk ( $\Delta E = 4,839 \pm 3,415$ ), while the least color change was seen in group Z250 ( $\Delta E = 1,501 \pm 0,415$ ) ( $p < 0,01$ ). Among the polishing groups, the highest roughness change was observed in group Mylar Strip ( $0,104 \pm 0,102 \mu\text{m}$ ), the lowest change in roughness was seen in group Twist Dia ( $0,431 \pm 0,352 \mu\text{m}$ ), while the highest color change was seen in group Soflex ( $\Delta E = 3,383 \pm 2,653$ ) and the lowest change in group Twist Dia ( $\Delta E = 1,975 \pm 0,992$ ) ( $p < 0,01$ ). When the beverage groups were evaluated, the change in roughness was caused by cola ( $0,088 \pm 0,083 \mu\text{m}$ ) the most, artificial saliva ( $0,036 \pm 0,042 \mu\text{m}$ ) the least, while the color change was caused by energy drink ( $\Delta E = 3,123 \pm 2,477$ ) the most and the least artificial saliva ( $\Delta E = 1,787 \pm 0,640$ ) ( $p < 0,01$ ).

**Conclusions:** According to the results of this study, the color and surface roughness, which are the physical properties of the restorations, may affect the type of composite material, the polishing methods and acidic drinks.

**Keywords:** Bulk fill composite, composite resin, polishing method, acidic drink, surface roughness, color stability.



## ÖNSÖZ

Bu çalışma Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD. ve Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonunun desteğiyle tamamlanmıştır. Bu çalışmada iki farklı polisaj sistemi ile polisajı yapılan dört farklı bulk fill kompozit rezinde, asitli içeceklerin meydana getirdiği renk ve pürüzlülük değişimleri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, restoratif diş tedavisinde kullanılacak materyaller ve yöntemler konusunda literatüre katkı sağlayacak ve klinisyenlere yol gösterici olacaktır. Çalışmaya katkılarından dolayı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF.....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	vi
ÖNSÖZ .....	viii
İÇİNDEKİLER .....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ .....	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Kompozit Resinlerin Tarihçesi .....	6
2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	9
2.2.1. Organik Resin Matris.....	9
2.2.1.1. Monomerler .....	9
2.2.1.1.1. Bis-GMA .....	10
2.2.1.1.2. UDMA.....	11
2.2.1.1.3. TEGDMA .....	11
2.2.1.1.4. Bis-EMA.....	12
2.2.1.2. Başlatıcı ve Aktivatörler.....	13
2.2.1.3. İnhibitörler .....	15
2.2.2. İnorganik Doldurucular.....	15
2.2.3. Ara Bağlayıcılar.....	17

2.3.	Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması .....	18
2.3.1.	Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması .....	18
2.3.1.1.	Megafil Kompozitler .....	19
2.3.1.2.	Makrofil Kompozitler.....	19
2.3.1.3.	Midofil Kompozitler.....	19
2.3.1.4.	Minifil Kompozitler.....	20
2.3.1.5.	Mikrofil Kompozitler .....	20
2.3.1.6.	Nanofil Kompozitler.....	21
2.3.1.7.	Hibrit Kompozitler .....	21
2.3.2.	Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	22
2.3.2.1.	Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler.....	22
2.3.2.2.	Işık ile Polimerize Olan Kompozitler .....	23
2.3.2.3.	Hem Kimyasal Olarak Hem De Işıkla Polimerize Olan Kompozitler	23
2.3.3.	Kompozit Rezinlerin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırma .....	24
2.3.3.1.	Akışkan Kompozitler.....	24
2.3.3.2.	Kondanse Edilebilen Kompozitler .....	24
2.4.	Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler .....	25
2.4.1.	Kompozit Rezinlerin Organik Matriks Yapısındaki Gelişmeler .....	26
2.4.2.	Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Yapısındaki Gelişmeler .....	27
2.4.3.	Ara Bağlayıcıların Yapısındaki Gelişmeler .....	28
2.5.	Bulk Fill Kompozitler .....	30
2.5.1.	Bulk Fill Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	30

2.5.2.	Mekanik özellikler .....	32
2.5.2.1.	Polimerizasyon derinliği.....	32
2.5.2.2.	Polimerizasyon büzülmesi.....	36
2.5.2.3.	Kenar Uyumu .....	37
2.5.3.	Fiziksel Özellikler.....	38
2.5.4.	Bulk Fill Kompozitlerin Klinik Performansı .....	40
2.5.5.	Bulk Fill Kompozitlerin Toksisitesi .....	41
2.6.	Bitim ve Polisaj İşlemleri.....	42
2.6.1.	Aşındırıcı Tipleri ve Bileşimleri.....	45
2.6.1.1.	Alüminyum oksit.....	45
2.6.1.2.	Karbit Bileşikleri .....	45
2.6.1.3.	Elmas Aşındırıcılar .....	46
2.6.1.4.	Silikon Dioksit.....	46
2.6.1.5.	Zirkonyum Oksit .....	46
2.6.1.6.	Zirkonyum Silikat.....	46
2.6.2.	Bitim ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Dental Materyaller ve Sınıflandırılmaları.....	47
2.6.2.1.	Elmas Bitim Frezleri.....	47
2.6.2.2.	Karbit Bitim Frezleri .....	47
2.6.2.3.	Taşlar .....	48
2.6.2.4.	Aşındırıcı ile Kaplı Bitim ve Polisaj Diskleri ve Şeritleri.....	48
2.6.2.5.	Sivri Uç, Disk ve Çanak Şeklinde Lastikler .....	49
2.6.2.6.	Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler .....	49
2.6.2.7.	Zayıf Aşındırıcı Polisaj Patları .....	50

2.7.	Yüzey Pürüzlülüğü.....	50
2.7.1.	Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri .....	51
2.7.1.1.	Profilometreler.....	51
2.7.1.1.1.	Mekanik Profilometreler .....	51
2.7.1.1.2.	Optik Profilometreler.....	52
2.7.1.2.	Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM).....	52
2.7.1.3.	Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) .....	53
2.8.	Renk .....	53
2.8.1.	Munsell Renk Sistemi.....	54
2.8.2.	CIE LAB Renk Sistemi.....	56
2.8.3.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri .....	58
2.8.3.1.	Görsel Renk Ölçümü .....	59
2.8.3.2.	Spektrofotometre .....	59
2.8.3.3.	Kolorimetre.....	60
2.8.3.4.	Dijital Kameralar .....	61
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	62
3.1.	Materyal .....	62
3.1.1.	Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler .....	62
3.1.1.1.	Filtek Z250 .....	63
3.1.1.2.	Tetric Evo Ceram Bulk Fill .....	64
3.1.1.3.	Filtek One Bulk Fill Restorative.....	65
3.1.1.4.	Beautifil-Bulk Restorative.....	66
3.1.1.5.	Estelite Bulk Fill Flow.....	67
3.1.2.	Çalışmada Kullanılan Polisaj Sistemleri.....	68

3.2.	Örneklerin Hazırlanması .....	69
3.3.	Örneklere Polisaj Uygulanması.....	73
3.4.	Yüzey Pürüzlülüğü Değişimi Ölçümleri .....	74
3.5.	Renk Değişimi Ölçümü.....	75
3.6.	İstatistiksel Analiz .....	79
4.	BULGULAR .....	80
4.1.	Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi .....	84
4.1.1.	Yapay Tükürük Grubu .....	85
4.1.2.	Kola Grubu .....	87
4.1.3.	Enerji İçeceği Grubu.....	89
4.2.	Grupların Renk Değişimi Açısından Değerlendirilmesi .....	91
4.2.1.	Yapay Tükürük Grubu .....	92
4.2.2.	Kola Grubu .....	94
4.2.3.	Enerji İçeceği Grubu .....	96
5.	TARTIŞMA.....	99
6.	SONUÇLAR.....	118
7.	KAYNAKÇA .....	120
8.	ÖZGEÇMİŞ.....	142

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo 2.1.</b> Monomerlerin viskoziteleriyle moleküler ağırlıkları arasındaki bağlantısı.....	9
<b>Tablo 2.2.</b> Başlatıcılar ve serbest radikalleri üreten kimyasal reaksiyonları .....	13
<b>Tablo 2.3.</b> Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	17
<b>Tablo 2.4.</b> Bulk fill kompozitler ve içerikleri.....	33
<b>Tablo 2.5.</b> Bulk fill kompozitlerin önerilen polimerizasyon süreleri.....	34
<b>Tablo 3.1.</b> Kompozit materyallerin detayları ve üretici özellikleri.....	63
<b>Tablo 3.2.</b> Polisaj sistemlerinin detayları ve üretici özellikleri.....	69
<b>Tablo 3.3.</b> Grupların Dağılımı.....	73
<b>Tablo 4.1.</b> Kompozit materyal grupları için renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	81
<b>Tablo 4.2.</b> Polisaj yöntemleri için renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	83
<b>Tablo 4.3.</b> Asitli içecekler için renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	84
<b>Tablo 4.4.</b> Yüzey pürüzlülüğü sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	85
<b>Tablo 4.5.</b> Yapay tükürükte bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.....	86
<b>Tablo 4.6.</b> Kolada bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.....	88

<b>Tablo 4.7.</b> Enerji içeceğinde bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.....	90
<b>Tablo 4.8.</b> Renk değişimi sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	93
<b>Tablo 4.9.</b> Yapay tükürükte bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar...93	93
<b>Tablo 4.10.</b> Kolada bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.....	96
<b>Tablo 4.11.</b> Enerji içeceğinde bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar...98	98



## ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b> Kompozit rezinlerin yapısı.....	8
<b>Şekil 2.2.</b> Bis-GMA'nın kimyasal formülü.....	10
<b>Şekil 2.3.</b> UDMA'nın kimyasal formülü.....	10
<b>Şekil 2.4.</b> TEGDMA'nın kimyasal formülü.....	11
<b>Şekil 2.5.</b> Bis-EMA monomerinin kimyasal formülü.....	12
<b>Şekil 2.6.</b> Munsell Renk Sistemi.....	56
<b>Şekil 2.7.</b> CIE Lab renk sistemi.....	57
<b>Resim 3.1.</b> Filtek Z250.....	64
<b>Resim 3.2.</b> Tetric EvoCeram Bulk Fill.....	65
<b>Resim 3.3.</b> Filtek One Bulk Fill Restorative.....	66
<b>Resim 3.4.</b> Beautifil-Bulk Restorative.....	67
<b>Resim 3.5.</b> Estelite Bulk Fill Flow.....	68
<b>Resim 3.6.</b> Sof-Lex Diskler.....	69
<b>Resim 3.7.</b> Clearfil Twist Dia.....	70
<b>Resim 3.8.</b> Örneklerin hazırlanması.....	71
<b>Resim 3.9.</b> Örneklerin gruplandırılması.....	72
<b>Resim 3.10.</b> Soflex Polisaj Diskleri.....	74
<b>Resim 3.11.</b> Twist Dia Polisaj Lastikleri.....	74
<b>Resim 3.12.</b> Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı (Surtronic 25).....	76
<b>Resim 3.13.</b> Örneklerin renk ölçümü.....	77
<b>Resim 3.14.</b> Yapay Tükürük.....	78
<b>Resim 3.15.</b> Asitli İçecekler.....	79
<b>Resim 3.16.</b> Örneklerin solüsyonlarda bekletilmesi.....	79

<b>Şekil 4.1.</b> Kompozit rezinlerin pürüzlülük ve renk değişim değerleri.....	82
<b>Şekil 4.2.</b> Polisaj yöntemlerinin pürüzlülük ve renk değişim değerleri.....	83
<b>Şekil 4.3.</b> İçeceklerin pürüzlülük ve renk değişim değerleri.....	84
<b>Şekil 4.4.</b> Yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.....	87
<b>Şekil 4.5.</b> Kolada bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.....	89
<b>Şekil 4.6.</b> Enerji içeceğinde bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.....	91
<b>Şekil 4.7.</b> Yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.....	94
<b>Şekil 4.8.</b> Kolada bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.....	96
<b>Şekil 4.9.</b> Enerji içeceğinde bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.....	98

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<	Küçüktür
>	Büyüktür
°	Derece
<b>CIE</b>	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
<b>L*</b>	CIE sistemi Renk Değeri Koordinatı
<b>a*</b>	CIE Renk Sistemi, Kırmızı-Yeşil koordinatı
<b>b*</b>	CIE Renk Sistemi, Sarı-Mavi Koordinatı
<b>ΔE</b>	Renk Değişikliği
<b>AFM</b>	Atomik Kuvvet Mikroskobu
<b>SEM</b>	Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>Ra</b>	Yüzey Pürüzlülüğü Ortalaması
<b>Bis-DMA</b>	Bisfenol A Dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	Bisfenol A Glisidil
<b>Bis-EMA</b>	Bis-Etilen Glikol Dimetakrilat
<b>TEGDMA</b>	Trietilen Glikol Metakrilat Dimetakrilat
<b>EGDMA</b>	Etilen Glikol Dimetakrilat
<b>UDMA</b>	Üretan Dimetakrilat
<b>MMA</b>	Metil Metakrilat
<b>Al<sup>2</sup>O<sup>3</sup></b>	Alüminyum Oksit
<b>p</b>	Önem Düzeyi
<b>SS</b>	Standart Sapma
<b>°C</b>	Derece Santigrat
<b>%</b>	Yüzde
<b>g</b>	Gram
<b>dk</b>	Dakika
<b>sn</b>	Saniye
<b>mm</b>	Milimetre
<b>nm</b>	Nanometre
<b>µm</b>	Mikrometre
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	MiliWatt/santimetrekare
<b>rpm</b>	Devir/Dakika

## 1. GİRİŞ

İnsan hayatında estetiğin öneminin artmasıyla birlikte, diş hekimlerine başvuran hastaların isteklerinde de ciddi bir değişiklik olmuştur (Sulieman ve ark., 2003). Hastalardaki estetik beklenti artışı nedeniyle, kullanılan materyalde ve uygulanan restorasyonda da değişiklikler olmaktadır (Roberson ve ark., 2006). Estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı dental kompozitler, posterior bölgedeki direkt dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaktadırlar (Lavigueur ve Zhu, 2012).

Yapılan bir araştırmaya göre, 1999 yılında posterior dişlerde diş rengindeki kompozitlerin kullanımı, amalgam kullanımından daha fazla olmuştur (Burke ve ark., 2001). Bununla birlikte Hollanda'da yapılan bir araştırmaya göre Nijmegen Diş Hekimliği Fakültesi'nde öğrencilerin arka grup dişlere yaptığı amalgam restorasyonlar 1990 yılında %88 oranındayken, 1998 yılında bu oranın %4 seviyesine düştüğü bildirilmiştir (Roeters ve ark., 2004). Ondokuzmayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirilen bir araştırmada ise 2000-2003 yılları arasında posterior dişlerde yapılan amalgam restorasyonlar, kompozit restorasyonlara oranla anlamlı derecede fazla çıkmış ve bu oran 2004 yılında eşitlenmiştir. Daha sonraki yıllarda ise (2005 – 2007 arası) kompozit restorasyonların, amalgam restorasyonların sayısından anlamlı derecede fazla olduğu bildirilmiştir (Karaarslan ve ark.).

Kompozit rezin materyallerle ilgili son yıllarda büyük gelişmeler yaşanmıştır. Bunlar; materyallerin monomer yapısındaki ve yapı içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcılarla ilgili gelişmeler ve inorganik doldurucu partiküllere ilişkin yeniliklerdir (Czasch ve Ilie, 2013). Anterior dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan kompozit

rezinler, hastaların estetik talepleri nedeniyle ve fiziksel ve mekanik özelliklerinde yaşanan gelişmeler sayesinde posterior dişlerin restorasyonunda da sıklıkla kullanılan bir restoratif materyal haline gelmiştir (Orłowski ve ark., 2015). Ancak, kompozit rezinlerde yaşanan olumlu gelişmelerin yanısıra, dönüşüm derecesi ve polimerizasyon derinliği gibi materyallerin uzun dönem klinik performansını etkileyen bazı dezavantajlar günümüzde halen bulunmaktadır (Galvão ve ark., 2013; Yoshikawa ve ark., 2013). Polimerizasyon derinliğinin yetersizliği nedeniyle özellikle derin kavitelerde olmak üzere, büyük kütleli kompozit restorasyonların tedavide kullanılması esnasında geleneksel kompozitlerin en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanması ile ışık geçirgenliğini en iyi seviyede tutarak restorasyonda optimal polimerizasyonun elde edilebilmesi önerilmektedir (Cenci ve ark., 2005; Duarte ve Saad, 2008). Ancak, derin kaviteli dişlerde tabakalı yerleştirme tekniği kullanılarak restorasyonların bitirilmesi hem hekim hem de hasta için zaman kaybına sebep olup, ek olarak tabakalar arasında da hava kabarcığı kalma ve nem kontaminasyonu risklerini beraberinde getirmektedir (Furness ve ark., 2014; Tarle, 2015). Bu sorunların ortadan kaldırılabilmesiyle birlikte tedavi süresinin kısaltılması ve işlem maliyetinin azaltılması amacı ile son yıllarda tek tabaka halinde 4-5 mm kalınlığa kadar uygulanabilme imkanı sağlayan "Bulk Fill" kompozit rezinler geliştirilmiştir (Furness ve ark., 2014). Bu materyallerin 4-5 mm kalınlığında tek tabaka halinde uygulanabilmesinin yanı sıra, kaviteye adaptasyonlarının daha iyi olması, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve dönüşüm derecesi değerinin yüksek olması gibi önemli avantajlarının olduğu üreticiler tarafından bildirilmektedir. Aynı zamanda, üretici firmalar bulk fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin posterior restorasyonlarda sıklıkla kullanılan geleneksel kompozitler ve akışkan kompozitlerden daha düşük düzeyde olduğunu

bildirmişlerdir (Abed ve ark., 2015). Bulk Fill kompozitler düşük viskoziteye sahip akışkanlar ve yüksek viskoziteliler olarak iki şekilde piyasaya sunulmuştur.

Restorasyon yüzeyinin pürüzsüz olması ve renginin doğal dişlerle uyumlu olması ve bu uyumun kalıcılığı büyük önem taşımaktadır (Festuccia ve ark., 2012; Reis ve ark., 2003). Yüzey pürüzlülüğü ve renklenme yapılan restorasyonları değerlendirirken göz önüne alınan en önemli parametrelerdendir (Bagheri ve ark., 2007; Paravina ve ark., 2015; Reis ve ark., 2003).

Restoratif materyallerin marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını olumsuz yönde etkileyen yüzey pürüzlülüğünün restorasyonun renklenmesi, plak birikimi ile gingival irritasyon gibi durumlarla sonuçlandığı görülmüştür. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan diş rengi restoratif materyallerin bitim ve polisaj işlemleri hasta memnuniyeti ve restorasyonun başarısı için önemli basamaklardır (McKinney ve ark., 1987; Ryba ve ark., 2002). Yüzey pürüzlülüğü materyal yüzeyinin 2 boyutlu parametresidir. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometreler, AFM ve SEM gibi cihazlar kullanılmaktadır (Blanchard, 1996; Kakaboura ve ark., 2007). Bu cihazlar yüzey pürüzlülüğü ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir (Wan Bakar ve McIntyre, 2008).

Doğal dişlerle kabul edilemez bir renk uyumu ise restorasyonun başarısız olarak değerlendirilmesine sebep olan ve hastaları rahatsız eden en önemli durumlardan biridir (Kroeze ve ark., 1990). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünde ve renklenmesinde kahve, çay, meyve suyu, kola, enerji içecekleri gibi pek çok içeceğin, ağız gargaralarının ve çeşitli renklendirici sıvıların etkili olduğu bilinmektedir (Barakah ve Taher, 2014; Ertaş ve ark., 2006; Festuccia ve ark., 2012; Reis ve ark., 2003).

Restoratif materyallerin renk değerlendirmesi görsel ya da bir cihaz yardımıyla yapılabilir (Dietschi ve ark., 1994; Festuccia ve ark., 2012). Ancak cihazla yapılan renk ölçümlerinin daha hızlı, sayılabilir ve objektif sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Güler ve ark., 2005). Renk değişimi ölçümlerinde kolorimetreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır (Kim-Pusateri ve ark., 2007).

Bitim ve polisaj işlemleri restorasyon kenarlarını uyumlamak, restorasyona uygun konturlar vermek, parlak ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek için restoratif materyallere uygulanması gerekli işlemlerdir (zgnaltay ve ark., 2003; C. P. Turssi ve ark., 2000). Bitim ve polisaj işlemlerinde abraziv diskler ve şeritler; taşlar, karbit ve elmas frezler; abraziv lastikler; ve abraziv partikülleri serbest halde içinde bulunduran polisaj patları ve tozları gibi çok çeşitli bitim ve polisaj materyalleri kullanılmaktadır (Jefferies, 2007; Marghalani, 2010). Bitim ve polisaj işlemlerinin restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü ve renk değişimini etkilediği gösterilmiştir (Mallya ve ark., 2013; Yıldız ve ark., 2015). Uygun bir şekilde yapılan bitim ve polisaj işlemi restorasyonların estetiği ve kalıcılığı açısından önemli bir basamaktır (Jefferies, 2007).

Bu bilgiler işığında bu çalışmanın amacı farklı bitim ve polisaj tekniklerinin güncel ve geniş kullanım alanına sahip bulk fill kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelenmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri ise;

1. Bu çalışmada değerlendirilen kompozit rezinler arasında, farklı sistemler ile polisaj uygulaması ve solüsyonlarda bekletme sonrasında yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur.

2. Uygulanan polisaj yöntemleri arasında, solüsyonlarda bekletme sonrasında kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur.
3. Bekletme solüsyonları arasında kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur.
4. Kompozit rezinler arasında, farklı sistemler ile polisaj uygulaması ve solüsyonlarda bekletme sonrasında renk değişimi açısından farklılık yoktur.
5. Uygulanan polisaj yöntemleri arasında, solüsyonlarda bekletme sonrasında kompozit rezinlerin renk değişimi açısından farklılık yoktur.
6. Bekletme solüsyonları arasında kompozit rezinlerin renk değişimi açısından farklılık yoktur.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Minerin asitlenebilir olduğunun bildirilmesi (Buonocore, 1955) ve adeziv bağlanma tanımının yapılmasıyla birlikte kompozit rezinlerde büyük gelişmeler meydana gelmiştir (Bowen, 1982). Bu yeni materyellerle birlikte gelişen yeni uygulama teknikleri, “G.V. Black” tarafından yüz yıl önce tanımlanan ve diş hekimliğinde önemli bir yeri olan “korumak için genişlet” prensibinin baştan başa değişmesine yol açmış, bununla birlikte restoratif materyallerin retansiyonu için mekanik bağlanmanın yerini tamamen adeziv bağlanmanın almasına sebep olmuştur. Bu sayede kavite preparasyonlarının konservatif hazırlanması ile sağlam diş dokularının daha fazla korunmasına sağlanmıştır (Bowen, 1982).

Diş hekimliğinde diş rengindeki ilk restoratif materyal silikat simanlar olarak bilinmektedir (Puckett ve ark., 2007; Ritter ve ark., 2012; Schulein, 2005). Bu materyal esasında kompozite benzer fosforik asit içerikli bir yapı ile alumino-fluoro-silikat içerikli bir yapıdan oluşmaktadır. Ancak bu materyalin düşük renk stabilitesi göstermesi, yüksek büzülme ve genişleme katsayısı ve diş dokularına adezyonunun zayıf olması en büyük dezavantajlarını oluşturmuştur. Ayrıca materyalin kırılğan bir yapı sergilemesi, hem posterior hem de anterior dişlerin restorasyonunda mekanik ve fiziksel özellikleri öncekilerden daha iyi olan yeni bir materyal arayışına yol açmıştır (Bowen, 1956; Rueggeberg, 2002). 1960’lı yıllarda kompozit rezinlerde büyük gelişmeler yaşanmış ve estetik özellikleri öncekilerden daha iyi olan materyaller üretilmiştir (Puckett ve ark., 2007; Schulein, 2005). Başlarda tanıtılan bu materyaller akrilikler olup methyl methacrylate (MMA) içeriklidir. Bu rezinler toz ve likitten oluşan bir bazı ve katalizörü

olan, iki patın birbiriyle karıştırılması sonucu kimyasal reaksiyonun başlatıldığı, sonrasında kendiliğinden polimerize olma özelliği olan materyallerden oluşmuştur. Materyalin yapısında polimerizasyon büzülmesini önlemek amacıyla inorganik doldurucu partiküller eklenmiş olduğu, ayrıca materyalin su emilimi ve termal genleşme katsayısında da azalmalar görüldüğü bildirilmiştir (Patel ve ark., 1987). Ancak, patların karıştırılması esnasında oluşan hava kabarcıkları yapının içerisinde boşlukların oluşmasına ve materyalin hem mekanik özelliklerinin hem de estetik kalitesinin azalmasına neden olmuştur. Ayrıca materyalin kütle şeklinde kaviteye yerleştirilmesi, karıştırıldıktan sonraki çalışma süresinin kısa olması, inorganik partiküllerin ilave edilmesine rağmen polimerizasyon esnasında yüksek oranda hacimsel büzülme göstermesi sebebiyle mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumundaki artış da en büyük dezavantajlarını oluşturmuştur (Brown, 1997; Combe ve Burke, 2000). Daha sonraları Bis-GMA molekülünün bulunması ve bu molekülün hem silikat simanlarla hem de MMA içerikli rezin ile karşılaştırıldığında mekanik özelliklerinin ve diş dokularına adezyonunun daha yüksek olduğunun bildirilmesi ile günümüzde kullandığımız kompozitlerin gelişiminin temeli oluşturulmuştur (Moszner ve ark., 2008; Söderholm, 1984). Aşınmaya karşı daha yüksek direnci, artmış fiziksel ve mekanik özellikleri, kolay uygulanabilmesi, daha iyi renk uyumu, termal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesindeki azalmalar gibi birçok faktörün etkisiyle diş hekimliği alanında bu materyaller fazlasıyla kabul görmüştür (Leinfelder, 1999; Rueggeberg, 2002). Yeni kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerindeki gelişmelerden dolayı diş hekimleri tarafından anterior ve posterior dişlerin restorasyonlarında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, Bis-GMA molekülünün yüksek viskoziteli olması, doldurucu miktarının düşük kalmasına ve bu sebeple de polimerizasyon büzülmesi ve aşınma

göstererek sekonder çürük riskinin yüksek olmasına neden olmuş, posterior dişlerde amalgam dolguların yerine geçmelerinde yetersiz kalmıştır (Osborne ve ark., 1973; Rueggeberg, 2002). Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini düşürmek için düşük molekül ağırlıklı TEGDMA monomeri üretilerek, doldurucu miktarının artırılması ve materyalin kullanımının daha uygun bir hal alması sağlanmıştır (Bowen, 1982; Rueggeberg, 2002). Kimyasal olarak polimerize olan ve Bis-GMA içeren bu kompozitler de iki ayrı pattan oluşan bir sisteme sahip olup, polimerizasyon reaksiyonu tersiyer amin (aktivatör) ile benzoil peroxide (başlatıcı) arasında oda sıcaklığında bazı serbest radikallerin oluşmasıyla gerçekleşmektedir (Minguez ve ark., 2003). Önceki kompozit sistemlerinde olduğu gibi bunda da patların karıştırılarak kaviteye yerleştirilmesinden sonra sıklıkla oluşan hava kabarcıkları görülmüş, kompozitin kaviteye yerleştirilmesi konusunda teknik hassasiyetler olduğu ve restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerinde zayıflıklara neden olduğu bildirilmiştir (Anusavice, 1996). Bu sebeple yeni arayışlar durmamış ve yaşanan tüm bu problemlerin üstesinden gelmek için 1970'li yıllarda materyallerin yapısına polimerizasyon sistemleri eklenerek Ultraviyole (UV) ışık dalga boyunda polimerizasyona uğrayabilen yeni kompozit rezinler geliştirilmiştir (Rueggeberg, 2002, 2011). Kamforokinon gibi fotobaşlatıcıların kompozit yapı içerisine eklenmesiyle polimerizasyon reaksiyonu tamamen değişmiş ve bu sayede hem materyalin klinik kullanımı daha uygun hale gelmiş hem de raf ömrünü uzamıştır (Rueggeberg, 2002). Kompozit materyalinin ışık ile aktivasyon yapılmadan polimerizasyon reaksiyonunun başlamaması hekime materyalin kaviteye yerleştirilmesi ve yüzey şekillendirilmesi için yeterli çalışma zamanı vermiştir (Rueggeberg, 2011). Daha sonra yaşanan gelişmelerle günümüzde sıkça tek tabaka şeklinde kullanılan ve görünür ışığın dalga boyunda polimerize olabilen yeni nesil materyaller geliştirilmiştir (Kwon ve ark., 2012).

## 2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozitler temel olarak 3 farklı yapıdan oluşurlar (Alla, 2013; Dayangaç, 2011; Garcia ve ark., 2006).

- Organik matriks
- İnorganik doldurucular
- Bağlayıcı ajan



A. Organik matriks B. İnorganik Doldurucular C. Bağlayıcı Ajan

**Şekil 2.1.** Kompozit rezinlerin yapısı. (Dayangaç, 2000)

### 2.2.1. Organik Rezin Matris

#### 2.2.1.1. Monomerler

Kompozitlerin resin matriksinde alifatik ya da aromatik diakrilat monomerleri bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerde en çok bulunan dimetakrilatlar; Bis-GMA (bisfenol-A-glisidilmetakrilat), TEGDMA (triötilen glikol

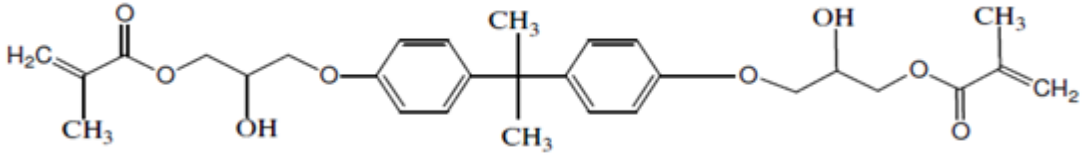
dimetakrilat), UDMA (üretan dimetakrilat) ve Bis-EMA (bisfenol-A-etoksilat dimetakrilat)'dir. Tablo 2.1'de viskoziteleriyle moleküler ağırlıkları arasındaki bağlantı verilmektedir (Çakmakçioğlu, 2007; Moszner ve Salz, 2001).

**Tablo 2.1.** Monomerlerin viskoziteleriyle moleküler ağırlıkları arasındaki bağlantısı (Çakmakçioğlu, 2007)

Monomer	Viskozite (Pa)	Çift Bağ (mol.kg <sup>-1</sup> )	Mol. Ağırlığı (g.mol <sup>-1</sup> )
Bis-GMA	1200.00	3.90	510.60
Bis-EMA	0.90	3.70	540.00
UDMA	23.10	4.25	470.00
TEGDMA	0.01	6.99	286.30

#### 2.2.1.1.1. *Bis-GMA*

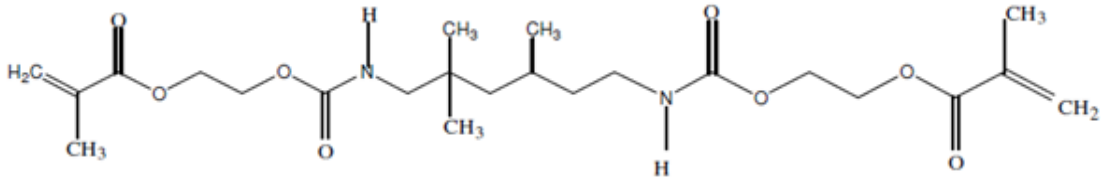
En yaygın kullanılan monomerdur. Piyasadaki çoğu kompozit materyalinin ana bileşenidir. Bis-GMA, epoksi rezin olan Bisfenol-A-disglisidileter ve metakrilik asit ile kondensasyon reaksiyonu sonucunda oluşmuştur (Şekil 2.2). Serbest radikallerin polimerizasyonun gerçekleşmesini terminal metakrilat grupları sağlar. Bis-GMA'nın renk stabilitesi yoktur ve yüksek viskozitesi vardır. Bis-GMA visküz yapısı ile rezin matriksin dayanıklılığını sağlar (Albers, 2002; O'Brien, 2002).



Şekil 2.2. Bis-GMA'nın kimyasal formülü (Bektaş, 2006)

### 2.2.1.1.2. UDMA

Üretan dimetakrilat, Foster ve Walker tarafından, 1974 yılında tanıtılmıştır (Şekil 2.3). Düşük viskozitesi UDMA'nın en büyük avantajı olup, ek bir monomer ilave etmeden düşük ağırlıkta inorganik partiküllerin doldurulmasını sağlamaktadır. Bu yapının dezavantajı ise %5-9 arasında polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve çok kırılğan olmalarıdır (Atalı, 2011).

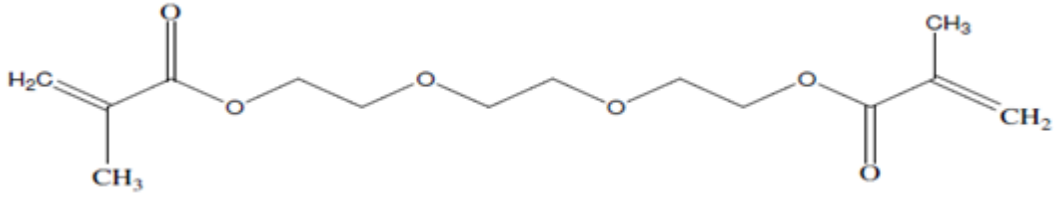


Şekil 2.3. UDMA'nın kimyasal formülü (Bektaş, 2006)

### 2.2.1.1.3. TEGDMA

Düşük viskoziteli TEGDMA monomeri rezinin viskozitesini azaltarak akıcılığı arttırmak ve inorganik partiküllerin yapıya katılmasını sağlamak amacıyla materyale

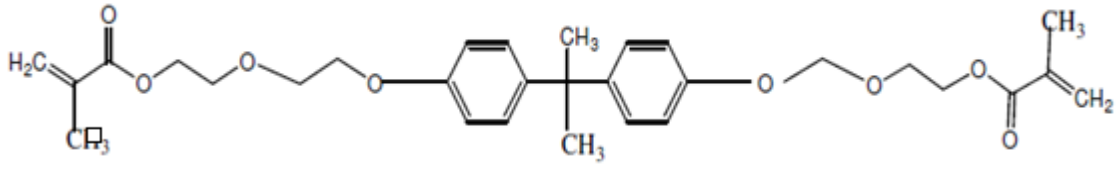
ilave edilmektedir (Şekil 2.4). Bis-GMA'ya benzer şekilde iki ucunda da reaktif çift bağlar bulunmaktadır. Büzülme miktarının %15 kadar olmasına kısa zincir yapısı neden olmaktadır. Resin kompozitlerde vizkozite bu iki difonksiyonel monomerlerin farklı oranlarda karışımları sayesinde kontrol altında tutulmaktadır (Atalı, 2011).



Şekil 2.4. TEGDMA'nın kimyasal formülü (Bektaş, 2006)

#### 2.2.1.1.4. Bis-EMA

Bis-GMA hidrofilik bir monomer olduğundan dolayı su emilimine izin vermektedir. Su emilimi sonucunda doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyon ve polimer ağında yumuşama olmaktadır. Buda aşınma direnci ve dayanıklılığın azalmasına neden olur. Bis-GMA'nın farklı bir versiyonu olan Bis-EMA bu problemleri azaltmak için geliştirilmiştir (Şekil 2.5). Bu monomer, moleküler yapısı açısından hidroksil grubunun olmaması dışında Bis-GMA'ya benzerlik göstermektedir. Bis-EMA'nın daha az viskoziteye sahip ve hidrofobik olmasını bu farklılık sağlamakta ve bu da monomere hidrofobik özellik kazandırmaktadır (Feilzer ve ark., 1990).



Şekil 2.5. Bis-EMA 'nın kimyasal formülü (Bektaş, 2006)

### 2.2.1.2. *Başlatıcı ve Aktivatörler*

Diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerdeki organik rezin matrisi içerisinde bulunan başlatıcılar, fiziksel ve kimyasal aktivasyonla serbest radikaller oluşturarak polimer zincirlerinin oluşmasını sağlamaktadırlar. Polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelere akselatör, serbest radikal oluşumunu sağlayan maddelereyse başlatıcı denir. Işıklı sertleşen dental kompozitlerde benzoil metileter aktivatör olarak kullanılmaktadır (Tablo 2.2) (Tunçbilek, 2012).

Dental kompozitlerde genellikle benzoil peroksit kullanılır ve onu aktive etmek için ise aromatik tersiyer amin aktivatörleri kullanılmaktadır. Benzoil peroksit güçlü bir başlatıcıdır ve tolüen, benzen gibi çözücülerle hazırlanan çözeltileri 70-80 °C civarında ısıtıldığında tepkime gerçekleştirerek yeterli miktarda benzoil peroksit radikali üretir. Böylelikle kimyasal maddeler kullanılarak serbest radikal oluşturulur. Oluşan bu serbest radikaller ortamda bulunan monomerler ile birleşerek ilk monomerik radikali oluşturur. Oluşturulan yeni aktif merkez ise sıradaki monomeri benzer şekilde yapısına ekler ve polimerizasyon, tüm monomerlerin radikalik aktif zincire eklenmesiyle ilerler (Atalı, 2011; Saçak, 2002; Tunçbilek, 2012).



Işıklı polimerize olan dental kompozitlerde fotokimyasal başlatıcılar kullanılır. Reaksiyonun başlaması 365 nm dalga boyundaki UV ışıkla veya alternatif olarak 420-450 nm dalga boyundaki görünür ışık ile olmaktadır. Benzoin alkil eter ve bunun gibi bazı organik bileşenler UV ışıkla başlatılan sistemlerde ışığın etkisini kullanarak serbest radikalleri oluşturmaktadırlar. Ancak görünür ışıkla polimerize olan sistemlerdeyse serbest radikalleri oluşturmak için diketon gibi ışığı absorbe eden bileşikler vardır. Bu amaçla en çok kullanılan bileşik kamforokinon bileşiğidir. Aktivatör olarak ise en çok alifatik amin kullanılır. Işığın etkisiyle harekete geçen kamforokinon bileşiği aminle reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturmaktadır (Saçak, 2002).

**Tablo 2.2.** Başlatıcılar ve serbest radikalleri üreten kimyasal reaksiyonları (Albers, 2002)

Başlatıcı	Kimyasal Reaksiyon
Kimyasal	Benzoil peroksit + %2 aromatik tersiyer amin = Serbest radikal
Isı	Benzoil peroksit + ısı = Serbest radikal
Görünür ışık	%0.04 alifatik veya %0,1 aromatik tersiyer amin + %0.06 kamforokinon + 468 nm görünür ışık kaynağı = Serbest radikal
UV ışık	%0,1 benzoil metil eter + 365 nm UV ışık kaynağı = Serbest radikal

### **2.2.1.3. İnhibitörler**

Monomerlerin, kendi kendine polimerizasyona uğramalarını en aza indirmek veya önlemek için kompozit rezinlere ilave edilen maddelerdir. Dental kompozitlerde inhibitör olarak genellikle %0.1 konsantrasyonda bulunan ve fenol türevlerinden olan hidrokinon metileter ya da 2,6-di-bütil-4-metilfenol kullanılmaktadır (Altun, 2005; Atalı, 2011).

### **2.2.2. İnorganik Doldurucular**

Kompozit rezinin yapısını güçlendirmek ve matriksin miktarını azaltmak amacıyla inorganik doldurucular kullanılmaktadır. Dental kompozitlerde başlarda, inorganik doldurucu olarak kimyasal olarak ağız ortamında bozulmadan kalabilen, sert ve güçlü kuvars (SiO<sub>2</sub>) materyaller kullanılmıştır. Daha sonra ise optimal dayanıklılığa ve uygun kimyasal yapıya sahip olan cam materyaller geliştirilmiştir (Tunçbilek, 2012).

Günümüzde inorganik doldurucular, matriksin içine dağılmış olarak bulunan çeşitli büyüklük ve şekildeki kolloidal silikat, kuvars, çinko silikat, lityum alüminyum silika, baryum silikat, stronsiyum, borosilikat cam, baryum alüminyum, silikat itriyum cam gibi partiküllerdir. Bu inorganik dolduruculardan her biri farklı özelliklere sahiptir ve rezinlere bazı özellikler kazandırır. Saf silika, kristobalit, tridimit veya kuvars gibi farklı kristal formlarda ya da silikat cam gibi nonkristalin formda bulunmaktadır. Kristal formlar daha dayanıklı ve serttir ancak kompozitlerin bitim ve polisaj işlemlerini güçleştirir. Bu yüzden üretilen kompozit rezinlerin çoğunda nonkristalin form tercih edilmektedir. Silika partikülleri, karışımların mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirirerek yayar. Baryum, itriyum, çinko, stronsiyum, zirkonyum ve bor kompozit rezine radyoopaklık sağlar (Çakmakçıoğlu, 2007).

İnorganik doldurucu olarak kompozit materyallerde kullanılan silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ) çeşitli yollarla üretilir ve buna göre farklı şekillerde isimlendirilir. Amorf silika partiküllerinin sıvıdan kimyasal olarak elde edilenlere kolloidal silika, gaz fazından elde edilenlerine ise pirojenik silika denir (Roberson ve ark., 2006).

İnorganik doldurucu partiküllerinin büyüklükleri, şekli ve miktarı organik rezin matriksin yapısal özelliklerini belirlemektedir. Partikül oranı arttıkça, rezin matriksin oranı düşer, ısıl genişleme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır ve dayanıklılık artar. Böylece dental kompozitin fiziksel özellikleri olumlu yönde etkilenir (Atalı, 2011).

İnorganik doldurucunun kompozite ilavesinin birçok faydası mevcuttur. Bunlar (Tekin, 2015):

1. Metil metakrilat monomerlerin polimerizasyonu sonucunda oluşan büzülme oldukça fazladır. Cam ( $\text{SiO}_2$ ) doldurucuların yüksek miktarda eklenmesiyle organik rezin matriks oranının azalması ve doldurucuların polimerizasyon reaksiyonunda yer almaması sayesinde polimerizasyon büzülmesi miktarı azaltılmaktadır.

2. İnorganik doldurucular, sertlik ve basınca dayanma gibi mekanik özellikleri geliştirmekte, su emilimini ve boyanmayı azaltmaktadır.

3. Metakrilat monomerlerinin ısıl genişleme katsayıları yüksektir. İnorganik doldurucuların eklenmesi ısıl genişleme katsayısını düşürür ve diş dokularının genişleme katsayısına benzer hale getirmektedir.

4. Stronsiyum ve baryum gibi ağır metallerin cama eklenmesi radyoopasiteyi (radyopaklık) sağlamaktadır.

5. İnorganik doldurucular viskoziteyi değiştirme yoluyla çalışma zamanını ayarlamaktadır.

6. İnorganik doldurucular renk, fluoresans ve translüsensi gibi bazı estetik özelliklerin kontrol edilmesini sağlamaktadır.

### **2.2.3. Ara Bağlayıcılar**

Dental kompozitlerde organik matriks ile inorganik doldurucu maddeler arasında güçlü bir bağlantıya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bağlantıyı sağlayan madde bağlayıcı ajanlardır (Craig ve ark., 1975). İnorganik doldurucuların organik rezin matrikse bağlanması oldukça önemlidir. İnorganik doldurucu organik rezin matriks arasındaki ara faz olarak da adlandırılan bağlantının kuvvetli olması, kompozit rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasını sağlayacaktır. Organik matriks ile doldurucu arasına suyun penetrasyonunu önleyerek hidrolitik stabiliteyi artıracaktır. Dental kompozitlerde bağlayıcı ajan olarak genellikle silanlar kullanılır. Silanların, iki farklı fonksiyonu vardır; organik matriksteki metakrilat molekülüyle kovalent bağlar kurarken, aynı zamanda doldurucu partiküllerdeki hidroksil gruplarına bağlanırlar. Böylece kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerinin artmasını sağlayacaktır. Silanlar kimyasal yapı olarak dayanıklı ve inerttirler. Aynı zamanda silanlar esnek halden sıvı hale kadar birçok farklı halde bulunabilirler ve en çok silika partikülleriyle uyumludurlar. Bu yüzden dental kompozitlerde bağlayıcı ajan olarak sıklıkla silanlar kullanılmaktadır. Silika partikülleri organik rezin matriksle birleştirilmeden önce bağlayıcı ajanla kaplanmaktadır (Atalı, 2011; akmakoğlu, 2007).

### 2.3. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Günümüzde kompozit rezınler polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre sınıflandırılabilir (Tablo 2.3) (Bagby ve Stewart, 2012; Craig, 2004; McCabe ve Walls, 2013).

**Tablo 2.3.** Kompozit rezınlerin sınıflandırılması (Bayne ve ark., 1994; Lutz ve Phillips, 1983)

<b>İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre;</b>	
Lutz ve Philips (1983)	Bayne (1994)
Heterojen mikrofil kompozitler	Megafil Kompozitler (50-100 µm) %70-80
Homojen mikrofil kompozitler	Makrofil Kompozitler (10-100 µm) %70-80
Geleneksel kompozitler	Midifil Kompozitler (1-10 µm) %75-80
Hibrit kompozitler	Minifil Kompozitler (0,1-1 µm) %75-85
	Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 µm) %35-60
	Hibrit Kompozitler (0.04-1 µm) %70-80
	Nanofil Kompozitler (0.005-0.01µm) %72-87
<b>Viskozitelerine Göre;</b>	
Kondanse olabilen kompozit rezınler (Condansable)	
Akışkan kompozit rezınler (Flowable)	
<b>Polimerizasyon Yöntemine Göre;</b>	
Işık ile polimerize olan kompozit rezınler (Light-cured)	
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezıliler (Chemical-Cured)	
Hem kimyasal hemde ışık ile polimerize olan kompozit rezıliler (Dual-cured)	

#### 2.3.1. Kompozit Rezınlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırması

Kompozit rezınler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüklerine göre; nanofil, hibrit, mikrofil, minifil, midifil, makrofil ve megafil diye sınıflandırılır (Roberson ve ark.,

2006). Doldurucu boyutunun yüzdesi ve oranının bilinmesi kompozitin dayanıklılığı ve parlatılabilirliği açısından bilgi verir (Burgess ve ark., 2002).

### **2.3.1.1. Megafil Kompozitler**

İnorganik doldurucuların partikül büyüklüğü 50 ile 100 µm arasında olan kompozitlerdir. Aşınmanın ve okluzal yükün fazla olduğu yüzeylerde kullanılması önerilir ve insert diye isimlendirilen cam partiküller (0.5-2 µm) içerir (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002).

### **2.3.1.2. Makrofil Kompozitler**

Doldurucu partiküller 10-100 µm arasında büyüklüğe sahiptir. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucuların miktarı ağırlıkça yaklaşık %70-80' arasındadır. İnorganik doldurucu olarak ağır metalli cam partikülleri veya kuartz kullanılmıştır. Doldurucu partiküllerin çok sert ve büyük olması organik rezin matriksin inorganik partiküllerden daha çok aşınmasına neden olur. Bu aşınma da renklenmelere ve yüzey pürüzlülüğüne yol açmaktadır. Bundan dolayı anterior dişlerde yeterli estetiği sağlayamazlar (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002). Makrofil kompozit rezinlerde plak birikimi ve boyanma kompozitin farklı tiplerine oranla daha fazla görülür. Bunun gibi olumsuz özelliklerinden dolayı makrofil kompozitlerin klinik kullanımı diğer kompozit rezinlere göre daha azdır (Burgess ve ark., 2002; Ferracane, 2011).

### **2.3.1.3. Midifil Kompozitler**

İnorganik doldurucuların partikül büyüklüğü 1 ile 10 µm arasında olan kompozitlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlere göre daha iyi bitim ve polisajlanabilme özelliğine sahiptir. Midifil ve makrofil kompozitler büyük partiküllü

veya geleneksel (traditional veya conventional) olarak da adlandırılmaktadır (Burgess ve ark., 2002; Dayangaç, 2000).

#### **2.3.1.4. Minifil Kompozitler**

Doldurucu partiküller 0,1-1 µm arasında büyüklüğe sahiptir. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85' arasındadır. İnorganik doldurucular, stronsiyum, baryum ve bunlar gibi ağır metaller içeren, camla yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Materyalin bu partiküller sayesinde aşınmaya karşı direnci ve radyoopasitesi artırılmış ve daha iyi polisajlanabilme özelliği kazandırılmıştır (Burgess ve ark., 2002; Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002).

#### **2.3.1.5. Mikrofil Kompozitler**

İnorganik doldurucuların partikül büyüklükleri 0,01 ile 0,1 µm arasında olan kompozitlerdir. Partikül miktarları makrofil kompozitlere göre daha azdır ve partikül yüzdesi ağırlıkça %35-60' arasındadır (Roberson ve ark., 2006). İnorganik doldurucu madde olarak kolloidal silika partikülleri bulunmaktadır. Doldurucu partiküller organik matriksle yaklaşık olarak aynı hızda aşınmaktadır. Bu sebeple bitim ve polisaj işlemleri yapıldıktan sonra makrofil kompozitlere kıyasla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir. Bu durum anterior dişlerin restorasyonlarında da kullanılabilmelerine olanak sağlar. Doldurucu partikül miktarının azalmasına bağlı olarak organik matriks miktarının artması nedeniyle mikrofil kompozitlerin su absorpsiyonu ve ısıl genişleme katsayısı artmış, elastisite modülü azalmıştır. Ancak, partiküllerin çok küçük olması ışığı kırma indeksinin mineye yakın olmasına sebep olarak estetik bir görünüm kazanmalarını sağlar (Choi ve ark., 2005; Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002; Tjan ve Chan, 1989).

### **2.3.1.6. Nanofil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü yaklaşık 0.01 µm olan kompozit rezinlerdir (A. Yazıcı ve ark., 2006). Nanofil kompozitlerin organik yapısı diğer kompozitlere benzer polimerik yapılardan meydana gelir. İnorganik yapıyı oluşturan partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır. Bunlar; silika nano doldurucular (Nanomer) ile nanomer gruplarıdır (Nanocluster) (Ure ve Harris, 2003). Nanomer yapısı kümeleşmemiş partiküllerden oluşur ve rezinin organik kısmında ayrı ayrı bulunurlar. Nanocluster yapısı ise, 50 nm' den daha küçük nanomerlerin gevşek bağlar kurarak oluşturdukları yapılardır. Bu iki grup tek bir birim gibi termal, mekanik ve optik özellikler gösterir. Bu kadar küçük resin doldurucularından beklenen ise daha az polimerizasyon büzülmesi, daha az artık monomer, daha iyi bitim ve polisaj, daha az renklenme, daha yoğun inorganik dış yüzey ve daha az su emilimidir (Bayne ve ark., 1994; Mitra ve ark., 2003). İlave olarak mikrofil kompozitlerden farkı, elastisite modülü azalmış ve ısıl genleşme katsayısı yükselmiştir. Çiğneme kuvvetlerine karşı ise dirençli değillerdir. Bu yüzden sadece anterior bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (Dayangaç, 2000; McCabe ve Walls, 2013; O'Brien, 2002).

### **2.3.1.7. Hibrit Kompozitler**

Hibrit kompozitler farklı büyüklüklerde doldurucular içeren rezinlerdir. Bu kompozitler makro moleküllü kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden, mikrofil kompozitlerin de gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliğinden yararlanmak amacıyla iki farklı büyüklükteki doldurucunun karıştırılması ile oluşturulmuştur (Roberson ve ark., 2006). Hibrit kompozitlerin doldurucu büyüklüğü 0,04-1 µm arasındadır. Toplam ağırlığın %75-85' ini kolloidal silikadan içerikli doldurucu partiküller oluşturur.



İnorganik partikül büyüklükleri makrofil kompozitlerdekinden daha küçüktür. Miktarı ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Bu sebeplerden dolayı hibrit kompozitler her iki kompozitten de daha iyi mekanik özellik kazanmıştır. Hibrit türünün belirlenmesi en büyük partikülün adına göre olmaktadır. Örneğin, büyük partiküller minifil boyutundaysa kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller ise karışımın genellikle ikinci komponentidir (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002). Pürüzsüz yüzeyleri ve aşınma dirençlerinin fazla olması nedeniyle günümüzde gerek ön bölge gerekse arka bölge dişlerin restorasyonlarında başarıyla kullanılmaktadır (Leinfelder, 1995).

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucuların matrikse eklenmesiyle karışımın yoğunluğunda artış meydana gelmektedir. Bu problemi çözmek için monomer matriksine doldurucu olarak daha önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit tabakası eklenmiştir. Bu tabakada 1-20 µm büyüklükte öğütülmüş partiküller yer almaktadır. Doldurucu partiküllerde yapılan bu tür modifikasyonlarla bu kompozitlere heterojen kompozitler adı verilmektedir (Bayne ve ark., 1994; Li ve ark., 1985).

### ***2.3.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması***

#### ***2.3.2.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler***

Bu sistemde, pat-likit ya da pat-pat gibi kullanım şekilleri vardır. Çift patlı sistem pat-likit sisteme göre daha çok kullanılır. Patların birinde polimerizasyon başlatıcı BP, diğesinde ise polimerizasyon hızlandırıcı tersiyer amin bulunur. Patlar karıştırıldığında BP ile amin reaksiyona girer ve polimerizasyonu başlatır. Kompozit kütlelerinin merkezinde başlayan sertleşmeyle birlikte merkeze doğru bir büzülme gerçekleşir

(Dayangaç, 2000). Pratikte renk stabilitelerini koruyamadıklarından ve kullanımları kolay olmadığından dolayı klinik kullanımları önerilmemektedir (Önal, 2004).

### **2.3.2.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozitler**

Işıkla polimerize olan kompozitler tek pat şeklinde üretilmiştir. İlk olarak 1972 yılında piyasaya sunulan kompozitlerin polimerizasyonunda UV ışık kullanılmış ancak zamanla hekime ve hastaya zararlı olabileceği düşünülerek UV ışıktan vazgeçilmiş ve onun yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzdeyse kompozit rezinlerin polimerizasyonu için light emitting diode (LED), kuartz—tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC) ışık kaynakları, argon lazer ve diyot lazer kullanılmaktadır (Çekiç-Nagaş ve Ergün, 2011; Yaman ve ark., 2011).

Polimerizasyon başlatıcı görünür mavi ışık 420-470 nm dalga boyundadır. Bu yüzden kompozitlerin yapısında 400-470 nm dalga boyundaki görünür mavi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcı olarak CQ bulunur (Dayangaç, 2000). Fotobaşlatıcı olarak CQ'nun kullanıldığı materyallerde 468 nm nin en uygun dalga boyu olduğu ifade edilmiştir (Hofmann ve ark., 2000).

### **2.3.2.3. Hem Kimyasal Olarak Hem De Işıkla Polimerize Olan Kompozitler**

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olabilen kompozitlerdir. İki pat şeklindedirler. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgede polimerizasyon önce ışık ile başlar. Işığın ulaşmadığı ve polimerize olamayan bölgelerde polimerizasyon kimyasal yolla 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal yolla polimerizasyon hızı, ışıkla polimerizasyon hızından çok daha yavaştır (Craig ve Powers, 2002).

### **2.3.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırma**

#### **2.3.3.1. Akışkan Kompozitler**

Akışkan kompozitlerde doldurucu oranı yaklaşık olarak hacimce %45' in altına düşürülerek viskozite azaltılmış ve buna bağlı olarak akışkanlık artırılmıştır (Altun, 2005; Bayne ve ark., 1994; Craig, 2004; Önal, 2004). Düşük viskozite, kompozitin şırınga formunda bulunabilmesine ve kavitenin içine akmasına olanak sağlamaktadır. Doldurucu içeriğinin azaltılması materyalin zayıflamasına ve abrazyona karşı direncinin düşmesine yol açabilmektedir. Tüm bu kriterler göz önüne alınarak akışkan kompozitler düşük stres alanlarında, kaide materyali olarak kompozit restorasyonların altında, servikal defektlerde, fissürlerin örtülmesinde, pediatrik restorasyonlarda ve restorasyonların tamirlerinde kullanılabilir (Bayne ve ark., 1994; Craig, 2004; Önal, 2004).

#### **2.3.3.2. Kondanse Edilebilen Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül miktarının artırılması ile kondanse edilebilen kompozit rezinler elde edilmiştir. Hacimce %66-70 oranında doldurucu içeren bu kompozitler aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda kullanılmak amacıyla amalgama benzer şekilde uygulanmaktadırlar. Hibrit kompozitlere oranla içerdikleri doldurucu partiküllerin daha büyük olmasından dolayı bitim ve polisaj işlemlerinden sonra yüzeylerinin pürüzlü olma riskinin fazla olduğu ileri sürülmektedir (Altun, 2005; Craig, 1981, 2004; Craig ve Powers, 2002; Ferracane, 2001; Önal, 2004). Amalgama alternatif olarak özellikle posterior dişlerde kullanma amacıyla üretilen bu kompozitlerin özellikle sınıf 2 kaviterde kontak oluşturmada kolaylık sağlaması, basınç uygulamaya

izin vermesi, okluzal anatominin daha rahat işlenmesi gibi avantajları bulunmaktadır (Garcia ve ark., 2006; Leinfelder, 1999).

#### **2.4. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler**

Kompozit rezinler her ne kadar yaygın bir şekilde kullanılsa da pek çok zayıf özellikleri vardır. Bunlar polimerizasyon büzülmesi, su absorbe etme, suda çözünme ve yüzey sertliğinde zamanla değişme gibi düşük mekanik özelliklerdir (Chen ve ark., 2011; Khaled ve ark., 2010; Schneider ve ark., 2011). Bu nedenle son zamanlarda kompozit rezinlerin içeriğinde bazı modifikasyonlar yapılarak klinik ömrünü uzatmaya ve mekanik özelliklerini güçlendirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır (Karabela ve Sideridou, 2011). Özellikle de doku uyumluluğu ve aşınma dayanımının artırılması ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008).

İyon salabilen ya da antibakteriyel kompozitler 1998 yılında üretilmeye başlanmıştır. Bu kompozitlerin yapısında bulunan kimyasallardan serbestleşen kalsiyum, florür ve hidroksil gibi iyonlar, mikroorganizmaları etkileyebilme özelliğine sahiptir. Restorasyona komşu diş sert dokularında demineralizasyon oluşmasını engeller (Gökçe, 2005). Açığa çıkan iyon miktarı, materyalin en dış tabakasındaki Ph değerine bağlıdır. Dental plak nedeniyle Ph'ın azalması, koruyucu iyonların salınımını artırır veya pH arttığı için iyon salınımı yavaşlar. Antibakteriyel özellikteki kompozitler iki şekilde elde edilebilir:

- Rezin matriksinin içine klorheksidin gibi çözünebilir antimikrobiyaller ilave edilir. Klorheksidin dolgu maddesinden salınarak etkili olur.

- Diğeri ise antibakteriyel ajanın rezin matriks içinde sabit kalarak, bakteri üremesi ve plak birikimini engelleyici etki göstermesidir. 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid(MDPB) monomeri buna örnek olarak verilebilir. (Gökçe, 2005; Manhart ve ark., 2000).

#### **2.4.1. Kompozit Rezinlerin Organik Matriks Yapısındaki Gelişmeler**

Kompozit rezinlerin organik matriks tabakaları içerisindeki metakrilat esaslı monomerler yapılarındaki polimerize olan üniteler nedeniyle bir büzülme gösterirler (Chen, 2010b; Ilie ve Hickel, 2009). Bu polimerizasyon büzülmesinin miktarını azaltmak amacıyla çok sayıda farklı türde monomerler geliştirilmiştir. Bunlar; dimer asit-bazlı dimetakrilat ve modifiye üretan dimetakrilat gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, trisiklodekan (TCD) üretan bazlı monomerler ve spiroortokarbonat gibi halka açılımlı monomerlerdir (Ferracane, 2011; Ilie ve Hickel, 2009). Katyonik polimerizasyon gösteren halka açılımlı bazı monomerler polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Ancak metakrilat içerikli monomerlere göre daha düşük reaktivite gösterirler. Ayrıca bazı dokular üzerinde toksik etkileri mevcuttur (Moszner ve ark., 2005).

Ormoserler; organik, modifikasyon ve seramik kelimelerinin ilk heceleri birleştirilerek isimlendirilmiş materyallerdir (Dayangaç, 2000). Geleneksel kompozitlerden farklı olarak silisyum dioksit (SiO<sub>2</sub>) içerikli bir inorganik iskelet üzerine eklenmiş olan polimerize organik yapılardan oluşur. Yapısında çapraz bağlar içeren organik ve inorganik ağ matriks, bağlayıcı faz sayesinde inorganik doldurucu partiküllerle birleştirilmiştir. Doldurucu partiküller; özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur (Chen ve ark., 2001; Manhart ve ark., 2001; Manhart ve ark., 2000).

Ormoserler kompozit rezinlere nazaran çok daha fazla aşınma direnci gösterirler (Dayangaç, 2000).

Siloran içerikli kompozit rezinlere eklenen siloran, siloksan ve oksiran adlı iki kısımdan oluşur. Siloksan kısmı, kompozit rezinlere hidrofobik özellik kazandırır; ki bu özellik sayesinde kompozit rezinlerin su emilimi azalırken renk stabilizasyonları artar. Siklo alifatik oksiran kısmı ise katyonik halka açılım polimerizasyonu oluşturularak polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlar (Ilie ve Hickel, 2009). Siloran kompozit rezinler düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek reaktivite, biyouyumluluk ve iyi fiziksel özelliklere sahiptir. Yüzey özellikleri zamanla çok az değişir ve hidrofobik özelliğinden dolayı su emilim, çözünürlük oranı düşüktür (Ilie ve Hickel, 2009; Schneider ve ark., 2011).

Self adeziv kompozitlerin yapıları geleneksel metakrilat sistemlere benzer ancak rezin matriks kısmına dentin bağlayıcı ajanlarda bulunan, diş sert dokularına mekanik ve kimyasal olarak bağlanan gliserofosfat dimetakrilat (GPDM) gibi asidik monomerler ilave edilmiştir. Bu materyaller daha çok kompozit rezin materyalleri altına liner olarak ve küçük restorasyonlar için önerilmektedir (Ferracane, 2011).

#### ***2.4.2. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Yapısındaki Gelişmeler***

Kompozit rezin materyal içerisinde organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artar. İnorganik doldurucu partiküllerin amacı organik matriks miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek ve kompozit rezini güçlendirmektir. Ayrıca doldurucu miktarı artırılarak restoratif materyalin sertliği, basma dayanımı ve aşınma direnci de artırılmıştır. (Anusavice, 2003b). Kompozit

rezinlerin güçlendirilmesinde ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında inorganik doldurucuları geliştirmek oldukça etkili bir yöntemdir (Pehlivan ve Karacaer, 2014; Ünlü ve Çetin, 2008).

Kompozit rezinin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla inorganik doldurucu materyali olarak nanofiberler, cam fiberler ve titanyum dioksit nanopartikülleri kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca diş dokularında çürük oluşumunun önlenmesi amacıyla kalsiyum ve fosfat iyonu salan doldurucular, dikalsiyum fosfat anhidroz (DCPA) parçacıkları, tetrakalsiyum fosfat (TTCP) parçacıkları, kalsiyum florid ve polimer kaolinitler kullanılmaktadır (Chen, 2010b). Bu iki özelliği de bir arada bulduran silika partikülleri ile birleşmiş dikalsiyum fosfat ya da tetrakalsiyum fosfat nanopartiküllerinin eklenmesiyle hem mekanik özellikleri arttırılmış hem de kalsiyum ve fosfat salınımıyla remineralizasyon potansiyeli sağlanmıştır (Xu, 2010; Xu ve ark., 2006). Ancak bu materyallerin opasitelerinin fazla olması polimerizasyonlarını zorlaştırmaktadır (Xu ve ark., 2010).

#### ***2.4.3. Ara Bağlayıcıların Yapısındaki Gelişmeler***

Silanlar, kompozit rezinlerin organik matriksi ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlarlar. Restorasyona gelen kuvvetlerin materyaller arasındaki dağılımını esnek organik matriksten, daha sert ve güçlü inorganik matrikse doğru olacak şekilde düzenler ve böylece kompozit rezin materyalinin kullanım süresini uzatır. Ayrıca kompozit rezinlerin su emilimine bağlı hidrolitik bozunmalara karşı kompozit rezinin direncini de arttırır (Karabela ve Sideridou, 2008). Silanların bu özelliklerini arttırmak için yeni nesil kompozit rezin materyallerinin içerisine 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS), üretan dimetakrilat silan (UDMS), 10-

metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS), 10- (metokriloksi) desiltrimetoksisilan (MDTMS), oktiltrimetoksisilan (OTMS) ve 3-merkaptopropiltrimetoksisilan (MPTMS) gibi farklı silanlar eklenerek araştırmalar yapılmıştır (Pehlivan ve Karacaer, 2014). Bağlayıcı silanlar özellikle partikül yüzey alanı/hacim oranının yüksek olduğu nanokompozit rezinlerde oldukça önemlidir. Bu kompozit rezinlerde doldurucu yüzey alanı fazla olduğu için silanların daha iyi performans göstermesi gerekmektedir (Karabela ve Sideridou, 2008).

Kompozit rezinlerde bulunan silan tipi rezinin su emilimi ve su ile çözünmelerinde etkilidir. Üretan dimetakrilat (UDMA) hidrofilik bir materyaldir. Üretan dimetakrilat (UDMA) içeren silanlar yüksek miktarda su emilimi gösterirler. Oktiltrimetoksisilanlar (OTMS) içeren silanlar da yüksek oranda suda çözünme gösterirler. Daha sıklıkla kullanılan 3-(Trimetoksilyl) propyl methacrylate (MPS) silanlarının ise su emilimi ve suda çözünürlük değerleri üretan dimetakrilat (UDMA) ve oktiltrimetoksisilanlar (OTMS) içelikli silanlardan daha azdır (Karabela ve Sideridou, 2008). Yapılan başka çalışmalarda 10-(metokriloksi) desiltrimetoksisilanların (MDTMS) su sevmeyen yapılarından dolayı MPTMS silanlara göre nemli ortamlarda daha dayanıklı oldukları tespit edilmiş, hidrofobik ve elastik silanların kullanımının kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiği ortaya koyulmuştur (McDonough ve ark., 2001). Bununla birlikte MPTS silanların, inorganik doldurucuların rezin içerisinde kümeleşmesini önlediği, OTMS silanlarla birlikte kullanıldığında kompozit rezinlerin daha rahat kullanıldığı rapor edilmiştir (Wilson ve ark., 2005).



## 2.5. Bulk Fill Kompozitler

Işıklı polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin kısıtlı olması ve tabakalı olarak uygulama zorunluluğu, klinik çalışma zamanının olabildiğince kısaltılmaya çalışıldığı günümüz şartlarında oldukça önemli bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Yeterli polimerizasyon için bu kalınlık, ışığın penetrasyon derinliği göz önünde bulundurularak en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir (R. Sakaguchi ve ark., 1992). Bu durum derin kavitelere işlemin süresinin uzamasına ve kompozit tabakalarının eklenmesi sırasında hava kabarcığı oluşması ve kontaminasyon riskinin artmasına sebep olmaktadır. Bu sorunun gidermek amacıyla bulk fill olarak adlandırılan yeni tip bir kompozit geliştirilmiştir (Ilie ve ark., 2013). Derin ve geniş kavitelere, kaviteye 4-5 mm kalınlığa kadar tek tabaka olarak yerleştirilebilen bulk fill kompozitler, uygulama süresini kısaltarak diş hekimleri için büyük bir avantaj sağlamaktadır (Benetti ve ark., 2015).

### 2.5.1. Bulk Fill Kompozitlerin Sınıflandırılması

Bulk fill kompozit rezinler yoğunluklarına ve polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılırlar. Yoğunluklarına göre; düşük ve yüksek viskoziteli olarak 2 gruba ayrılırlar. Düşük viskoziteli olanlar, akışkan bulk fill kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadır (Chesterman ve ark., 2017b). Bu kompozitlerin esneme kapasitesinin yüksek olması ve fotoaktif grup olarak üretan dimetakrilat rezin içeriği nedeniyle posterior dişlere açılan kavitelere, polimerizasyon büzülme streslerini azaltmak amacıyla liner olarak kullanılmaktadır (D. Garcia ve ark., 2014). Fakat düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin; yüzey sertlikleri daha düşük, su emilimi daha yüksek ve

mekanik özelliklerinin yetersizdir. Bu nedenle üzerlerinin 2 mm kalınlığında geleneksel tipte bir kompozit rezinle örtülmesi tavsiye edilmektedir (Burgess ve Çakır, 2010).

Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerin rezin matriks içerisinde daha fazla doldurucu içerirler. Doldurucu oranının artması kompozitin mekanik özelliklerini artırarak posterior kaviteelerde tek başına kullanılabilmesini sağlamıştır. Diğer yüksek viskoziteli kompozitlerden farklı olarak, sonik olarak aktive edilen Sonic Fill 2 (Kerr) kompozit, özel dizayn edilen el aleti ve sonik titreşim ile yüksek viskoziteden düşük viskoziteli kompozite dönüşür. Dolayısıyla daha akıcı kıvamda olan kompozit kaviteye daha kolay uygulanabilir (Chesterman ve ark., 2017a).

Bu kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre ise; kimyasal, ışık ve dual sertleşen şeklinde sınıflandırılır. Işık ile polimerize olan bulk fill kompozitler geleneksel kompozitler gibi 420-470 nm dalga boyunda aktive olmaktadır (Park ve ark., 2008). Bu kompozitler için üreticiler farklı ışınlama süresi ve polimerizasyon derinliği önermektedirler. Piyasada iki adet dual sertleşen bulk fill kompozit dolgu bulunmaktadır. Bu kompozitler hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olur. Restorasyonun polimerizasyonu ışık ile başlatılır ve ışığın ulaşamayacağı en derin noktalar zaman içerisinde kimyasal olarak polimerize olur. Bu özelliklerinden dolayı dual sertleşen bulk fill kompozitler tek bir yerleştirmede 10 mm + kadar kullanılabilirler (Chesterman ve ark., 2017a).

## 2.5.2. *Mekanik özellikler*

### 2.5.2.1. *Polimerizasyon derinliği*

Polimerize olmamış kompozit rezinin yeterli dönüşümünü sağlamak için geleneksel kompozit restorasyonlarının yaygın olarak 2 mm'lik tabakalarla yerleştirilmesi önerilmektedir (Park ve ark., 2008). Belirli bir materyal için elde edilen gerçek polimerizasyon derinliği, opasite ve translüsensiye göre değişebilir. Opasitesi yüksek olan rezinler translüsent olanlara göre daha sığ bir polimerizasyon derinliğine sahiptir.

Piyasadaki bulk fill kompozitlerin çoğu tamamen ışıkla sertleştirilir, ancak bazıları hem ışıkla hem kimyasal sertleşir. Üreticiler, polimerizasyon derinliğini aşağıdaki yöntemlerle artırmaya çalıştılar:

- Doldurucu madde miktarının azaltılması (Ilie ve ark., 2013)
- Doldurucu madde parçacık boyutunun arttırılması (Ilie ve ark., 2013)
- Ek foto başlatıcıların kullanımı (Vivadent, 2016)

Doldurucu madde miktarının azaltılması ve boyutunun arttırılması, rezin-doldurucu ara yüzündeki saçılma miktarını azaltır ve foto başlatıcıyı aktive edebilen absorbe edilen ışık miktarını arttırır. Tablo 2.4 bulk fill kompozitlerin önerilen polimerizasyon sürelerini göstermektedir. Tetric EvoCeram Bulk Fill, birkaç farklı foto başlatıcı kullanarak polimerizasyon derinliğini artırır (Vivadent, 2016). Üreticiler, kamforokinon veya lucirin gibi standart foto başlatıcılara kıyasla daha büyük tabakalarla polimerize olmasına izin veren Ivocerin adı verilen, yüksek derecede reaktif bir foto başlatıcı eklediğini iddia etmektedir (Vivadent, 2016).

**Tablo 2.4.** Bulk fill kompozitlerin önerilen polimerizasyon süreleri

	Bulk Fill Kompozitler	Önerilen ışık süresi- saniye (sn)	
		Minimum yoğunluk 550 mW / cm <sup>2</sup>	1000 + mW/cm <sup>2</sup> Yoğunluk
<b>Akışkan 'BASE' bulk fill kompozitler</b>	Filtek Bulk Fill Flowable (3M ESPE; ABD)	Universal renk: 20 sn. Renk A1, A2, A3: 40 sn.	Universal renk: 10 sn. Renk A1, A2, A3: 20 sn.
	Surefil SDR Flow (Dentsply; Konstanz, Almanya)	i. 20 sn.	-
	Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer; Wehrheim, Almanya)	i. 20 sn.	-
	X-tra base (Voco; Cuxhaven, Almanya)	Universal renk: 10 sn. A2 renk: 40 sn.	Universal renk: 10 sn. A2 renk: 20 sn.
<b>Paste-like 'FULL-BODY' bulk fill kompozitler</b>	Filtek One Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Posterior <sup>2</sup> (3M ESPE, ABD)	Class I,III,IV,V (4mm) i. 40 sn. Class II (5 mm): 20 sn.	Class I,III,IV, V (4 mm) i. 20 sn. Class II (5 mm): 20 sn.
	Quixfil Posterior (Dentsply; Konstanz, Almanya)	i. 20 sn.	-
	SonicFill (Kerr; Orange, CA, ABD)	i. 20 sn. *Minimum güç: 650 mW/cm <sup>2</sup>	i. 10 sn.
	Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama, Japonya)	i. 10s *Minimum güç: ≥800mW/cm <sup>2</sup>	-
	Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent; Schaan, Lihtenştayn)	i. 20 sn.	i. 10 sn.
	Beautifil Bulk Restorative, (Shofu, Kyoto, Japonya)	i. 20 sn.	-
	X-tra fil, (Voco; Cuxhaven, Almanya)	i. 20 sn.	-

Ancak bu değişikliklere rağmen, ışıkla sertleşen bu bulk fill kompozitlerin çoğunun kullanımı hala 4-5 mm'lik tabakalarla sınırlıdır. Tablo 2.5, çok kullanılan bazı bulk fill kompozitlerin içeriklerini göstermektedir.

**Tablo 2.5.** Bulk fill kompozitler ve içerikleri.

	<b>Bulk Fill Kompozitler</b>	<b>Maksimum Tabaka Kalınlığı</b>	<b>Kaplama Tabakası</b>	<b>Mevcut Renkler</b>	<b>İçeriği<sup>2</sup></b>	<b>Ağırlık% / Hacim%</b>
<b>Akışkan 'BASE' bulk fill kompozitler</b>	Filtek Bulk Fill Flowable (3M ESPE; ABD)	4 mm	2 mm gerekli	Universal A1 A2 A3	Bis-GMA, UDMA, bis-EMA, Prokrilat rezin, iterbium triflorür, zirkonya doldurucu, silika	65/43
	Surefil SDR Flow (Dentsply; Konstanz, Almanya)	4 mm	Gerekli	Universal A1 A2 A3	Modifiye edilmiş UDMA, etoksile bisfenol A dimetakrilat (EBPADMA), TEG-DMA, Ba-Al-F-B silikat cam, Sr-Al-F silikat cam, kamforkinon, fotohızlandırıcı, BHT, UV stabilizatörü, titanyum dioksit, demir oksit pigmentleri, floresan ajan	68/45
	Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer; Wehrheim, Almanya)	4 mm	Gerekli	Universal	Multifonksiyonel metakrilat monomerleri (UDMA, EBPADMA), Ba-Al-F silikat cam, YbF <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub>	65/38
	X-tra base (Voco; Cuxhaven, Almanya)	4 mm	Gerekli	Universal A2	Metakrilat matris alifatik dimetakrilat içinde inorganik doldurucu, bis-EMA	75/61
<b>Paste-like 'FULL-BODY' bulk fill kompozitler</b>	Filtek One Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Posterior <sup>2</sup> (3M ESPE, ABD)	5 mm	Hayır	A1 A2 A3 B1 C2	AUDMA, UDMA, AFM, 1,12-dodekan-DMA non-agglomera / non-aggrega 20 nm silika dolgu, non-agglomera / non-aggrega 4- 11-nm zirkonya dolgu maddesi, kümelmiş zirkonya / silika küme dolgusu (20 nm silika ve 4 11 nm zirkonya parçacıklarından oluşur), 100 nm'lik aglomera partiküllerden oluşan iterbium triflorür doldurucu	77/59
	Quixfill Posterior (Dentsply; Konstanz, Almanya)	4 mm	Hayır	Universal	UDMA, TEG-DMA, dimetakrilat ve trimetakrilat rezinleri, karboksilik asit, modifiye dimetakrilat rezin, butile hidroksitoluen (BHT), UV stabilizatörü, kamforkinon, etil-4 dimetilaminobenzoat, silanlanmış stronsiyum alüminyum sodyum florür fosfat silikat cam	77/58
	SonicFill (Kerr; Orange, CA, ABD)	5 mm	Hayır	A1 A2 A3 B1	Bis-GMA, TEG-DMA, bis-EMA, baryum camı, silikon dioksit	86/66

Estelite Bulk Fill Flow* (Tokuyama, Japonya)	4 mm	Hayır	A1 A2 A3 B1	Bis-GMA, TEG-DMA, bis-EMA, silika, zirkonyum oksit	70/56
Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein)	4 mm	Hayır	IVA IVB IVW	Dimetakrilatlar (bis-GMA, bis-EMA, UDMA), baryum camı, iterbium triflorür, karışık oksit ve prepolimer, katkı maddeleri, katalizörler, stabilizatörler, pigmentler	81/61
Beautiful Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japonya)	4 mm	Hayır	Universal A	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	87/74
X-tra fil, (Voco; Cuxhaven, Almanya)	4 mm	Hayır	Universal	Metakrilat matris içinde inorganik doldurucu (bis-GMA, UDMA, TEG-DMA)	86/70

**1. Üreticinin önerdiği gibi; 2. İlgili üretici tarafından sağlanan teknik bilgilere göre; 3. Mevcut çalışma yok; 4. Capping gerektirmeyen akışkan bulk fill**

Bazı üreticilerin bu iddiaların sunarken yüksek yoğunluklu LED ışık kullanımını önerdiklerini belirtmek önemlidir. Bazı üreticiler, mevcut birçok polimerizasyon cihazından daha yüksek yoğunlukta bir minimum ışık yoğunluğu önermektedir. Dikkate alınması gereken diğer bir faktör, polimerizasyon cihazının ucundan uzaklık arttığında yoğunluktaki düşüştür. Bir çalışma, cihazın ucundan kompozit restorasyon yüzeyine olan mesafeyi arttırmanın, ışık yoğunluğunu her 1 mm için % 10 azalttığını bildirmiştir (Rueggeberg ve ark., 1993). 2 mm kompozit tabakasının polimerizasyonu yapılırken, tabana gelindiğinde yoğunluğun başlangıç yoğunluğunun % 6'sına düşebileceği bildirilmiştir (Prati ve ark., 1999). Bu nedenle yazarlar 4 mm veya daha fazla tabakaları polimerize etmeye çalışırken dikkatli olunmasını tavsiye ederler. Yeterli polimerizasyon sürelerine karar verilirken her bir vaka için, ışığın kaviteye doğrudan ulaşımı, ışık ucunun kavitenin tabanından uzaklığı ve polimerizasyon cihazının yoğunluğu değerlendirilmelidir. Buna ek olarak, genel uygulamadaki polimerizasyon cihazının etkinliğinin genellikle yetersiz olduğu ve cihazların % 50'sinin minimum ışınlama

seviyelerine (300 mW / cm<sup>2</sup>) ulaşmadığı tespit edilmiştir (Pelissier ve ark., 2011). Bu nedenle, polimerizasyon cihazlarının güç çıkışları için düzenli olarak bakımı ve değerlendirilmesi önerilir (Santini, 2010).

Üreticilerin polimerizasyon süreleri hakkında farklı görüşler vardır. Bazı çalışmalar, bulk fill materyaller için önerilen ışıkla sertleştirme sürelerinin yeterli olmayacağını ve daha uzun polimerizasyon sürelerinin gerekli olduğunu önermektedir (Tarle, 2015). Bir in vitro çalışma, piyasadaki akışkan olmayan bulk fill kompozitlerin bazılarının, üretici tarafından talep edilenlerden önemli ölçüde daha düşük polimerizasyon derinliklerine sahip olduğunu tespit etmiştir (D. Garcia ve ark., 2014). Bununla birlikte, en son çalışmalar üreticinin iddialarını desteklemektedir; optimal polimerizasyon koşullarında artmış tabaka derinliklerinde kompozitte yeterli bir sertlik elde edebilir (Alrahlah ve ark., 2014; Bucuta ve Ilie, 2014; El-Damanhoury ve Platt, 2014). Tabaka derinliği çok fazlaysa tabanda polimerize olmamış rezin kalabilir, bu da post-operatif hassasiyet, marjinal sızıntı, çürük ve restorasyonun mekanik olarak bozulmasına neden olabilir. Hem ışıkla hem kimyasal sertleşen kompozit materyallerinin ortaya çıkışı, kompozit restorasyonlarının istenen özelliklerini korurken, polimerizasyon derinliği konusundaki endişeleri ortadan kaldırdığı için heyecan verici bir yeniliktir.

#### **2.5.2.2. Polimerizasyon büzülmesi**

Polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin etkisini azaltmak için tamamen ışıkla sertleşen kompozitlerin tabakalı yerleştirilmesi önerilir (Filtek, 2016). Polimerize olmamış kompozit rezin, kavitenin birden fazla duvarına değdiğinde, C faktörü artırır (Feilzer ve ark., 1987). Bu büzülme stresi, diş ile restoratif materyal arasındaki en zayıf ara yüzde restorasyonun başarısız olmasına yol açabilir (Feilzer ve ark., 1987). Bu da

sekonder çürük, marjinal renklenme, diş kırığı ve post-operatif hassasiyet gibi bir takım potansiyel sorunlara yol açabilir. Bulk fill kompozit üreticileri, daha büyük tabakalarla yerleştirildiklerinde bile geleneksel kompozitlerden daha düşük polimerizasyon büzülmeleri olduğunu iddia ederler.

Genel olarak, bulk fill materyallerin, geleneksel kompozit materyallere benzer hacimsel büzülmeye sahip oldukları gösterilmiştir, bu da bu materyallerin kullanılmasının genel bir yararı olmadığını düşündürebilir (D. Garcia ve ark., 2014). Bununla birlikte, özellikle büzülme stresine bakıldığında, in vitro çalışmalar, bulk fill materyallerinin geleneksel kompozitlerden daha az büzülme gerilimi sergilediğini göstermiştir (El-Damanhoury ve Platt, 2014). Bu, bulk fill materyallerdeki büzülmenin marjinal bütünlüğe zarar vermediği anlamına gelir. Üreticiler büzülme stresi etkisini, daha düşük bir elastik modülüne sahip büzülme stres gidericilerinin dahil edilmesi de dahil olmak üzere çeşitli şekillerde değiştirmiştir (Isufi ve ark., 2016). SDR, daha düşük bir esneklik modülü gelişimi sağlamak için kamforkinon foto başlatıcı ile etkileşime giren bir polimerizasyon modülatörü içerir (Dentsply, 2016)

### **2.5.2.3. Kenar Uyumu**

Marjinal boşluk oluşumu ve adaptasyonuna bakıldığında, kesin sonuçlar yoktur. Bazıları geleneksel kompozite kıyasla bir dizi bulk fill materyal arasında istatistiksel bir fark göstermezken, bazı çalışmalar geleneksel tabakalama tekniği ile karşılaştırıldığında bulk fill materyallerin marjinal uyumunun daha iyi olduğunu göstermektedir (Furness ve ark., 2014). Bir başka çalışma, daha yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerin daha fazla marjinal boşluk oluşumuna neden olduğunu bildirmiştir (Agarwal ve ark., 2015). Yüksek viskoziteli materyallerle bu sorunun üstesinden gelmek için bir yöntem, yerleştirilmeden



önce onları ısıtmak ve / veya kavitenin tabanını kaplamak için düşük viskoziteli bir kompozit kullanmaktır. Hem kimyasal hem ışıkla sertleşen bulk fill kompozitler ayrıca polimerizasyon için kabul edilebilir marjinal adaptasyon göstermiştir (Bahillo ve ark., 2014).

Artmış preperasyon derinliklerinde kenar uyumunun beklendiği gibi daha düşük olduğu bildirilmiştir (Campos ve ark., 2014; Furness ve ark., 2014). Bununla birlikte, aynı preperasyon derinliklerinde bulk fill kompozitler ile geleneksel kompozitler arasında hiçbir fark bulunmadı (Campos ve ark., 2014; Furness ve ark., 2014). Bu durum marjinal adaptasyon açısından kavite derinliğinin kompozitin tipinden daha önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. Genel olarak, çalışmalar bu yeni materyallerin marjinal adaptasyonlarının iyi olduğu yönündedir.

### **2.5.3. Fiziksel Özellikler**

Geleneksel kompozitlerin geliştirilmesinde, üreticiler materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için doldurucu içeriğini sürekli olarak artırmaya çalışmaktadır. Bununla birlikte, polimerizasyon derinliğini arttırmak için doldurucu içeriğini azaltan birçok bulk fill materyalinde durum böyle değildir. Dual sertleşen bir materyalde (Fill Up - Coltene) dahil birçok materyali karşılaştıran yeni bir laboratuvar tabanlı çalışma, geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında bulk fill kompozitlerin dayanıklılığıyla ilgili bazı sorunları göstermiştir (Leprince ve ark., 2014).

Kerr Sonicfill 2 (83.5% Wt.), düşük doldurucu içeriğine sahip Tetric EvoCeram bulk fill (79-81% Wt.) ve SDR'ye (68% Wt.) kıyasla daha yüksek yüksek doldurucu içeriğine sahiptir ve bu yüzden daha yüksek eğilme ve basınç dayanımı değerleri gösterir.

Doldurucu oranı az olan bulk fill kompozitlerin üzerini ağız ortamındaki fiziksel ve kimyasal etkilerden korumak için geleneksel kompozitler ile kaplamak gerekir (Atabek ve Yalçın, 2014). Bulk fill base kompozitlerin geleneksel akışkan kompozitlere kıyasla düşük kırılma dayanımı ve aşınma direncine sahip oldukları bulunmuştur (Engelhardt ve ark., 2016). Bu nedenle, üreticiler bulk fill base kompozitlerin geleneksel bir kompozit ile kapatılmasını tavsiye eder. Bu, bir capping tabakasına ihtiyaç duymayan materyallerle kıyaslandığında tek tabaka halinde yerleştirme kolaylığını ve çalışma süresi avantajını azaltır (Ilie ve ark., 2013). Ek olarak, yazarlar, proksimal kontaklardaki aşınma riski nedeniyle okluzal yüzeyin yanı sıra temas noktalarının da geleneksel bir kompozitle kapatılmasını önermektedir.

Fakat dual sertleşen bulk fill kompozitlerin doldurucu oranlarının düşük olmasına rağmen (%65) üreticiler bu kompozitin üzerini geleneksel bir kompozit ile kaplamaya gerek olmadığını ifade etmişlerdir (Coltene, 2015). Yeterli klinik çalışma olmadığı da değerlendirildiğinde, yazarlar, diğerlerine göre daha düşük doldurucu içeriği nedeniyle bu materyalde daha yüksek aşınma oranları olabileceğini ve dikkatli kullanılması gerektiğini önermektedir. Akman ve ark. yaptıkları çalışmada bulk fill kompozitler ile geleneksel kompozit materyaller arasında su emilim ve çözünürlük değerleri açısından istatistiksel olarak fark gözlenmediğini ifade etmişlerdir (Akman ve ark.). İn vitro çalışmalarda, bulk fill kompozitler çok çeşitli fiziksel özellikler gösterir, bu nedenle klinisyen materyaller seçimini hastaya göre yapmalıdır (Leprince ve ark., 2014; Tomaszewska ve ark., 2015).

#### ***2.5.4. Bulk Fill Kompozitlerin Klinik Performansı***

Bulk fill kompozitlerle ilgili klinik çalışmalar kısıtlı olmasına rağmen, bu kompozitlerin amalgam veya geleneksel kompozitlere karşı uygun bir alternatif olduğunu gösteren çalışmalar vardır (Bayraktar ve ark., 2017; Karaman ve ark., 2017; Van Dijken ve Pallesen, 2016). Tabakalı teknikle yerleştirilen geleneksel bir kompozit ile bulk fill kompozitin karşılaştırıldığı bir çalışmada, bulk fill kompozitlerin yıllara göre kıyaslanabilir bir klinik başarı sağladığını bildirmişlerdir (Van Dijken ve Pallesen, 2016). Bir başka klinik çalışmada bulk fill kompozitlerin posterior kompozit ile benzer klinik performans gösterdiği bulunmuştur (Bayraktar ve ark., 2017). Kanal tedavisi görmüş dişlerde yapılan bir 3 yıllık in vivo çalışmada kavite taban maddesi olarak geleneksel akışkan veya bulk fill akışkan kompozit kullanılan ve üst restorasyonunu geleneksel kompozit (GrandioSO, Voco) ile tedavi edilen dişlerde retansiyon, marjinal renklenme, marjinal adaptasyon, renk uyumu, yüzey uyumu, anatomik form ve sekonder çürük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Karaman ve ark., 2017).

Kompozit rezin ile yapılan bir başka 3 yıllık klinik takip çalışmasında, Tetric EvoCeram bulk fillin, kenar renklenmesi ve kenar uyumu açısından iyi klinik performans gösterdiği sonucuna varmışlardır (Yazici ve ark., 2017). Bulk fill kompozitlerin arka grup dişlerde kullanımını değerlendiren bir çalışmada postoperatif duyarlılık oluşmadığı ifade edilmiştir (Burke ve ark., 2016). Bulk fill kompozitlerin geleneksel kompozitlere göre renk ve translüsensi kısıtlı olsa da geleneksel kompozitlerle birlikte kullanılabilir olmaları avantajdır.

### 2.5.5. *Bulk Fill Kompozitlerin Toksisitesi*

Kompozit rezinlerin günümüzde yaygın ve uzun süre başarılı kullanılmasına rağmen toksisite ile ilgili endişeler mevcuttur. Çiğneme kuvvetlerinin ve kimyasal bozulmanın etkisiyle kompozit restorasyonlardan salınan zararlı maddeler pulpa ve tükürük yolu ile kan dolaşımına karışarak toksik ve genotoksik etki oluşturabilir.

Kompozit rezinlerden salınan zararlı monomerler reaksiyona girmemiş monomerle doğru orantılıdır (Wegehaupt ve ark., 2014). Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında reaksiyona giren monomer oranını artırmak için düşük moleküler ağırlıklı monomerler, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılır (Chen, 2010a; Peutzfeldt, 1997). Fakat bu monomerlerin, hücre yapılarında reaktif oksijen radikallerinin (ROS) neden olduğu hasara karşı koruyan doğal radikal tutucu glutatyon (GSH) düzeylerini düşürdüğü saptanmıştır. Oluşan oksidatif stres DNA'da zincir kırılmasına neden olabileceğini belirtmişlerdir (Lee ve ark., 2006; Schweikl ve ark., 2006).

Kompozit materyallerde sıklıkla kullanılan bisfenol-A-glisidildimetakrilat (Bis-GMA), mikronükleik ve DNA iplikçiklerinin sayısını artırarak, doza bağımlı genotoksikite göstermiştir (Kleinsasser ve ark., 2004; Li ve ark., 2012). Bis-GMA'nın insan lenfositleri üzerine etkilerinin incelendiği bir in vivo çalışmada bu materyallerin DNA göçünü arttırdığı, Bis-GMA'nın HEMA, TEGDMA veya UDMA'dan daha genotoksik olduğu bulunmuştur (Kleinsasser ve ark., 2004).

Bulk fill kompozitlerle yapılan bir çalışmada kompozitlerin kimyasal bileşim, numune kalınlığı ve ekstraktların test konsantrasyonlarının hücre canlılığı ve morfolojisi

üzerinde önemli etkilere sahip olduğu ve tüm bulk fill kompozitlerin üreticilerin kullanım talimatlarına göre hazırlanmasına rağmen 4 mm kalınlığında yüksek hücre canlılığını (>% 70) göstermediği belirtilmiştir (Toh ve ark., 2015). Akışkan bulk fill kompozitler ile ilgili yapılan bir çalışmada bulk fill materyallerin alt ve üst yüzeyinden elde edilen parçacıkların genotoksik etkileri indüklediği ve bunun kompozitlerin 4 mm kalınlıkta uygulandığında yeterli polimerizasyonunun gerçekleşmesi ile açıklandığı ifade edilmiştir (Tauböck ve ark., 2017).

## 2.6. Bitim ve Polisaj İşlemleri

Bitim işlemi ideal bir anatomik form oluşturabilmek için restorasyonun kabaca şekillendirilmesi olarak tanımlanırken polisaj işlemi ise bitim aletleri ile oluşan çiziklerin ve pürüzlülüklerin giderilmesi olarak tanımlanır (Jefferies, 2007). Restorasyonların doğru anatomik konturu sadece şeffaf bant kullanılarak nadiren oluşturulabilir (Yap ve ark., 1998). Bitim ve polisaj işleminde restorasyonlara hem form verilir hem de gelişimsel yiv, girinti çıkıntı ve diğer yapısal ayrıntılardan oluşan yüzey dokusu aynen aktarılmaya çalışılır (Dayangaç, 2011). Yapılan restorasyonlarda uygun okluzyonun sağlanması erken temasların giderilmesi ve taşkınlıkların düzeltilebilmesi için de bitim ve polisaj işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Pirkoca ve ark.; Ulusoy ve Bağış, 1994).

Genelde şeffaf bant altında kalan yüzeyler oldukça parlak ve pürüzsüz görünmesine rağmen şeffaf bant altında oluşan rezinden zengin tabakanın ağız ortamında kolayca aşınabildiği ve ortaya polisajlanmamış ve düzensiz bir yüzeyin çıktığı görülmüştür (Rai ve Gupta, 2013; Ryba ve ark., 2002). En dıştaki rezinin bitim ve polisaj işlemleri ile kaldırılmasıyla daha sert, aşınma direnci yüksek ve estetik açıdan kalıcı bir yüzey elde edilecektir (Lutz ve ark., 1983; Türkün ve Türkün, 2004b).

Bitim ve polisaj işlemleri diş rengindeki restorasyonların uzun ömürlü ve estetik olması için restoratif diş hekimliğinde yapılması gerekli işlemlerdir (Roeder ve Powers, 2004). Optimal bir yüzey polisajının sağlanması renklenmeyi, biofilm akümülyasyonunu, gingival inflamasyonu, aşınmayı azaltabilir ve restorasyonun estetiğini ve ömrünü artırabilir. Aynı zamanda düzgün bir yüzey kırılma direncinin artmasına da katkı da bulunur (De Jager ve ark., 2000; Tjan ve Chan, 1989).

Diş hekimliğinde bitim ve polisaj işlemlerinde abraziv diskler ve şeritler; taşlar, karbit ve elmas frezler; abraziv lastikler; ve abraziv partikülleri serbest halde içinde bulunduran polisaj patları ve tozları gibi çok çeşitli bitim ve polisaj materyalleri kullanılmaktadır (Jefferies, 2007).

Diş hekimliğinde bitim ve polisaj işlemleri;

- İstenilen anatomiyi elde etmek için restorasyonun kaba bitimi ve uyumlanması
- Kaba bitim sırasında oluşan çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için yapılan ince bitim ve düzeltme
- Oldukça pürüzsüz ve ışığı yansıtan mine benzeri bir yüzey elde etmek için yapılan son polisaj aşamalarından oluşur (Anusavice, 2003a; Dayangaç, 2011; Jefferies, 2007)

Restorasyonların etkin bir şekilde bitirilip polisajlanma işlemleri geniş defektlerin daha küçükleriyle yer değiştirmesine dayanmaktadır (Anusavice, 2003a). Kaba bitim işleminde restorasyonun yüzeyi büyük grenli aşındırıcılara tabi tutularak restorasyona istenilen formun verilmesi amaçlanır. Bu aşamada elmas, karbid ve çelik frezler, abraziv kaplı diskler kullanılabilir. Restorasyonun kenar fazlalığı kabaca alınırken diş yüzeyi

rehber olarak seçilmeli ve uygun anatomik form oluşturulmalıdır. Diş yüzeyinin rehberliğine uyulmaz ise konturlar bozular, yiyecek birikimi oluşur ve fizyolojik temizlenme olumsuz etkilenir (Anusavice, 2003a; Dayangaç, 2011).

İnce bitim ve düzeltme işleminde kaba bitim sırasında oluşan düzensizlikler ve çizikler giderilmeye çalışılır. Bu aşamada ince veya çok ince elmas frezler, 18-30 arası çok sayıda bıçağa sahip karbid frezler veya 8 ve 20µm arası partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar kullanılabilir (Anusavice, 2003a).

Polisaj işleminde ise bitim işlemleri sırasında restorasyon yüzeyinde oluşan küçük çizikler ve yüzey pürüzlülüklerini azaltarak düzgün, ışığı yansıtan, mine dokusuna yakın bir yüzey elde edilmeye çalışılır. Bu aşamada sivri uçlu lastik aşındırıcılar, ince partiküllü diskler ve şeritler, çok ince partiküllü polisaj pastaları kullanılır (Anusavice, 2003a).

Diş hekimliğinde uygulanan bitim ve polisaj işlemlerinin etkinliği birtakım faktörlere bağlıdır;

1. Restoratif materyalin tipi
2. Restoratif materyal ve aşındırıcının fiziksel özellikleri
3. Restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı
4. Aşındırıcı partikül boyutu, miktarı ve şekli
5. Aşındırıcı partiküllerin gömüldüğü materyalin esnekliği, abrazyonun sertliği ve kullanılan materyalin geometrisi
6. Aşındırıcı enstrümanın uygulanma hızı ve bu sırada uygulanan basınç

7. Aşındırıcı uygulanması sırasında kullanılan kayganlaştırıcılar (su, suda çözünen polimer, gliserol gibi) (Chung, 1994; Jefferies, 2007; Marghalani, 2010; Yap ve ark., 1997).

### **2.6.1. Aşındırıcı Tipleri ve Bileşimleri**

#### **2.6.1.1. Alüminyum oksit**

Alüminyum oksit diş hekimliğinde bağlı aşındırıcılar ve kaplı aşındırıcılar üretmek için kullanılır (Anusavice, 2003a). Genellikle alüminyum oksit partikülleri kağıtlara veya polimer diskler ve striplere bağlanır veya tekerlek biçimli ve sivri uçlu lastiklere emdirilir (Jefferies, 2007). Sinterize edilmiş alüminyum oksit genellikle diş minesini uyumlamak ve metal alaşımlar, kompozit rezinler ve seramik materyallerin bitimini yapmak için kullanılan beyaz taşların üretiminde kullanılır (Anusavice, 2003a). Alüminyum oksitin ince partikülleri polisaj pastalarına karıştırılarak akrilikler ve kompozitler gibi pek çok restorasyonda pürüzsüz ve polisajlı yüzeyler üretmek için kullanılırlar (Jefferies, 2007).

#### **2.6.1.2. Karbit Bileşikleri**

Karbit bileşikleri; silikon karbit, bor karbit ve tungsten karbit bileşiklerini içermektedir (Jefferies, 2007). Silikon karbit oldukça sert ve kırılımandır. Metal alaşımlar, seramikler ve akrilik rezinleri kesebilecek etkinliktedir. Silikon karbit kaplı diskler ve lastik ya da vitroz bağlı enstrümanlar şeklinde kullanılır (Anusavice, 2003a). Tungsten karbit bileşikleri ise çok bıçaklı bitim frezlerinin aşındırıcı ve kesici kısımlarında kullanılır (Jefferies, 2007).



### **2.6.1.3. Elmas Aşındırıcılar**

Bilinen en aşındırıcı madde olan elmas şeffaf, renksiz ve karbondan oluşan bir mineraldir. Elmas aşındırıcılar bağlı aşındırıcı dönen enstrümanlar, esnek metale bağlı aşındırıcı şeritler ve elmas polisaj pastaları gibi çeşitli formlarda üretilmişlerdir. Sentetik elmas aşındırıcılar genellikle diş yapıları, seramik materyaller ve kompozit rezinlerin aşındırılmasında kullanılırlar. Sentetik elmas aşındırıcılarda bağlayıcılar rezin veya metal olabilir. Resin bağlı elmas aşındırıcıların keskin uçları vardır ve kullanıldıkça bu uçlar kırılır ve yenisi oluşur. Metal bağlayıcılı elmas aşındırıcılarda ise elmaslar daha düzdür ve boyutları daha stabildir (Anusavice, 2003a).

### **2.6.1.4. Silikon Dioksit**

Silikon dioksit genellikle sivri uçlu ya da çanak şeklinde olan bağlı aşındırıcı lastik veya elastomerik bitim ve polisaj enstrümanlarında kullanılır (Jefferies, 2007).

### **2.6.1.5. Zirkonyum Oksit**

Zirkonyum oksit silikon dioksit gibi elastik veya lastik benzeri bitim ve polisaj malzemelerinde kullanılmaktadır (Jefferies, 2007).

### **2.6.1.6. Zirkonyum Silikat**

Zirkon veya zirkonyum silikat kirli beyaz renkli bir mineraldir. Çeşitli partikül boyutlarında bulunan bu mineral genellikle aşındırıcı kaplı disklerin, şeritlerin ve en çokta dental profilaksi pastalarının yapımında kullanılır (Anusavice, 2003a).

## **2.6.2. Bitim ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Dental Materyaller ve Sınıflandırılmaları**

### **2.6.2.1. Elmas Bitim Frezleri**

Elmas bitim frezleri porselen ve kompozit gibi restoratif materyallerin konturlanması, uymlanması ve yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi için kullanılırlar. Çalışan yüzeylerine yerleştirilmiş endüstriyel elmas parçacıkları içerirler. Elmas bitim frezleri üç parçadan oluşur; metal bir shaft, toz ya da partikül şeklinde elmas aşındırıcı ve bu aşındırıcıyı metal shafta bağlayan metal bağlantı materyali (Jefferies, 2007). Değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilmektedirler. Genellikle daha kaba grenle başlanır ve daha ince grenle devam edilir (Ölmez ve Kisbet, 2012). Elmas bitim frezleri her zaman su soğutması altında ve 50.000 rpm'den daha düşük rotasyonel hızda kullanılmalıdır (Anusavice, 2003a). Elmas bitim frezleri bir hayli etkilidir ancak geride bıraktıkları yüzey oldukça pürüzlüdür (Jung, 1997). Bu sebeple bu frezlerin kullanımından sonra çok bıçaklı bitim frezleri, kaplı aşındırıcı diskler, bağlı aşındırıcı polisaj lastikleri ve zayıf aşındırıcı polisaj patları gibi diğer bitim ve polisaj enstrümanları kullanılmalıdır (Jefferies, 2007).

### **2.6.2.2. Karbit Bitim Frezleri**

Karbit bitim frezleri bitim ve konturlama için çeşitli şekillerde üretilmişlerdir ve düz ya da kıvrımlı olabilen 8 ile 40 arası değişebilen sayıda yivli bıçaklara sahiptirler (Jefferies, 2007). Karbit bitim frezleri elmas bitim frezleriyle ya da bağlı aşındırıcı bitim enstrümanlarıyla kıyaslandıklarında daha zayıf aşındırıcı oldukları için gingival

marjindeki yumuşak dokuya daha az zarar verirler (Jefferies, 2007). Karbid bitim frezleri elmas bitim frezlerinden daha kolay kırılırlar ve kısa ömürlüdürler (Dayangaç, 2011).

### **2.6.2.3. Taşlar**

Taşlar, birbirine yapıştırılmış veya organik rezin ile bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşmaktadır (Ölmez ve Kisbet, 2012). Dental taşlar içerdikleri aşındırıcı tipine göre farklı renklerde bulunur. Aşındırıcı olarak silikon karbid içeren dental taşlar yeşil, alüminyum oksit içerenler ise beyaz renktedir. Restorasyonları uyumlamak ve bitirmek için kullanılan dental taşların aşındırıcı ve kesme etkinlikleri elmas frezlerden daha azdır (Jefferies, 2007).

### **2.6.2.4. Aşındırıcı ile Kaplı Bitim ve Polisaj Diskleri ve Şeritleri**

Aşındırıcı ile kaplı disk ve şeritler aşındırıcı partiküllerin uygun bir yapıştırıcı madde ile esnek bir materyale (hafif ağırlıklı kağıt, metal veya polyester gibi) bağlanması ile üretilirler (Anusavice, 2003a). Üzerlerinde ince bir tabaka aşındırıcı bulunduğu için etkinlikleri kısa sürelidir bu yüzden tek kullanımlıktırlar (J. Da Costa ve ark., 2011). Genellikle alüminyum oksit aşındırıcılarla kaplanmışlardır ancak silikon karbid, zımpara, kuartz ve lal taşı ile kaplananlar da vardır. Belli bir sıra ile kaba grenli disklerden başlayıp çok ince grenli disklerle bitirilerek kullanılırlar (Jefferies, 2007). Partikül büyüklükleri kaba grenli diskler için 100-55 µm, ultra ve süper ince diskler için 7-8 µm arasında değişir (Gedik ve ark., 2005). Aşındırıcı kaplı diskler ve şeritler düz veya konveks yüzeyler için uygundur. İnsizal kenarları ve embrasurları içine alan anterior restorasyonlarda iyi sonuç veren bu diskler posterior restorasyonların interproksimal ve bazı bukkal-lingual

yüzeylerinde de bir miktar kullanılabilirler. Posterior restoasyonların okluzal ve anterior restorasyonların lingual yüzeylerinde kullanımları ise kısıtlıdır (Jefferies, 2007).

Bitim ve polisaj şeritleri özellikle proksimal yüzeylerde etkilidir. Farklı kalınlık ve genişlikte üretilmişlerdir. Uç kısımlarında aşındırıcı gren bulunmaz ve bu sayede şeritler yerleştirilirken temas alanları korunmuş olur (Dayangaç, 2011).

#### **2.6.2.5. Sivri Uç, Disk ve Çanak Şeklinde Lastikler**

Çeşitli şekillerde bulunabilen polisaj lastikleri ince veya ultra ince aşındırıcı partiküllerin daha yumuşak elastomerik bir matriks içine dağıtılmasıyla oluşturulmuşlardır ve kompozitlerin bitim, düzeltme veya polisajında kullanılırlar. Bu elastomerik matriks doğal veya sentetik lastik, silikon veya diğer sentetik elastik polimerlerden oluşabilir. Polisaj lastiklerinde kullanılan aşındırıcılar ise genellikle silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksitten oluşur (Jefferies, 2007; Watanabe ve ark., 2005). Polisaj lastikleri yumuşak oldukları için çok çabuk aşınırlar ve elmas bitim frezlerinden sonra kullanılmaları önerilir (Dayangaç, 2011). Söz konusu lastiklerin disk, tekerlek, çanak ve sivri uç gibi çeşitli şekillerde olması aşındırıcı kaplı disklerin ulaşamadığı anterior lingual ve posterior okluzal bölgelerde kullanılmalarına olanak verir (Jefferies, 2007).

#### **2.6.2.6. Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler**

Polimer kıllara çeşitli aşındırıcıların emdirilmesiyle elde edilen bu fırçalar sivri uçlu ya da çanak şeklinde bulunmaktadır. Kompozit ve seramik restorasyonlarda diğer bitim ve polisaj aletleri ile anatomik konturları ve girintileri kaybetmeden ulaşılabilen oluk, fissür ve embraşurlara bu fırçalar yardımıyla ulaşılabilir (Jefferies, 2007).

### **2.6.2.7. Zayıf Aşındırıcı Polisaj Patları**

En sık kullanılan zayıf aşındırıcı polisaj patları alüminyum oksit(alümina) ve elmas partikülleri içerir (Anusavice, 2003a). Alüminyum oksit polisaj patlarının partikül boyutu 1µm veya daha az iken elmas polisaj patlarının ortalama partikül boyutu 1µm veya daha azdır ve her iki pat tipi de gliserin esaslıdır. Söz konusu polisaj patları kullanılırken genellikle lastik çanaklar kullanılmasına rağmen özellikle aşındırıcı olarak alüminyum oksit içeren polisaj patı kullanıldığında yumuşak sünger ya da keçe kullanılmasının patın etkinliğini artırdığı gösterilmiştir (Jefferies, 2007).

### **2.7. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin kendi karakteristiğinden veya materyalin elde edilme sürecinden kaynaklı materyalin yüzey dokusunda oluşabilen düzensizlikler olarak tanımlanmıştır (Paravina ve Powers, 2004). Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey düzensizlikleri plak birikimine, gingival inflamasyona ve diş rengindeki restoratif materyallerin estetiğinde ve kullanım ömründe azalmaya sebep olabilmektedir (Bagheri ve ark., 2007). Pürüzsüz yüzeyler sürtünme katsayısını ve aşınma hızını azaltarak restorasyonların klinik ömrünü uzatmaktadır (Tjan ve Chan, 1989). Aynı zamanda restoratif materyallerin kırılma direncini artırmaktadır (De Jager ve ark., 2000). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün az olması mikroorganizmaların tutunmalarını zorlaştırmaktadır (Bagheri ve ark., 2007).

Restoratif materyallerin yüzeyinde mikroorganizmaların tutunmasında rol oynayan ortalama kritik pürüzlülük değerinin 0,2 µm olduğu birçok çalışmada bildirilmektedir(Bollen ve ark., 1997; Weitman ve Eames, 1975). Yapılan bir çalışmada

da yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen 0,3 µm değerinde bir değişimin hastanın diliyle farkedilebildiği belirtilmiştir (Jones ve ark., 2004).

### **2.7.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar arasında yüzey profili analizi (Profilometre) ve tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) yöntemleri ve son yıllarda geliştirilen yeni bir yöntem olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) bulunmaktadır (Blanchard, 1996; Kakaboura ve ark., 2007).

#### **2.7.1.1. Profilometreler**

Profilometre dental materyallerin yüzey yapılarının değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan yüzey analiz cihazlarından biridir. Bu cihazın özel ucu sayesinde taranan yüzeyin bütün pürüzlülük parametreleri kaydedilebilmekte ve değerlendirilebilmektedir (Fainman ve ark., 1982). Profilometreler kendi içinde mekanik ve optik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

##### **2.7.1.1.1. Mekanik Profilometreler**

Mekanik profilometreler boyutları belirli olan elmas bir uç yardımıyla örnek yüzeyine temas ederek yüzeyin taranması prensibiyle çalışırlar ve iki boyutlu ölçüm yaparlar. Bu cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profili olarak kaydedilmekte ve yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal veya grafiksel olarak elde edilebilmektedir (Bani ve Öztaş, 2013; Joniot ve ark., 2006). Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde Ra, Rz, Rpm gibi birçok parametre kullanılır. Rz, art arda gelen beş parçada, ortalama tepe–vadi yüksekliğini belirtir. Rpm,

art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır ve profil şekli hakkında bilgi verir (Türel, 2015). Mekanik profilometrelerle ölçülen değerlerden  $R_t$  total yüzey pürüzlülüğünü verirken  $R_a$  değeri ölçüm uzunluğu boyunca görülen tüm pürüzlülük değerlerinin aritmetik ortalamasıdır ve bu değer yüzey karakterini belirlemede en belirleyici değerdir (Joniot ve ark., 2006).  $R_a$  değeri yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde en sık kullanılan değerdir (Neme ve ark., 2002; Türkün ve Türkün, 2004b; Yap ve Mok, 2002).

#### **2.7.1.1.2. Optik Profilometreler**

Optik profilometreler örnek yüzeyine temas etmeden optik ışınla üç boyutlu tarama yapan cihazlardır. Cihaz kendi içindeki referans ile yüzeydeki noktaların arasındaki mesafeyi ölçerek çalışmaktadır. Cihazın optik parçaları  $100 \mu m^2$  lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (Joniot ve ark., 2006). Pürüzlülük değerinin minimal olduğu durumlarda mekanik profilometreler yerine optik profilometrelerin kullanılması daha uygun olmaktadır (Jung ve ark., 2003). Optik profilometrelerin 3 boyutlu yüzey topografisi sunarak yüzeyin doğal karakteristiğini ve materyalin kendi yapısından kaynaklanan mikropürüzlülükleri saptayabildiğini mekanik profilometrelerin ise daha çok polisaj işlemlerinin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü değerlerini saptadıkları belirtilmiştir (Joniot ve ark., 2006).

#### **2.7.1.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)**

SEM' de görüntü alma işlemi yüksek hızda hızlandırılan elektronların incelenecek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır. Örnek üzerine gönderilen bu elektronlar örnek tarafından saçılır. Elektron akışının sürekli olması için incelenecek cismin iletken

hale gelmesi gerekir. Bu sebeple incelenecek örneklerin 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanması gerekir (Ergün ve Yenisey, 2006). SEM sıklıkla bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve bozuklukların görüntülenmesinde kullanılmaktadır ancak yüzey topografisinin belirlenmesinde ve üç boyutlu yüzey yapısının görüntülenmesinde bir takım limitasyonları vardır (Kakaboura ve ark., 2007).

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

AFM' de sistem temel olarak silikon veya silisyum nitrit kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesine dayanır (Türel, 2015).

AFM' de elde edilen görüntüler tarayıcı uç ile örnek arasındaki van der Waals ve elektrostatik kuvvetler gibi kuvvetlerin çokluğunun toplamıdır. AFM'nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olması, örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır (Gadegaard ve Histochemistry, 2006).

## **2.8. Renk**

Işık, dalga boyu insan gözü tarafından algılanabilen sınırlar içinde olan bir radyant enerji formudur. Renk de bir obje tarafından emilen ya da ondan geriye yansıyan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir. Renk kavramı retinaya çarpan ışık dalgalarının sayısı ve karakteri ile meydana gelen bir duydur. Üzerlerine düşen ışığı yansıttıkları zaman cisimleri görür ve renklerini söyleriz. Eğer ışık yoksa renk de yoktur (Doğan ve Zaimoğlu; Keyf ve ark., 2009). Siyah bir cisim görünür ışığın tüm dalga boylarını absorbe



ederken beyaz bir cisim görünür ışığın tüm dalga boylarını yansıtır (Keyf ve ark., 2009). Göze ulaşan görünür ışık spektrumu retinada bulunan üç çeşit renk reseptörünü uyarır ve bu uyarılar optik sinir aracılığıyla beyne iletilir (Johnston, 2009). İnsan gözü 400 (mor)-700 (koyu kırmızı) nm dalga boyları arasındaki ışığa duyarlıdır (Anusavice ve ark., 2012). Rengi etkileyen üç önemli faktör ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. Bu faktörler değişkendir ve herhangi birisi değiştiğinde renk algısı da değişmektedir (Keyf ve ark., 2009).

Günümüzde pek çok renk ayırma ve belirleme sistemi mevcuttur. Rengi tanımlamak için kullanılan sistemlerden en çok Munsell ve CIE L\*a\*b\* renk sistemleri kullanılmaktadır (Tung ve ark., 2002).

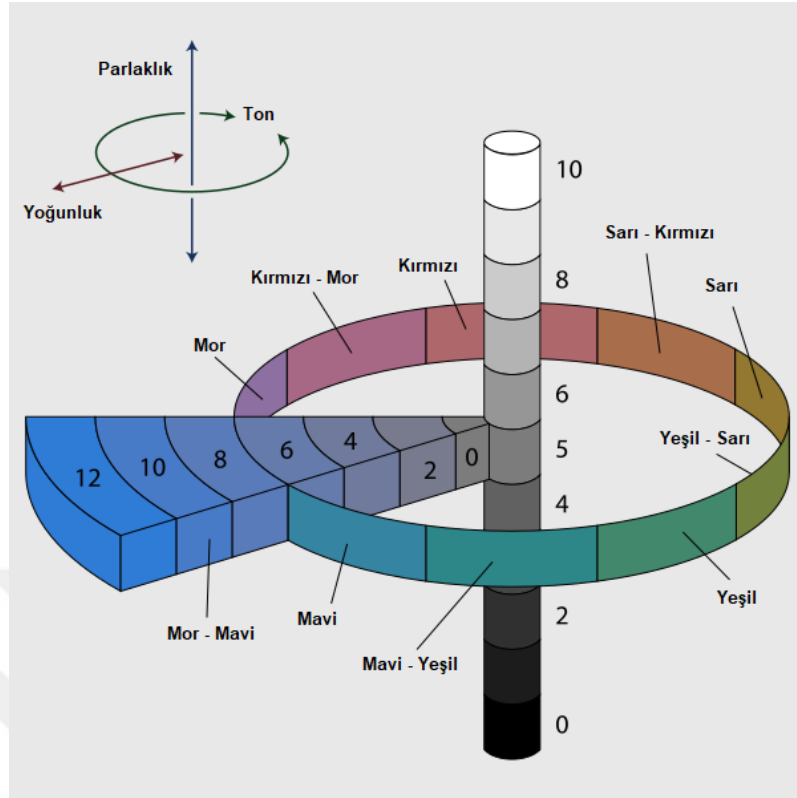
### ***2.8.1. Munsell Renk Sistemi***

En çok kullanılan renk tanımlama sistemidir (Dayangaç, 2011; Sproull, 1973, 2001). Munsell renk sisteminde renkler, uzaysal olarak silindiriksel koordinatlar üzerinde gösterilmektedir (Şekil 2.6). Bu sistemdeki üç değişken hue, value ve kromadır (Keyf ve ark., 2009).

Hue (Ton) : Hue Munsell renk sistemindeki ilk boyuttur ve anlaşılması en kolay olanıdır (Sproull, 2001). Bir cismin ana rengidir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık arasından yaratılan renktir (mavi, yeşil, kırmızı) (Rosenstiel ve ark., 2006). Munsell renk sisteminde hue 5 ana renge (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ve 5 ara renge (mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) ayrılmıştır (Joiner, 2004).

Kroma (Yoğunluk): Kroma rengin saflığı ya da derinliğidir ve genellikle yoğunluk olarak tabir edilir (Brewer ve ark., 2004). Kroma bir renkteki Hue miktarıdır (Sproull, 2001). Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır (Fondriest ve Dentistry, 2003). Kroma rengin griden ne kadar farklı olduğunun ölçümü olarak da düşünülebilir (Brewer ve ark., 2004). Diş Kroma değerleri 0 ile 18 arasında numaralandırılan skala üzerinde değişim gösterir ve 0 gri ya da akromatik, 18 ise yüksek oranda doymuş rengi ifade eder (Powers ve ark., 2012).

Value (Parlaklık): Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Munsell parlaklığı siyah beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Bu skalada değerler saf siyah (0) ile saf beyaz (10) arasında değişir (Joiner, 2004). Daha fazla miktarda griye sahip renkler daha az parlaktır ve daha koyu görünürler ancak daha az miktarda griye sahip renkler daha parlaktırlar (Fondriest ve Dentistry, 2003). Diş rengini belirlerken value en önemli renk parametresi olarak ifade edilmektedir (Kuehni, 2002).



Şekil 2.6. Munsell Renk Sistemi

("https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell\_color\_system,").

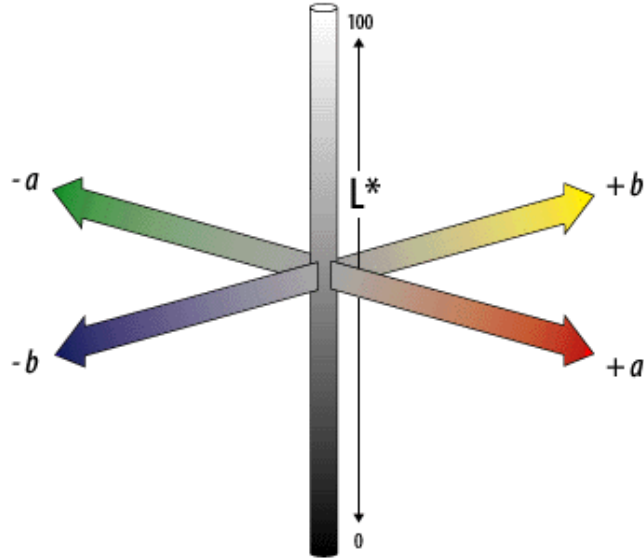
### 2.8.2. CIE LAB Renk Sistemi

CIE - Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination) tarafından 1976 yılında tanımlanan CIE  $L^*a^*b^*$  renk sistemi rengin algılanması insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil ve mavi) bağlıdır teorisine dayanmaktadır. CIE Lab renk uzayı eşit birimlere bölünmüş her renk farklılığı arasında eşit mesafeler bulunan düzenli bir uzayı temsil eder (Joiner, 2004). Bu renk sisteminde  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  eksenleri vardır (Şekil 2.7) ve bu üç eksenin kesişim yeri o rengin değerini verir ve bu sistem tek bir değerle renk değişimini tanımlayabilir (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013).

$L^*$  : L eksenini rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Bir cismin rengi açıldıkça L değeri artar, koyulaştıa azalır. Saf beyazın L değeri 100, saf siyahın 0'dır. Munsell renk sistemindeki value değerine benzerdir (Brewer ve ark., 2004).

$a^*$  : a eksenini rengin; kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gosterir. Değeri arttıa renk kırmızıya, azaldıkça yeşile yaklaşır.

$b^*$  : b eksenini rengin; sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gosterir. Değeri arttıa renk sarıya azaldıkça, maviye yaklaşır (Joiner, 2004; Tung ve ark., 2002).  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri Munsell renk sistemindeki hu ve cromayla birebir rtuşmez.(Brewer ve ark., 2004). Beyaz ve gri gibi ntr renklerde  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri sıfıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıa bu değerler artar (Joiner, 2004).



**şekil 2.7.** CIE Lab renk sistemi ("[https://en.wikipedia.org/wiki/CIELAB\\_color\\_space](https://en.wikipedia.org/wiki/CIELAB_color_space),")

CIE Lab sisteminde  $\Delta E$  değeri iki cisim arasında ölçülen renk farkını sayısal olarak belirten bir değerdir ve aşağıdaki formülle hesaplanabilir: (Sakaguchi ve Powers, 2012; Seghi ve ark., 1986; Wozniak ve ark., 1993)

$$\Delta E^* = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki  $L0^*$ ,  $a0^*$  ve  $b0^*$  yapılan ilk renk ölçüm değerlerini gösterirken  $L1^*$ ,  $a1^*$  ve  $b1^*$  ise ikinci renk ölçüm değerlerini göstermektedir.  $\Delta E$  değerinin 0 olduğu durumlarda iki renk arasında fark olmadığı kabul edilmektedir. Renkle ilgili yapılmış çalışmalarda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir olması için farklı eşik değerler ortaya atılmıştır (Johnston ve Kao, 1989; Schulze ve ark., 2003; Zhang ve ark., 2000).

### ***2.8.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri***

Renk uyumu estetik restoratif materyallerin en önemli karakteristiklerinden biridir (Paravina ve ark., 2015; Samra ve ark., 2008). Estetik restoratif materyallerin gelişimiyle birlikte restore edilecek dişlerle doğal dişlerin arasında renk uyumu olması önem kazanmıştır (Sim ve ark., 2001). Doğal dişlerle kabul edilemez bir renk farklılığının oluşması restorasyonların yenilenmesinde ana sebeplerden biridir (Kroeze ve ark., 1990). Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel yöntemle ya da spektrofotometre, kalorimetre ve dijital kamera gibi cihazların ya da bu cihazların kombinasyonlarının kullanıldığı enstrümantal yöntemlerle yapılmaktadır (Kim-Pusateri ve ark., 2007; Paravina ve ark., 2015).

Renk ölçümünde renk ölçüm cihazlarının kullanımı sayılabilir, hızlı ve objektif sonuçlar verdiği için görsel yöntemle kıyasla daha avantajlı kabul edilmektedir (Bayındır ve Wee, 2006; Güler ve ark., 2005; Ishikawa-Nagai ve ark., 2009).

### **2.8.3.1. Görsel Renk Ölçümü**

Görsel renk ölçümü bir nesnenin rengini renk standartları ile karşılaştırarak yapılır ve diş hekimliğinde bu işlem için renk skalaları kullanılır. Bu yöntem günümüzde halen en sık kullanılan yöntemdir (Da Silva ve ark., 2008; Keyf ve ark., 2009; Paravina ve ark., 2015).

Ancak görsel renk ölçümü subjektif bir yöntemdir (Culpepper, 1970) ve bu yöntemde hataya sebep olabilecek bir takım faktörler vardır. Bu faktörler;

- Ortam koşulları; ortamın aydınlatma şekli, ölçüm yapılacağı sırada ağız ortamının kuru ya da ıslak olması

- Renk skalalarındaki mevcut renklerin yetersiz olması ve kıyaslama yapılacak skalaların güvenilirliği

- Renk ölçümünü yapacak kişiye bağlı etmenler; Kişinin görme bozuklukları, psikososyal durumu, yaş, renk ayırt etme kusurları, diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde yapılan ölçümlerde tutarsızlıklar olması olarak ifade edilebilir (Culpepper, 1970; Keyf ve ark., 2009).

### **2.8.3.2. Spektrofotometre**

Spektrofotometreler rengin geçirgenliğini, yansımalarını ve soğurulmasını ölçen ve önceden belirlenmiş renk kodlarıyla ölçüm yapan cihazlardır (Keyf ve ark., 2009; Wee

ve ark., 2002). Bir spektrofotometre optik radyasyon kaynağı, ışığı dağıtıcı bir ünite, ölçüm için optik bir sistem, bir dedektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilecek bir uyarıya dönüştürebilen bir ünitelerden oluşmaktadır (Chu ve ark., 2010). Spektrofotometrenin içinde bulunan bir prizma bir tungsten-flaman ampulden gelen beyaz ışığı 10 -20 nm dalgaboyu genişliğindeki bir spektruma dönüştürür. Rengi ölçülecek cisimden yansıyan ışığın miktarı görünür spektrumdaki her dalgaboyu için ölçülür. Yüzey rengini ölçmek için kullanışlı cihazlardır (Kim-Pusateri ve ark., 2007).

Uygun kalibre edilen spektrofotometrelerle yapılan ölçümler doğru sonuç vermektedir (Chu ve ark., 2010). Spektrofotometrelerin görsel renk ölçüm yöntemine göre daha doğru sonuçlar verdiğini gösteren pek çok çalışma mevcuttur. (Bahannan, 2014; Da Silva ve ark., 2008; Judeh ve Al-Wahadni, 2009; Paul ve ark., 2004) Spektrofotometreler kalorimetrelere kıyasla daha uzun bir kullanım ömrüne sahiptirler ve farklı ışık kaynaklarının farklı renk algılarına yol açması fenomeni olan metamerizmden etkilenmezler (Kim-Pusateri ve ark., 2007; Roberson ve ark., 2006).

### **2.8.3.3. Kolorimetre**

Kolorimetreler tristimulus değerlerini ölçer ve ışığı görünür ışığın kırmızı, yeşil ve mavi alanları içinde filtreler (Chu ve ark., 2010). İçerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir (Turgut ve Bağış, 2011).

Kolorimetreler rengi ölçülecek cisme ulaşacak ışık miktarını kontrol etmek için fotodiode filtreler kullanırlar. Ardından cisimden yansıyan ışığı bir dedektör yardımıyla

ölçerler (Kim-Pusateri ve ark., 2007). Ancak filtrelerinin ömrü kısadır ve ölçümlerinin tekrarlanabilirlik özelliği zamanla kaybolmaktadır (Chu ve ark., 2010; Joiner, 2004).

Kolorimetreler spektrofotometrelere kıyasla daha ucuzdur ve kullanımları daha kolaydır (Kim-Pusateri ve ark., 2007). Kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olmaları dişlerin yüzeyinin çoğunlukla düz olmaması sebebiyle bir dezavantajdır. Dar açıklığa sahip olan kolorimetrelerde rengi ölçülen cisimden ışığın tam olarak dönmemesi sebebiyle edge-loss denilen sorun yaşanmaktadır (Tung ve ark., 2002). Transludent materyallerin renklerinin belirlenmesinde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı problem yaşanmaktadır (Seghi ve ark., 1986).

#### **2.8.3.4. Dijital Kameralar**

Kullanımları giderek artan dijital kameraların en büyük avantajı tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir. Klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine dayanan bir yöntemdir. Kameranın bağlı olduğu bilgisayar elde edilen değerleri CIE Lab cinsinden ifade etmektedir (Turgut ve Bağış, 2011; Wee ve ark., 2002).



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Materyal

Bu in vitro çalışma sık kullanılan bir mikrohibrit kompozite kıyasla 4 farklı özellikteki bulk fill kompozit rezinin farklı polisaj sistemleri uygulandıktan sonra ve farklı asitli içeceklerde bekletilmesinin ardından yüzey pürüzlülük özelliklerini değerlendirmektedir. Bu çalışmanın deney aşamaları, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

##### 3.1.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Resinler

Bu çalışmada dört adet bulk fill ve bir mikrohibrit kompozit resin kullanılmıştır. Kullanılan kompozitlerin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** - Kompozit materyallerin detayları ve üretici özellikleri

Kod	Materyal	Doldurucu oranı (ağırlık%/hacim %)	Resin matriks	Üretici Firma	Lot. No.
<b>Z250</b>	Filtek Z250	82 / 60	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	N993560
<b>TEC</b>	Tetric EvoCeram Bulk fill	80 / 61	Bis-GMA, UDMA, BIS-EMA	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Linkeştayn	Y26973
<b>FOB</b>	Filtek One Bulk fill	76.5 / 58.5	Bis-GMA, AUDMA, UDMA, AFM	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	NA30429
<b>BBR</b>	Beautifil-Bulk Restorative	87 / 74.5	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Shofu Inc. Kyoto, Japonya	031832
<b>EBF</b>	Estelite Bulk fill	70 / 56	Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Tokuyama Dental Corp. Tokyo, Japonya	060E29

### 3.1.1.1. Filtek Z250

Filtek Z250 (3M/ESPE, ABD), anterior ve posterior bölgede direkt yöntemle kullanım endikasyonu olan mikrohibrit doldurucu içeren geleneksel rezin kompozittir (Resim 3.1). Ancak indirekt restorasyonlarda da kullanılabilir. Filtek Z250'nin rezin matrisinde Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA bulunur. İnorganik kısmı ise Zirkonya ve Silika'dan oluşur, bu dolgu doldurucu maddeler ağırlıkça %78 ve hacimce %60'tır. Filtek Z250, 0.01-3.5  $\mu\text{m}$  ve ortalama 0.6  $\mu\text{m}$  boyutlarında bir doldurucu partikül büyüklüğü aralığına sahiptir. Bu kompozit rezinin 2.5 mm kalınlıkta polimerize edilebileceği üretici firma önerilerinde yer almaktadır (Filtek, 2019a).



**Resim 3.1.** Filtek Z250

### 3.1.1.2. *Tetric Evo Ceram Bulk Fill*

Tetric EvoCeram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kompozit anterior ve posterior bölgede tek tabaka halinde 5 mm ye kadar kullanılabilen yeni nesil bir kompozit rezindir (Resim 3.2). Kompozit rezinin geliştirilmesi esnasında farklı fotobaşlatıcı sistemler kullanılarak polimerizasyon derinliğini artırma amaçlanmıştır. Matriks yapısına önceden kullanılan kamferokinon/amin başlatıcı sistemle birlikte germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilave edilmiştir. Bu sayede 370-460 nm dalga boyları arasında daha yüksek ışık absorpsiyonu ile yüksek miktarda fotoaktivite sağlanmıştır. Polimerizasyon stresinin azaltılması amacıyla da üretici kompozit rezinin yapısına stres azaltıcı olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküller ilave etmiştir. Polimerizasyon süreci boyunca oluşan stresin önceden polimer haline getirilmiş bu partikül yapılarının 10 GPa gibi düşük elastisite modüllerine bağlı olarak azaldığı iddia edilmektedir (Ivoclar, 2019).



**Resim 3.2.** Tetric EvoCeram Bulk Fill

### 3.1.1.3. *Filtek One Bulk Fill Restorative*

Filtek One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) 5 mm'ye kadar tek tabaka halinde posterior bölgede uygulanabilen bulk fill kompozit rezinlerdir (Resim 3.3). Geleneksel bulk fill kompozitlerden farklı olarak polimerize olurken opasitesi artar ve universal kompozitere benzer düzeye yükselir. Bu da materyale yüksek estetik özellik kazandırmıştır. Rezin matris geliştirilmiş iki farklı monomer (AUDMA, AFM) kullanılarak üretilmiştir. İnorganik doldurucu partikül oranı materyalin ağırlıkça %76,5'ini, hacim olarak %58,5'ini oluşturmaktadır. Üretici firma tarafından bu sayede polimerizasyon büzülmesindeki azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ile streste de azalma elde edildiği, yüksek estetik ve fonksiyonel özellikler kazandırıldığı iddia edilmektedir (Filtek, 2019b).



**Resim 3.3.** Filtek One Bulk Fill Restorative

### 3.1.1.4. *Beautiful-Bulk Restorative*

Beautiful®-Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japonya), Shofu markasının patentli Giomer teknolojisi ile üretilmiştir (Resim 3.4). Giomer flor salınımı ve reşarj özelliği ile yüksek biyoaktivite gösteren bir materyaldir. “S-PRG doldurucu” olarak adlandırılan bu inorganik yapı, üretim esnasında inorganik doldurucu partiküllerin organik matrikse eklenmeden önce dayanıklı bir cam iyonomer yapıyla kaplanması sonucu elde edilir. Üreticiler, inorganik doldurucu yapısı sayesinde, diğer bulk fill kompozit rezinlerde tek tabakada yeterli polimerizasyon derinliği elde edebilmek için gerekli yüksek translüent görüntünün oluşmadığını, bu sayede daha estetik bir görüntü elde edildiğini belirtmişlerdir. Ayrıca bu bulk fill kompozit rezinlerin yüksek inorganik doldurucu içerikleri (Beautiful-Bulk Flowable için ağırlıkça %72,5; Beautiful-Bulk Restorative için ağırlıkça %87- wt/vol 87.0/74.5) ve birbirinden farklı partikül boyutları sayesinde düşük polimerizasyon büzülmesi ve düşük stres gösterdiklerini ileri sürmektedir (Shofu, 2019).



**Resim 3.4.** Beautiful-Bulk Restorative

### 3.1.1.5. *Estelite Bulk Fill Flow*

Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya), universal bir kompozit ile son bir “capping tabakası” gerektiren geleneksel akışkan bulk fill kompozitlerden tamamen farklı yeni nesil bulk fill kompozittir (Resim 3.5). Üretici firmaya göre Estelite Bulk Fill Flow ile 4 mm lik tek bir tabaka bir restorasyonu tamamlamak için yeterlidir. Azaltılmış polimerizasyon süresi ve kolay polisaja neden olan "Radikal Güçlendirilmiş Fotopolimerizasyon (RAP) Teknolojisi"nin, estetik sonuçtan ödün vermeden restorasyonu tamamlama süresini kısalttığı belirtilmektedir. Ayrıca bu kalemin etkisi ile yerleştiği dişin rengini alarak renk uyumu sağladığı ve Tokuyama'nın Sol-Gel tekniği ile patentli olan Supra-Nano küresel doldurucular, Tokuyama kompozit serisinde olduğu gibi Estelite Bulk Fill Flow'da da polisajı kolaylaştırdığı bildirilmiştir (Tokuyama, 2019).



**Resim 3.5.** Estelite Bulk Fill Flow

### 3.1.2. Çalışmada Kullanılan Polisaj Sistemleri

Bu çalışmada bir adet çok aşamalı (Sof-Lex Discs, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Resim 3.6) ve bir adet de iki aşamalı polisaj sistemi (Clearfil Twist Dia, Kuraray Dental, Tokyo, Japonya) (Resim 3.7) kullanılmıştır. Kullanılan polisaj sistemlerinin özellikleri Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.2.** Polisaj sistemlerinin detayları ve üretici özellikleri.

	Materyal	Tip	İçerik	Şekil	Üretici
<b>TD</b>	Clearfil Twist Dia	Medium Fine	Elmas grenli kauçuk	Spiral Tekerlek	Kuraray Dental, Tokyo, Japonya
<b>SL</b>	Sof-Lex Disk	Medium (29 µm) Fine (14 µm) Superfine (5 µm)	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Partikül	Disk	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD



**Resim 3.6.** Sof-Lex Diskler



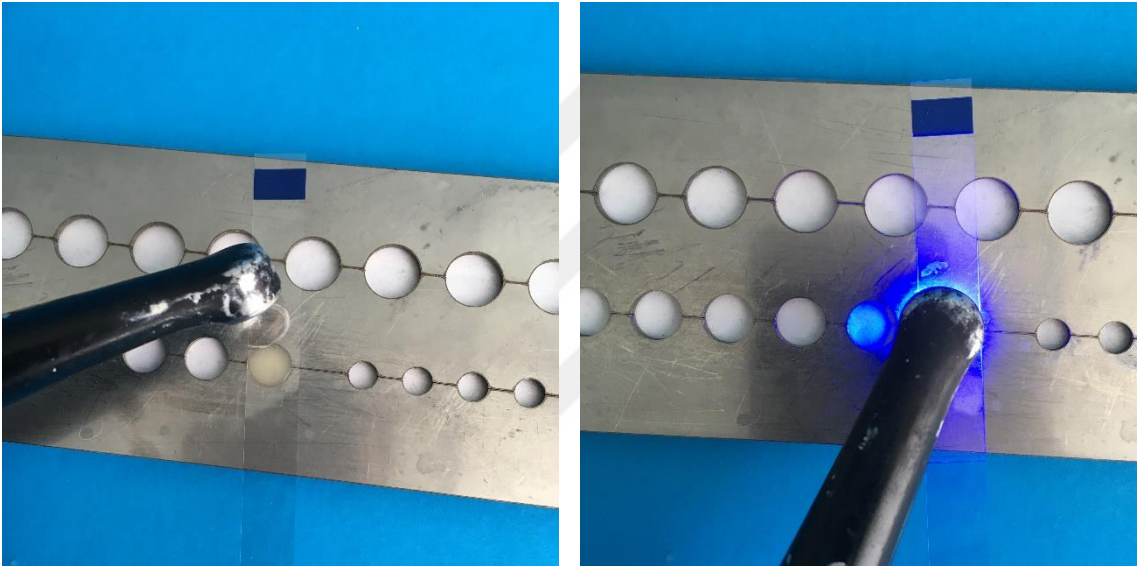
**Resim 3.7.** Clearfil Twist Dia

### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

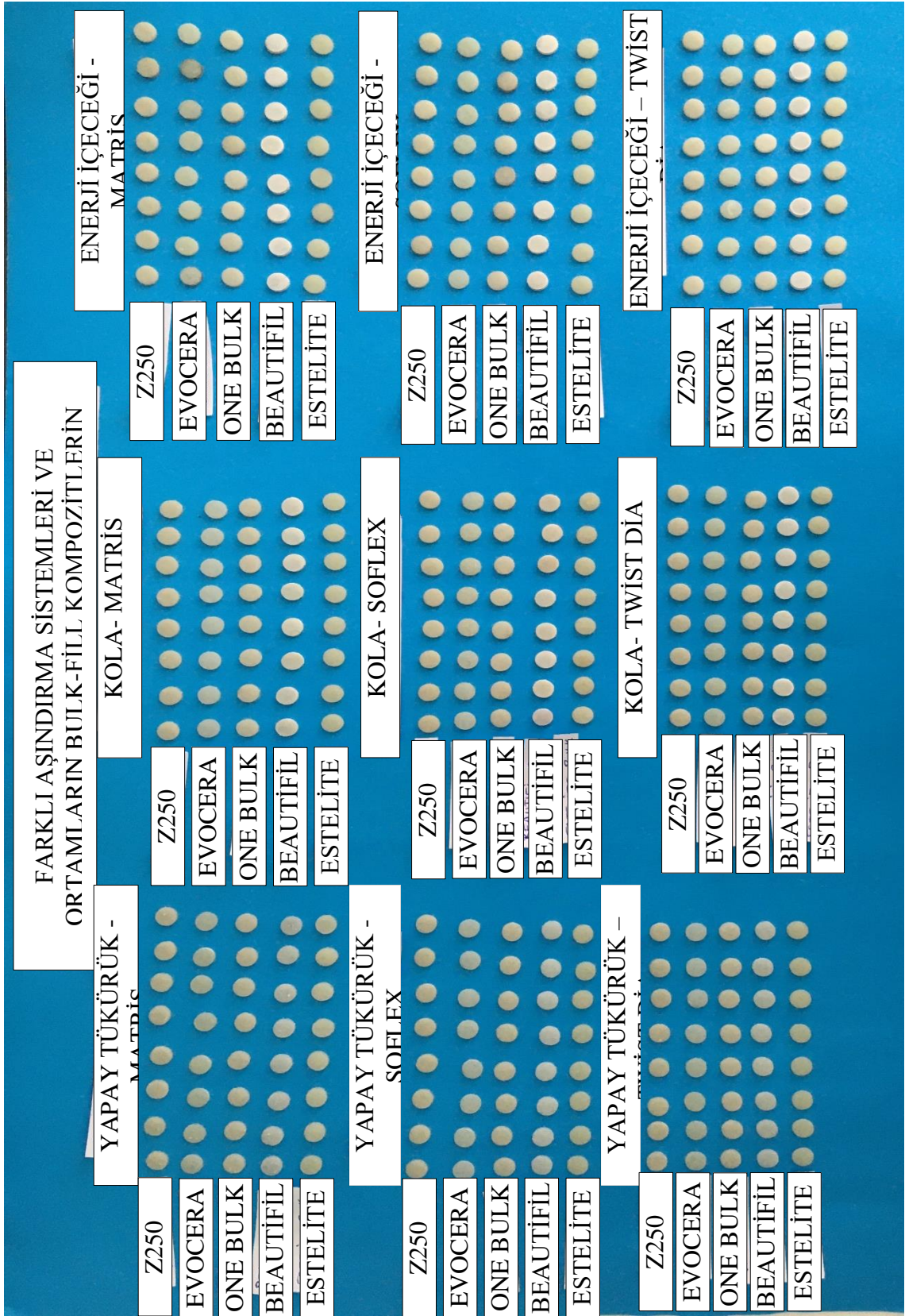
Yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla disk şeklinde toplam 360 adet örnek hazırlandı (Resim 3.9). Örneklerin hazırlanması için kompozit materyaller 2 mm kalınlığında ve 8 mm çapında metal kalıplar içerisine tek tabaka halinde yerleştirildi. Düzgün yüzey elde etmek ve oksijen inhibisyon tabakasını önlemek amacıyla her iki yüzeye de şeffaf matris bandı (Hawe Stopstrip, Kerr, CA, USA) ve onun üzerine de fazla kompoziti taşımak amacıyla bir mikroskop lamı yerleştirildi, basınç uygulandı, fazla kompozit temizlendi. Daha sonra ışık cihazıyla (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, UT, USA) 20 sn boyunca polimerize edildi (Resim 3.8). Tüm örnekler yüzey düzensizlikleri ve hava kabarcığı açısından incelendi ve 24 saat boyunca 37 °C sıcaklıktaki distile su içerisinde bekletildi. Örnekler uygulanacak olan polisaj yöntemine göre (Kontrol, Sof-lex Disk, Twitst Dia) (N=120) ve içerisinde bekletileceği solüsyona



(Yapay tükürük, kola, enerji içeceği) göre alt gruplara ayrıldı (n=8). Kontrol grubundaki örnekler polij uygulanmadı. Diğer iki grup, klinik bitim prosedürünü taklit etmek için, bir yüzeyinden sırasıyla 600, 800 ve 1000 gritlik silikon karbit zımparalarla su soğutması altında 30 sn zımparalandı. Örneklerin hazırlanması ve bitim prosedürü tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.



**Resim 3.8.** Örneklerin hazırlanması



Resim 3.9. Örneklerin gruplandırılması.

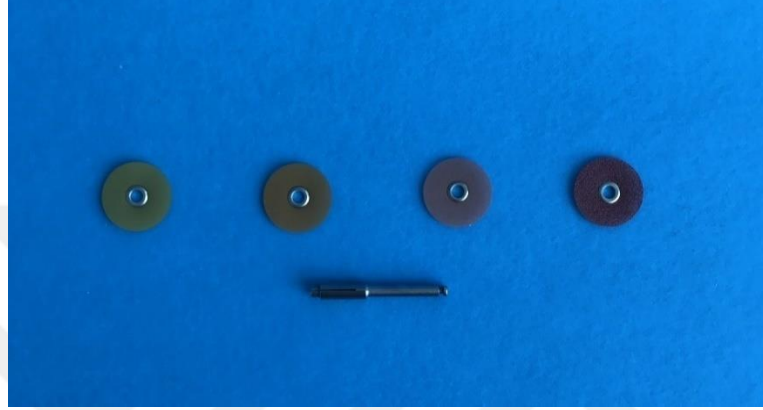
Gruplara uygulanan prosedür Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

**Tablo 3.3.** Grupların Dağılımı

1.GRUP	a.	Matris Bandı (Kontrol Grubu)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
Filtex Z250 Universal(3M Espe)	b.	Sof-Lex Polisaj Diskleri (3M)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
	c.	Twist Dia Polisaj Lastiği (Kuraray)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
2.GRUP	a.	Matris Bandı (Kontrol Grubu)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (İvoclar)	b.	Sof-Lex Polisaj Diskleri (3M)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
	c.	Twist Dia Polisaj Lastiği (Kuraray)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
3.GRUP	a.	Matris Bandı (Kontrol Grubu)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
Filtex One Bulk Fill (3M Espe)	b.	Sof-Lex Polisaj Diskleri (3M)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
	c.	Twist Dia Polisaj Lastiği (Kuraray)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
4.GRUP	a.	Matris Bandı (Kontrol Grubu)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
Beautiful Bulk Fill (Shofu)	b.	Sof-Lex Polisaj Diskleri (3M)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
	c.	Twist Dia Polisaj Lastiği (Kuraray)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
5.GRUP	a.	Matris Bandı (Kontrol Grubu)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama)	b.	Sof-Lex Polisaj Diskleri (3M)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği
	c.	Twist Dia Polisaj Lastiği (Kuraray)	1. Yapay Tükürük
			2. Kola
			3. Enerji İçeceği

### 3.3. Örneklere Polisaj Uygulanması

1. gruptaki örneklere akan su altında farklı alüminyum oksit grenlere sahip Soflex polisaj diskleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda kalın grenliden ince grenliye (kırmızıdan sarıya) doğru sırayla uygulandı (Resim 3.10).



**Resim 3.10.** Soflex Polisaj Diskleri

2. gruptaki örneklere de akan su altında farklı elmas grenlere sahip Twist Dia polisaj lastikleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda önce ön polisaj sonra yüksek parlaklık polisaj lastiği olmak üzere sırayla uygulandı (Resim 3.11).



**Resim 3.11.** Twist Dia Polisaj Lastikleri

Örneklerin tümüne, aynı uygulayıcı tarafından düz bir zemin üzerinde 10.000 rpm'de 45 saniye süreyle polisaj uygulandı. Daha sonra 10 saniye boyunca akan su altında yıkandı ve 5 saniye boyunca havayla kurutuldu (Aytaç ve ark., 2016).

### **3.4. Yüzey Pürüzlülüğü Değişimi Ölçümleri**

Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson, Leicester, UK) ile yapıldı (Resim 3.12). Her örnek için polisaj sonrası ve solüsyonlarda bekletilme sonrası olmak üzere 2 şer ölçüm yapıldı. Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra); aralık (range): 100 µm, değerlendirme uzunluğu (evaluation length): 1.25 mm, kesme uzunluğu (cut-off): 0.25 mm olarak cihaz her ölçüm öncesi kalibre edilerek elde edildi. (Çelik ve ark., 2017). Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde her örnek yüzeyinden 3 ölçüm yapıldı ve ortalama Ra değerleri kaydedildi.



**Resim 3.12.** Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı (Surtronic 25)

### 3.5. Renk Değişimi Ölçümü

Renk ölçümleri spektrofotometre (EasyShade, MHT Optic Research, İsviçre) ile beyaz bir zemin üzerinde yapıldı (Resim 3.13). Renk değerleri CIE LAB sisteminde her bir örnek için ayrı ayrı kaydedildi. Her örneğin başlangıç ve renklendirici solüsyonlarda bekletme sonrası renk ölçümleri 3'er kez yapılarak ortalama  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  değerleri kaydedildi. Başlangıç renk ölçüm değerlerinin ortalamaları  $L0^*$ ,  $a0^*$  ve  $b0^*$  olarak ve ikinci renk ölçüm değerlerinin ortalamaları ise  $L1^*$ ,  $a1^*$  ve  $b1^*$  olarak kaydedildi. Renk değişimi  $\Delta E$  aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (Duval, 2001):

$$\Delta E^* = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$





**Resim 3.13.** Örneklerin renk ölçümü

Bu çalışmada kullanılan yapay tükürük, Almqvist ve Lagerlöf'ün formülüne göre Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Biyokimya laboratuvarında hazırlandı. 1.0 mM  $\text{CaCl}_2$ , 2.0 mM  $\text{KH}_2\text{PO}_4$ , 50 mM potasyum klorür (KCl) tartıldı, ayrı kaplarda distile su ile çözüldü, içerisine koruyucu amaçlı %0.01  $\text{NaN}_3$  ilave edildi, 1 L'lik beherde birleştirilip, hacim 900 ml'ye tamamlandı. 1 M KOH ile pH'sı 7'ye ayarlandı, 1 L'lik ölçü kabında hacim 1L'ye tamamlandı (Resim 3.14) (Almqvist ve Lagerlöf, 1993a, 1993b).



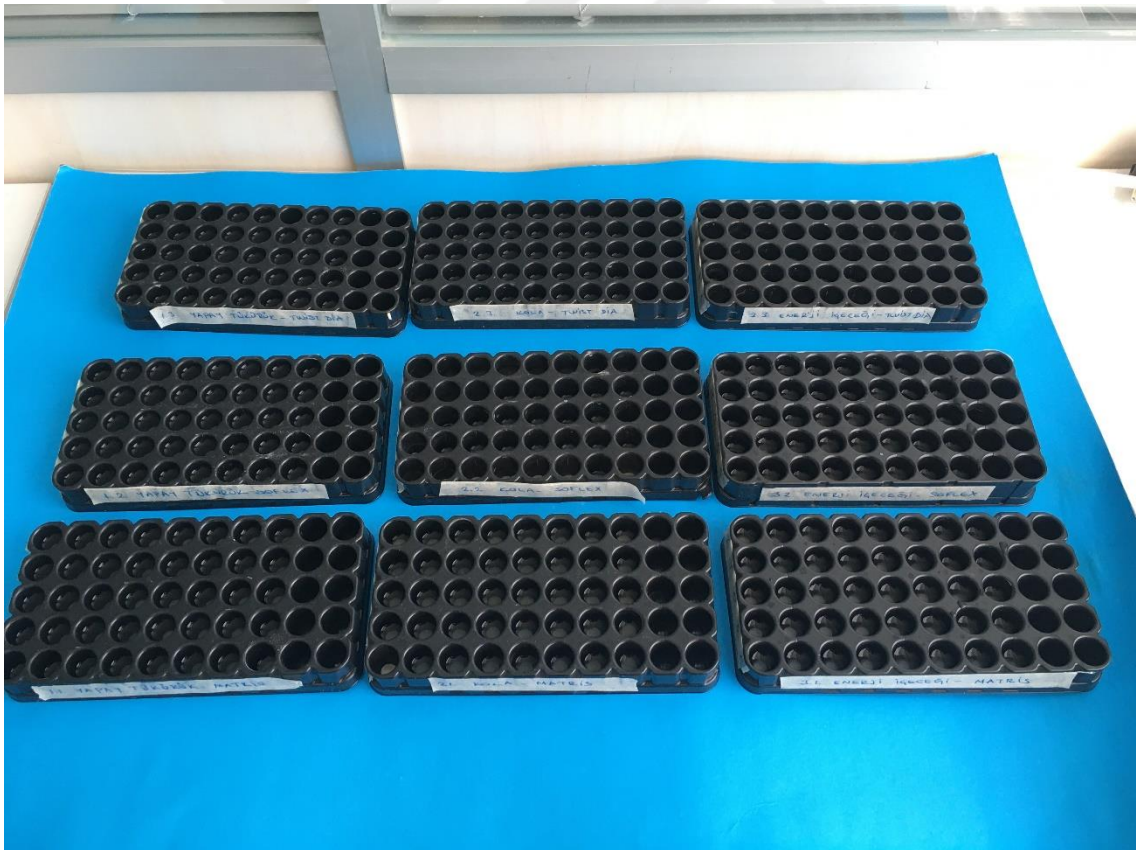
**Resim 3.14.** Yapay Tükürük

Asitli içecek olarak kullanılmak üzere kola (The Coca-Cola Company, Atlanta, ABD; pH 2.50) ve enerji içeceği (Red Bull GmbH, Am Brunnen, Avusturya; pH 3.54) 20 ml ölçüğünde hazırlandı (Resim 3.15). Örnekler kola, enerji içeceği ve yapay tükürük içerisinde üstleri kapalı olarak 7 gün oda sıcaklığında bekletildi (Resim 3.16). Solüsyonlar 24 saatte bir yenilendi. Her defasında solüsyonlardan çıkarılan örnekler akan su altında 30 sn yıkanıp kurutuldu.





**Resim 3.15.** Asitli içecekler



**Resim 3.16.** Örneklerin solüsyonlarda bekletilmesi

### 3.6. İstatistiksel Analiz

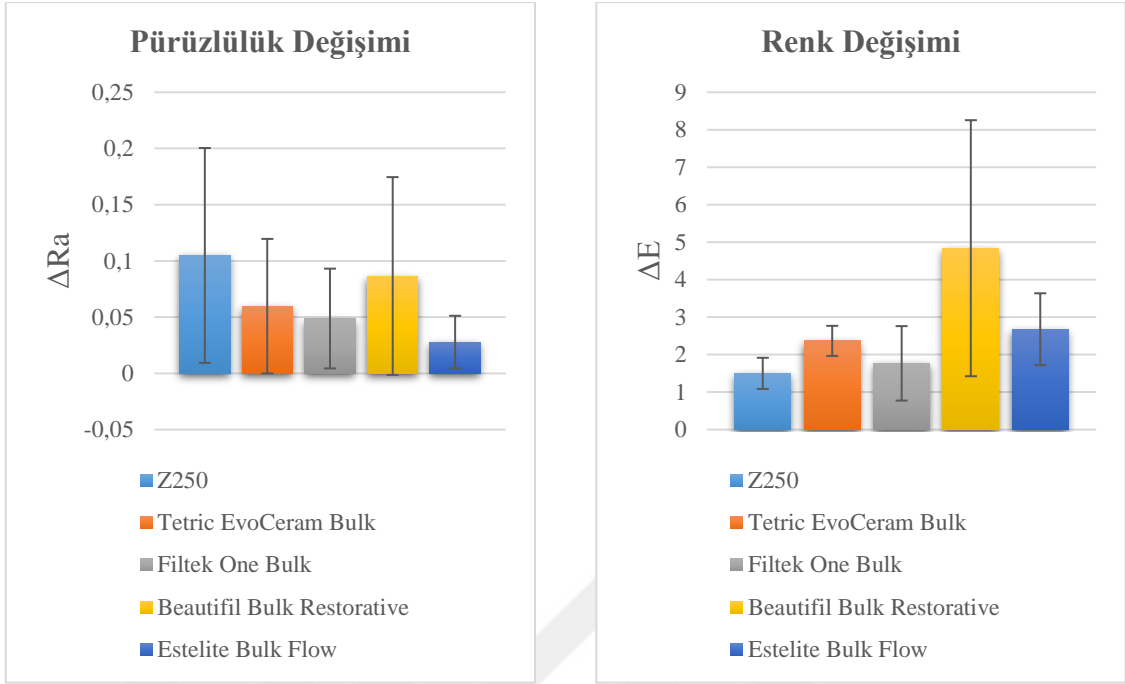
Farklı kompozit rezinlerin renk ve pürüzlük değişimine farklı polisaj yöntemleri ve farklı içeceklerin etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada, %80 güç ve %5 yanılma payı ve 0,30'luk etki büyüklüğü için her grupta 8 örnek olmak üzere toplamda 360 örnek ile çalışılmasına ihtiyaç duyuldu. İstatistiksel hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., NY, ABD). Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde verildi. Verilerin normal dağılıma uygun olduğunu belirlemek için Kolmogrov Smirnov testinden faydalanıldı. Nicel değişkenlerin gruplar arasındaki ortalamaları ç faktör için Üç Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile, ana grupların kendi içindeki kıyaslamaları ise Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile yapıldı ( $p<0.05$ ).

#### 4. BULGULAR

Bu çalışmada değerlendirilen kompozit rezinlerin, farklı solüsyonlarda bekletme sonrasında değişen oranlarda pürüzlülük ve renk değişimi gösterdiği görüldü. Değerlendirilen kompozitlerin hem renk değişimi hem de pürüzlülük değişimi açısından anlamlı farklılık gösterdiği belirlendi ( $p < 0.001$ ). En az pürüzlülük değişimi Estelite Bulk (0,028  $\mu\text{m}$ ) grubunda izlenirken en fazla Z250 (0,106  $\mu\text{m}$ ) grubunda izlendi. En fazla renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=4,837$ ) grubunda en az renk değişimi ise Z250 ( $\Delta E=1,502$ ) grubunda görüldü (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Kompozit materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü değişimi ve renk değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.

		N	Ortalama	SS	p değeri
<b>Pürüzlülük Değişimi</b>	Z250	72	0,1049 <sup>a</sup>	0,09552	<0,001
	Tetric EvoCeram	72	0,0598 <sup>b</sup>	0,06018	
	Filtek One Bulk	72	0,0488 <sup>b</sup>	0,04435	
	Beautifil Bulk	72	0,0866 <sup>ab</sup>	0,08793	
	Estelite Bulk	72	0,0279 <sup>c</sup>	0,02334	
<b>Renk Değişimi</b>	Z250	72	1,5013 <sup>a</sup>	0,41582	<0,001
	Tetric EvoCeram	72	2,3677 <sup>b</sup>	0,40127	
	Filtek One Bulk	72	1,7684 <sup>a</sup>	0,99352	
	Beautifil Bulk	72	4,8392 <sup>c</sup>	3,41541	
	Estelite Bulk	72	2,6790 <sup>b</sup>	0,95839	

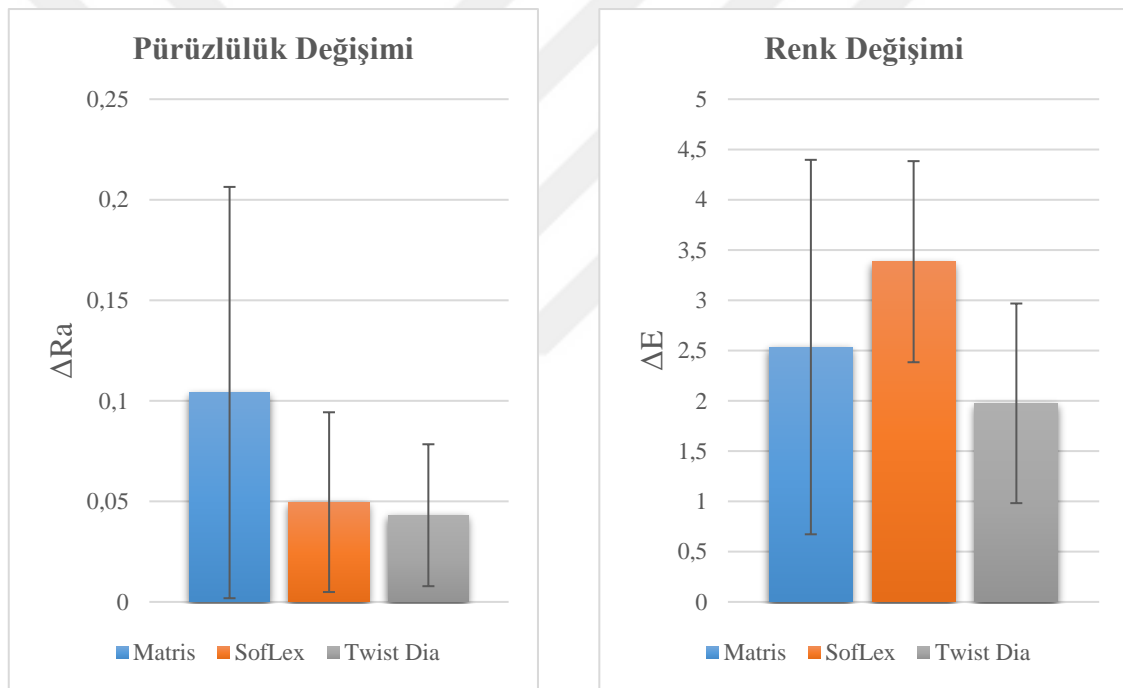


**Şekil 4.1.** Kompozit rezinlerin pürüzlülük ve renk değişim değerleri

İstatistiksel değerlendirme sonucunda, uygulanan polisaj yöntemlerinin pürüzlülük ve renk değişimi üzerinde anlamlı etkisinin olduğu belirlenmiştir ( $p < 0.001$ ). Asitli içeceklerde bekletme sonrasında en az pürüzlülük değişimi Twist Dia ( $0,043 \mu\text{m}$ ) grubunda izlenirken Sof-Lex ( $0,050 \mu\text{m}$ ) ve Matris ( $0,104 \mu\text{m}$ ) gruplarında daha fazla pürüzlülük değişimi belirlendi. En az renk değişimi Twist Dia ( $\Delta E = 1,973$ ) grubunda izlenirken sırasıyla Matris ( $\Delta E = 2,536$ ) ve Sof-Lex ( $\Delta E = 3,318$ ) gruplarında daha fazla renk değişimi görüldü (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Polisaj yöntemleri için yüzey pürüzlülüğü değişimi ve renk değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.

		N	Ortalama	SS	p değeri
<b>Pürüzlülük Değişimi</b>	Matris	120	0,1041 <sup>a</sup>	0,10228	<0,001
	Sof-Lex	120	0,0496 <sup>b</sup>	0,04470	
	Twist Dia	120	0,0431 <sup>b</sup>	0,03529	
<b>Renk Değişimi</b>	Matris	120	2,5346 <sup>a</sup>	1,86238	<0,001
	Sof-Lex	120	3,3838 <sup>b</sup>	2,65383	
	Twist Dia	120	1,9750 <sup>c</sup>	0,99286	



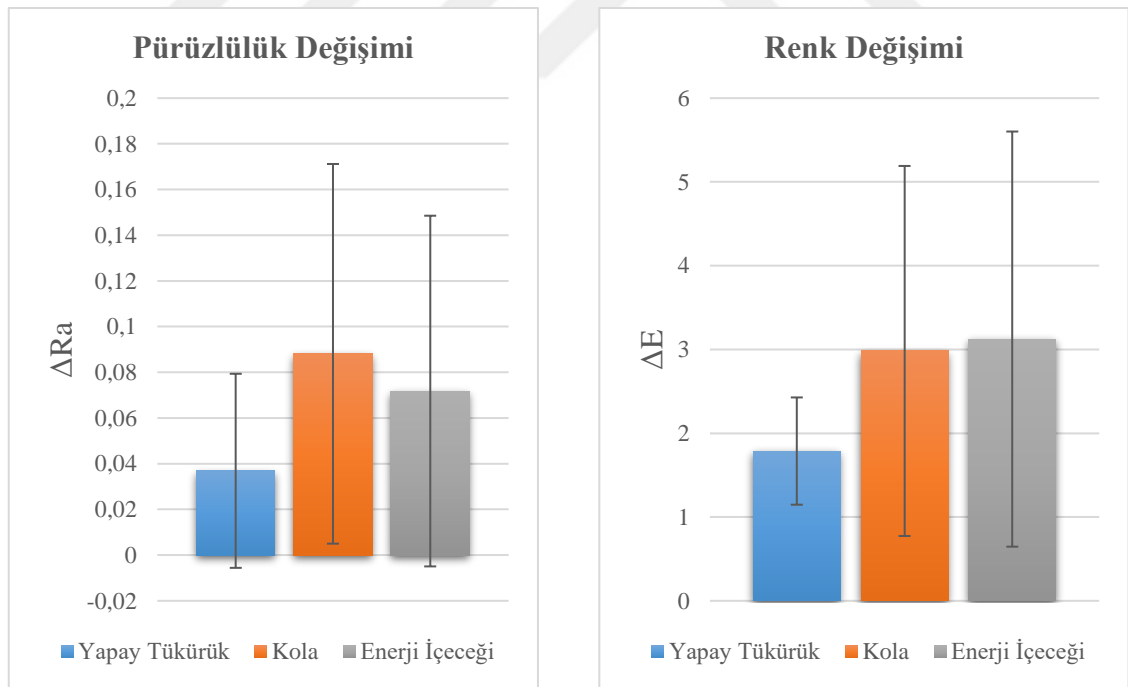
**Şekil 4.2.** Polisaj yöntemlerinin pürüzlülük ve renk değişim değerleri

Asitli içeceklerde bekletme sonrasında kullanılan solüsyonun pürüzlülük ve renk değişimi üzerinde etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ( $p < 0,001$ ). Pürüzlülük değişimi en fazla kola grubunda ( $0,089 \mu\text{m}$ ) izlenirken Enerji İçeceği ( $0,072$

$\mu\text{m}$ ) ve Yapay Tükürük (0,037  $\mu\text{m}$ ) gruplarında sırasıyla daha az görüldü. Solüsyonlara göre renk değişimleri değerlendirildiğinde ise en fazla Enerji İçeceği grubunda renklenme ( $\Delta E=3,124$ ) izlenirken Yapay Tükürük ( $\Delta E=1,788$ ) ve Kola ( $\Delta E=2,982$ ) gruplarında sırasıyla daha az görüldü (Tablo 4.3).

**Tablo 4.3.** Asitli içecekler için renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.

		N	Ortalama	SS	p değeri
<b>Pürüzlülük Değişimi</b>	Tükürük	120	0,0369 <sup>a</sup>	0,04247	<0,001
	Kola	120	0,0881 <sup>b</sup>	0,08308	
	Enerji İçeceği	120	0,0718 <sup>b</sup>	0,07674	
<b>Renk Değişimi</b>	Tükürük	120	1,7874 <sup>a</sup>	0,64016	<0,001
	Kola	120	2,9821 <sup>b</sup>	2,20842	
	Enerji İçeceği	120	3,1239 <sup>b</sup>	2,47747	



**Şekil 4.3.** Asitli içeceklerin pürüzlülük ve renk değişim değerleri.

#### 4.1. Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonucunda elde edilen  $\Delta Ra$  değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Simirnov testiyle değerlendirilmiş ve dağılımın normal olduğu görülmüştür.

İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre yüzey pürüzlülüğü üzerine dolgu maddeleri, polisaj yöntemleri, asitli içecekler, kompozit-polisaj etkileşimi ve polisaj-solüsyon etkileşiminin anlamlı etkisinin olduğu görülmüştür ( $p=0.00$ ). Kompozit-solüsyon ( $p=0.92$ ) ve kompozit-solüsyon-polisaj ( $p=0.124$ ) etkileşimlerinin anlamlı olmadığı belirlenmiştir (Tablo 4.4).

**Tablo 4.4.** Yüzey pürüzlülüğü sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
<b>Kompozit</b>	0,268	4	0,067	24,186	,000
<b>Polisaj</b>	0,270	2	0,135	48,648	,000
<b>Solüsyon</b>	0,164	2	0,082	29,530	,000
<b>Kompozit * Polisaj</b>	0,184	8	0,023	8,314	,000
<b>Kompozit * Solüsyon</b>	0,038	8	0,005	1,723	,092
<b>Polisaj * Solüsyon</b>	0,040	4	0,010	3,597	,007
<b>Kompozit * Polisaj * Solüsyon</b>	0,064	16	0,004	1,434	,124

a. R Kare = ,541 (Düzeltilmiş R Kare = ,476)

#### 4.1.1. Yapay Tükürük Grubu

Farklı yöntemlerle polisaj yapılan ve yapay tükürükte bekletilen kompozit grupları arasında yüzey pürüzlülüğü değişimleri (Ra), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.5.** Yapay tükürükte bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

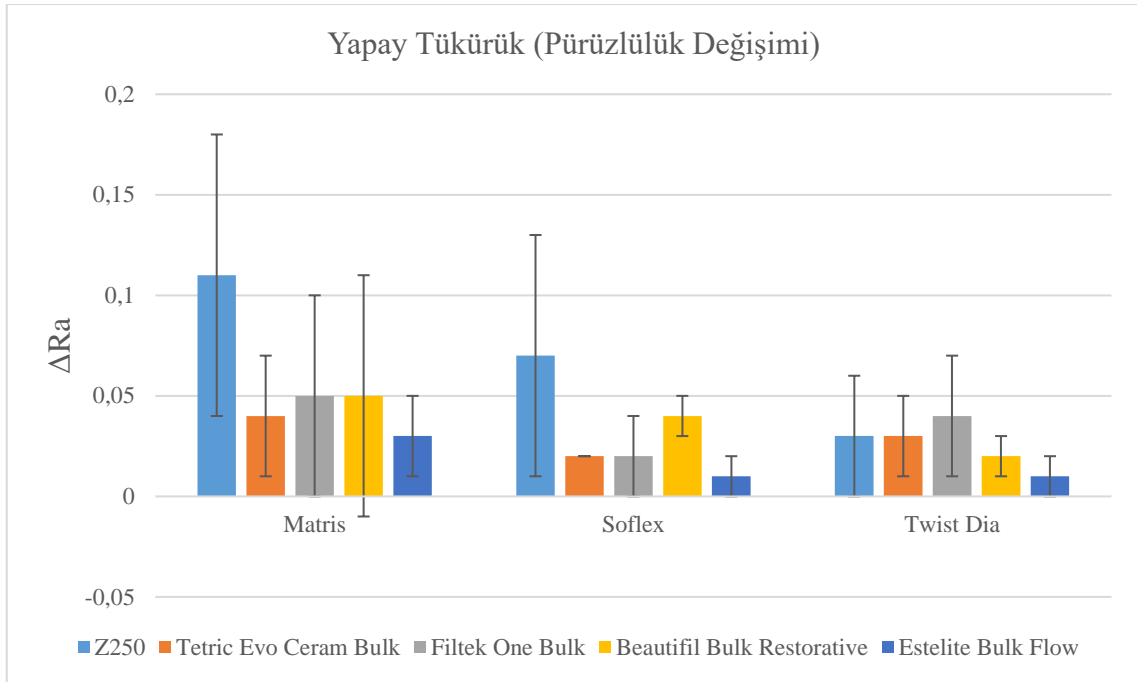
	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautiful Bulk	Estelite Bulk	p değeri	
<b>MATRİS</b>	0,11±0,07 <sup>(a,A)</sup>	0,04±0,03 <sup>(a)</sup>	0,05±0,05 <sup>(a)</sup>	0,05±0,06 <sup>(a)</sup>	0,03±0,02 <sup>(b,A)</sup>	0,026*	
<b>YAPAY TÜKÜRÜK</b>	<b>SOF- LEX</b>	0,07±0,06 <sup>(abc,AB)</sup>	0,02±0 <sup>(b)</sup>	0,02±0,02 <sup>(ab)</sup>	0,04±0,01 <sup>(c)</sup>	0,01±0,01 <sup>(ab,B)</sup>	0,001*
	<b>TWİST DİA</b>	0,03±0,03 <sup>(B)</sup>	0,03±0,02	0,04±0,03	0,02±0,01	0,01±0,01 <sup>(B)</sup>	0,088
<b>p değeri</b>	0,035*	0,084	0,218	0,164	0,015*		

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve yapay tükürükte bekletilmiş bulk fill kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250-Matris grubu (0,11 µm), en düşük pürüzlülük değişimi ise Estelite Bulk-Soflex (0,01 µm) ve Estelite Bulk-Twist Dia (0,01 µm) gruplarında bulundu (Şekil 4.4).





**Şekil 4.4.** Yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.

Kullanılan polisaj yöntemlerinin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250 (0,11  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Tetric Evo Ceram (0,04  $\mu\text{m}$ ), Filtek One Bulk (0,05  $\mu\text{m}$ ) ve Beautifil Bulk Restorative (0,05  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). Estelite Bulk grubunda ise en düşük pürüzlülük değeri belirlendi ( $p<0,05$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250 (0,07  $\mu\text{m}$ ) grubunda görülürken diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük pürüzlülük değişimi ise yine Estelite Bulk (0,01  $\mu\text{m}$ ) grubunda belirlendi.

Twist dia ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Filtek One Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubunda, en düşük pürüzlülük ise Estelite Bulk (0,01  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü. Gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.2. Kola Grubu

Farklı yöntemlerle polisaj yapılan ve kolada bekletilen kompozit grupları arasında yüzey pürüzlülüğü değişimleri (Ra), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.6’da gösterilmiştir.

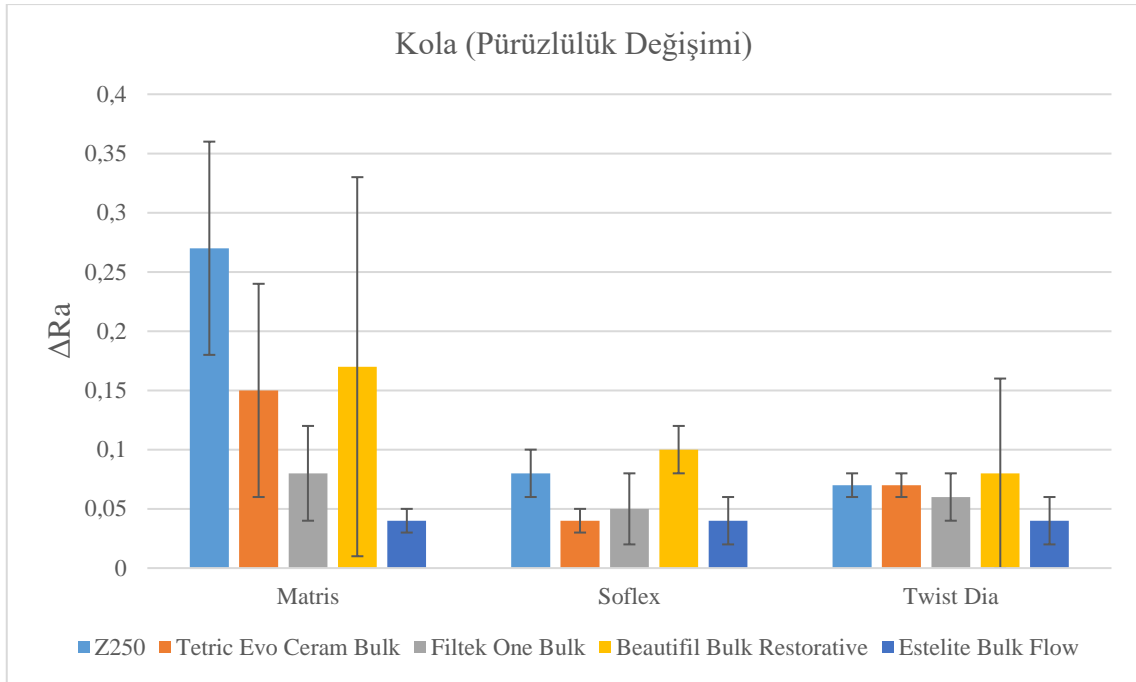
**Tablo 4.6.** Kolada bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautiful Bulk	Estelite Bulk	p değeri
<b>MATRİS</b>	0,27±0,09 <sup>(a,A)</sup>	0,15±0,09 <sup>(ab,A)</sup>	0,08±0,04 <sup>(b)</sup>	0,17±0,16 <sup>(ab)</sup>	0,04±0,01 <sup>(b)</sup>	<0,001*
<b>KOLA</b>						
<b>SOF- LEX</b>	0,08±0,02 <sup>(ac,B)</sup>	0,04±0,01 <sup>(b,B)</sup>	0,05±0,03 <sup>(ab)</sup>	0,1±0,02 <sup>(c)</sup>	0,04±0,02 <sup>(b)</sup>	<0,001*
<b>TWİST DİA</b>	0,07±0,01 <sup>(B)</sup>	0,07±0,01 <sup>(B)</sup>	0,06±0,02	0,08±0,08	0,04±0,02	0,257
<b>p değeri</b>	<0,001*	0,001*	0,079	0,243	0,721	

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve Kolada bekletilmiş bulk fill kompozitler arasında en yüksek Pürüzlülük değişimi Z250-Matris grubu (0,27  $\mu\text{m}$ ), en düşük Pürüzlülük değişimi ise Estelite Bulk kompozitin tüm alt gruplarında (0,04  $\mu\text{m}$ ) bulundu (Şekil 4.5).



**Şekil 4.5.** Kolada bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.

Kullanılan polisaj yöntemlerinin pürüzlülük değişimine etkisi değerlendirildiğinde Matris bandıyla bitirilen ve kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek Pürüzlülük değişimi Z250 (0,27  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Tetric Evo Ceram (0,15  $\mu\text{m}$ ) ve Beautifil Bulk (0,17  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük değer ise Estelite Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Filtek One Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$   $\mu\text{m}$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Beautifil Bulk (0,1  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir ve bu grup ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). En düşük değer ise Estelite Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) ve Tetric Evo Ceram (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

Twist dia ile polisaj yapıp kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Beautifil Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir. En düşük değer ise Estelite Bulk (0,01  $\mu\text{m}$ ) grubuna aittir ancak bu değer diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.3. Enerji İçeceği Grubu

Enerji içeceğinde bekletilen ve farklı yöntemlerle polisaj yapılan kompozit grupları arasında yüzey pürüzlülüğü değişimleri (Ra), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

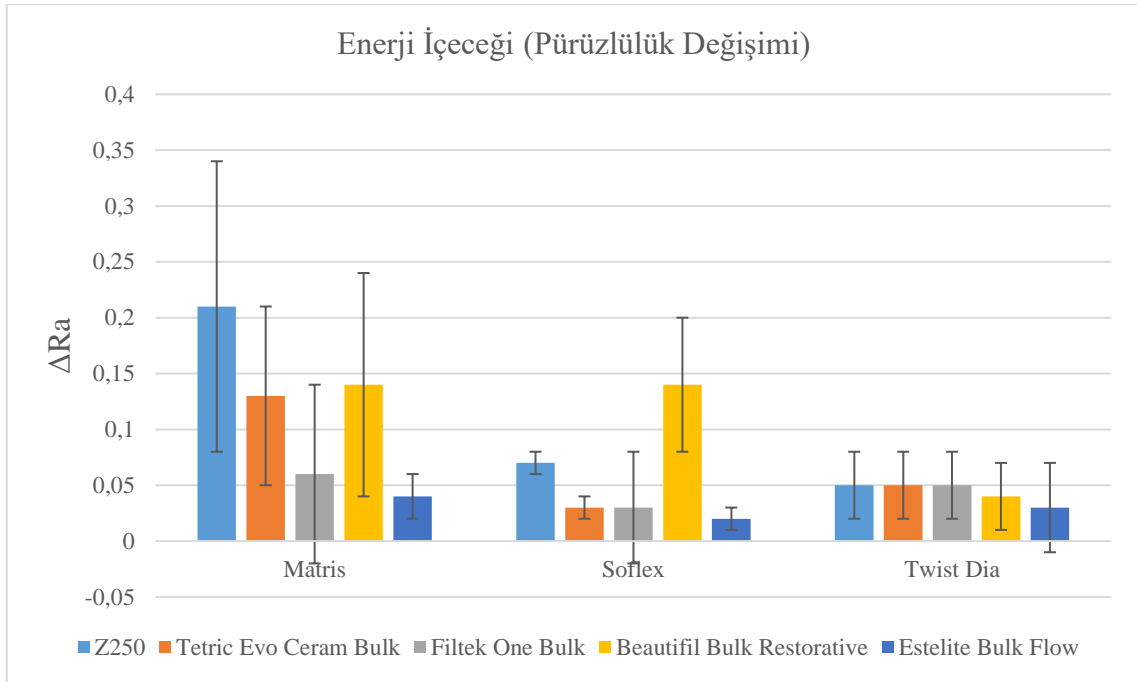
**Tablo 4.7** Enerji içeceğinde bekletilen Restoratif materyal grupları için yüzey pürüzlülüğü ortalamaları (Ra), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautifil Bulk	Estelite Bulk	p değeri
<b>MATRİS</b>	0,21±0,13 <sup>(a,A)</sup>	0,13±0,08 <sup>(abc,A)</sup>	0,06±0,08 <sup>(bc)</sup>	0,14±0,1 <sup>(ab,A)</sup>	0,04±0,02 <sup>(c)</sup>	0,005*
<b>ENERJİ İÇECEĞİ</b>						
<b>SOF-LEX</b>	0,07±0,01 <sup>(ac,B)</sup>	0,03±0,01 <sup>(b,B)</sup>	0,03±0,05 <sup>(ab)</sup>	0,14±0,06 <sup>(c,A)</sup>	0,02±0,01 <sup>(b)</sup>	<0,001*
<b>TWİST DİA</b>	0,05±0,03 <sup>(B)</sup>	0,05±0,03 <sup>(AB)</sup>	0,05±0,03	0,04±0,03 <sup>(B)</sup>	0,03±0,04	0,645
<b>p değeri</b>	0,001*	0,002*	0,520	0,014*	0,460	

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve enerji içeceğinde bekletilmiş bulk fill kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250 - Matris grubu (0,21  $\mu\text{m}$ ), en düşük pürüzlülük değişimi ise Estelite Bulk – Soflex (0,02  $\mu\text{m}$ ) grubunda bulunmuştur (Şekil 4.6).



**Şekil 4.6.** Enerji içeceğinde bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre pürüzlülük değişim değerleri.

Kullanılan polisaj yöntemleri değerlendirildiğinde, matris bandıyla bitirilen ve enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250 (0,21  $\mu\text{m}$ ) grubunda izlendi ve bu grup ile Tetric Evo Ceram (0,13  $\mu\text{m}$ ) ve Beautifil Bulk (0,14  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). En düşük pürüzlülük değişimi ise Estelite Bulk (0,04  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Filtek One Bulk (0,06  $\mu\text{m}$ ) grubu karşılaştırmasında fark izlenmezken ( $p>0.05$ ) diğer gruplarla yapılan karşılaştırmaların anlamlı olduğu belirlendi ( $p<0.05$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Beautifil Bulk (0,14  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Z250 (0,07  $\mu\text{m}$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük pürüzlülük

değişimi ise Estelite Bulk (0,02  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Tetric Evo Ceram (0,03  $\mu\text{m}$ ) ve Filtek One Bulk (0,03  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Twist dia ile polisaj yapıp enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek pürüzlülük değişimi Z250 (0,05  $\mu\text{m}$ ), Tetric Evo Ceram (0,05  $\mu\text{m}$ ), Filtek One Bulk (0,05  $\mu\text{m}$ ) gruplarında izlendi. En düşük pürüzlülük değişimi ise Estelite Bulk (0,03  $\mu\text{m}$ ) grubunda görüldü. Ancak bu gruplar ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak farklı bulunmadı ( $p>0,05$ ).

#### **4.2. Grupların Renk Değişimi Açısından Değerlendirilmesi**

Renk değişimi ölçüm sonucunda elde edilen  $\Delta\text{Ra}$  değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Simirnov testiyle değerlendirilmiş ve dağılımın normal olduğu görülmüştür.

İstatistiksel değerlendirme sonucunda, kompozit rezinler, polisaj yöntemleri ve bekletme solüsyonlarının renk değişimi üzerinde hem ayrı ayrı hem de birlikte etkileşimlerinin önemli etkisi olduğu görüldü ( $p=0.001$ ) (Tablo 4.8).

**Tablo 4.8.** Yüzey pürüzlülüğü sonuçları açısından gruplar arası üç yönlü varyans analizi sonuçları.

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
<b>Kompozit</b>	501,678	4	125,419	276,449	,000
<b>Polisaj</b>	120,751	2	60,376	133,079	,000
<b>Solüsyon</b>	129,355	2	64,677	142,561	,000
<b>Kompozit * Polisaj</b>	122,596	8	15,324	33,778	,000
<b>Kompozit * Solüsyon</b>	266,622	8	33,328	73,461	,000
<b>Polisaj * Solüsyon</b>	68,907	4	17,227	37,971	,000
<b>Kompozit * Polisaj * Solüsyon</b>	136,082	16	8,505	18,747	,000

a. R Kare = ,904 (Düzeltilmiş R Kare = ,891)

#### 4.2.1. Yapay Tükürük Grubu

Farklı yöntemlerle polisaj yapılan ve yapay tükürükte bekletilen kompozit grupları arasında renk değişimleri ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.9'da gösterilmiştir.

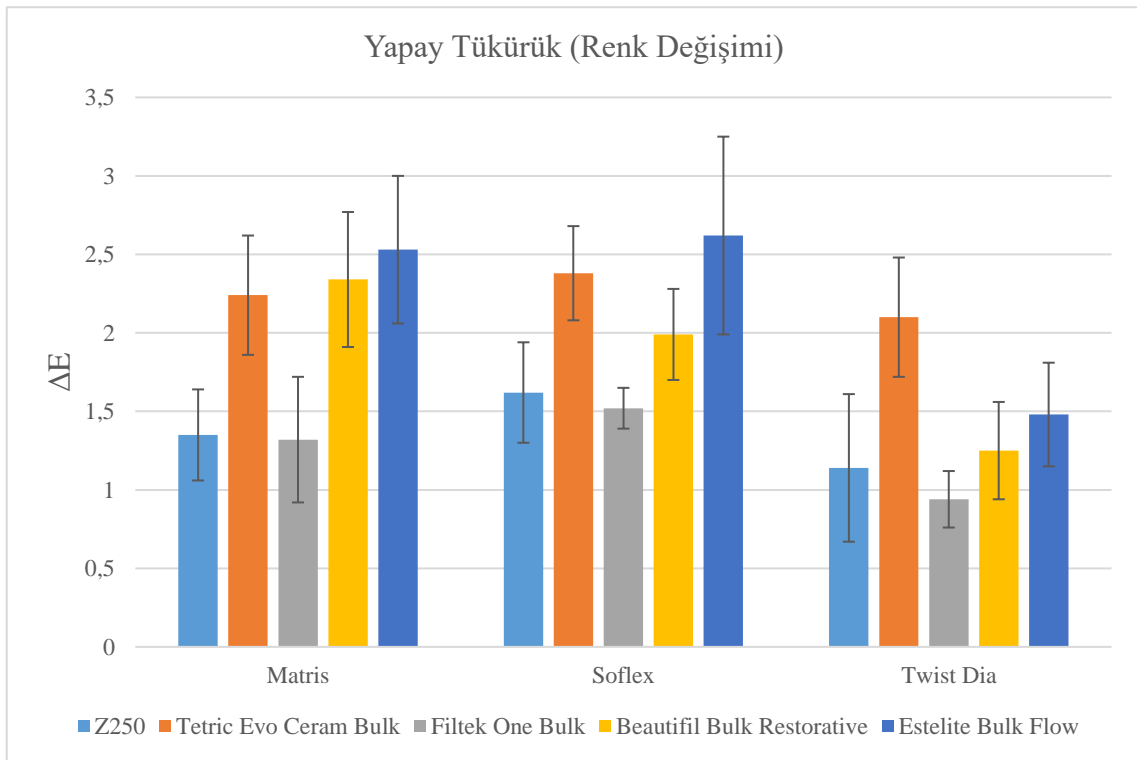
**Tablo 4.9.** Yapay tükürükte bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautifil Bulk	Estelite Bulk	P değeri
<b>MATRİS</b>	1,35±0,29(a)	2,24±0,38(b)	1,32±0,4(a,A)	2,34±0,43(b,A)	2,53±0,47(b,A)	<0,001*
<b>TÜKÜRÜK</b>						
<b>SOFL-LEX</b>	1,62±0,32(ac)	2,38±0,3(b)	1,52±0,13(c,A)	1,99±0,29(ab,A)	2,62±0,63(b,A)	<0,001*
<b>TWİST DİA</b>	1,14±0,47(ac)	2,1±0,38(b)	0,94±0,18(c,B)	1,25±0,31(ac,B)	1,48±0,33(a,B)	<0,001*
<b>p değeri</b>	0,056	0,316	0,001*	<0,001*	<0,001*	

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve yapay tükürükte bekletilmiş bulk fill kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Estelite Bulk - Soflex grubu ( $\Delta E=2,62$ ), en düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk-Twist Dia ( $\Delta E=0,94$ ) grubunda görüldü (Şekil 4.7).



**Şekil 4.7.** Yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.

Kullanılan polisaj yöntemlerinin renk değişimine etkisi değerlendirildiğinde Matris bandıyla bitirilen ve yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Estelite Bulk ( $\Delta E=2,53$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Tetric Evo Ceram



( $\Delta E=2,24$ ) ve Beautifil Bulk ( $\Delta E=2,34$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,32$ ) grubunda izlenirken bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,35$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p<0,05$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Estelite Bulk ( $\Delta E=2,62$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Tetric Evo Ceram ( $\Delta E=2,38$ ) ve Beautifil Bulk ( $\Delta E=1,99$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,52$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,62$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p<0,05$ ).

Twist dia ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Tetric Evo Ceram ( $\Delta E=2,1$ ) grubuna aittir. En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=0,94$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,14$ ) ve Beautifil Bulk ( $\Delta E=1,25$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

#### **4.2.2. Kola Grubu**

Kolada bekletilen ve farklı yöntemlerle polisaj yapılan kompozit grupları arasında renk değişimleri ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

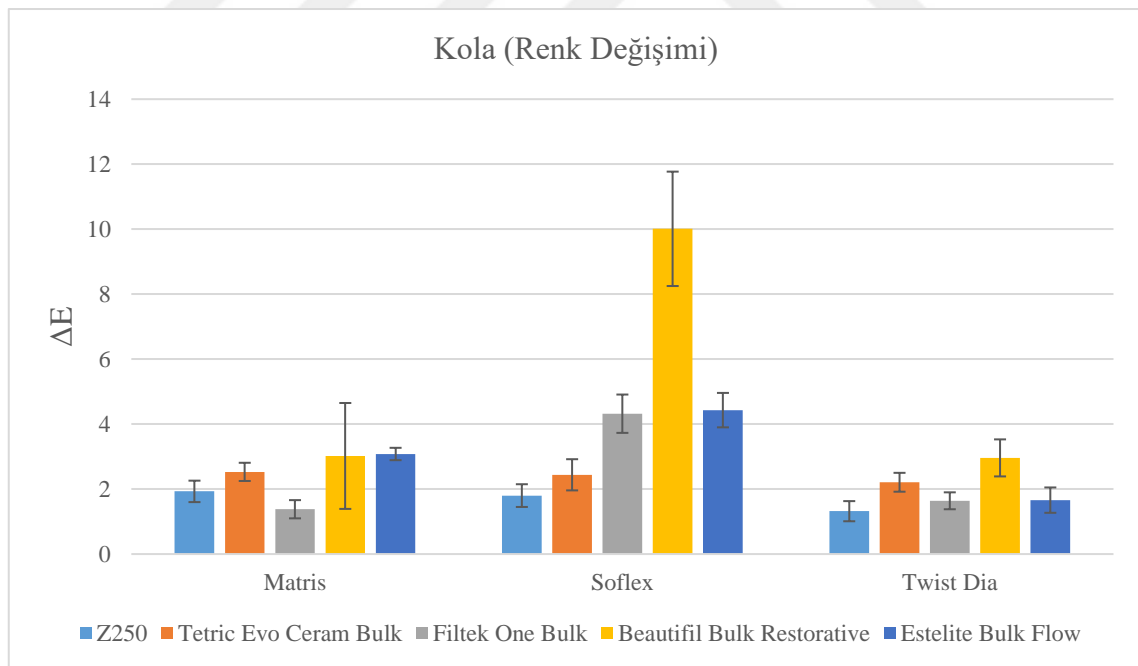
**Tablo 4.10.** Kolada bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautiful Bulk	Estelite Bulk	P değeri
<b>MATRİS</b>	1,93±0,33(a,A)	2,53±0,28(c)	1,38±0,28(d,A)	3,02±1,63(bcd,A)	3,08±0,19(b,A)	<0,001*
<b>KOLA</b>						
<b>SOF-LEX</b>	1,8±0,35(a,A)	2,44±0,48(a)	4,32±0,59(bd,B)	10,01±1,76(c,B)	4,43±0,53(d,B)	<0,001*
<b>TWİST DİA</b>	1,32±0,31(a,B)	2,21±0,29(b)	1,64±0,26(a,A)	2,96±0,57(cb,A)	1,66±0,39(ab,C)	<0,001*
<b>p değeri</b>	0,004*	0,233	0,001*	<0,001*	<0,001*	

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Kolada bekletilmiş ve farklı polisaj yöntemleri uygulanmış bulk fill kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautiful Bulk - Soflex grubu ( $\Delta E=10,01$ ), en düşük renk değişimi ise Z250-Twist Dia ( $\Delta E=1,32$ ) grubunda bulunmuştur (Şekil 4.8).



**Şekil 4.8.** Kolada bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.

Kullanılan polisaj yöntemlerinin renk değişimine etkisi değerlendirildiğinde, matris bandıyla bitirilen ve kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Estelite Bulk ( $\Delta E=3,08$ ) grubunda izlenirken bu grup ile Beautifil Bulk ( $\Delta E=3,02$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,38$ ) grubuna aittir ve bu grup ile Beautifil Bulk ( $\Delta E=3,02$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=10,01$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile diğer gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu belirlendi ( $p<0,05$ ). En düşük renk değişimi Z250 ( $\Delta E=1,8$ ) grubunda izlenirken bu grup ile Tetric Evo Ceram ( $\Delta E=2,44$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p<0,05$ ).

Twist dia ile polisaj yapıp kolada bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=2,96$ ) grubunda görüldü. En düşük renk değişimi ise Z250 ( $\Delta E=1,32$ ) grubunda izledi ve bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,14$ ) ve Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,64$ ) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

#### **4.2.3. Enerji İçeceği Grubu**

Enerji içeceğinde bekletilen ve farklı yöntemlerle polisaj yapılan kompozit grupları arasında renk değişimleri ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

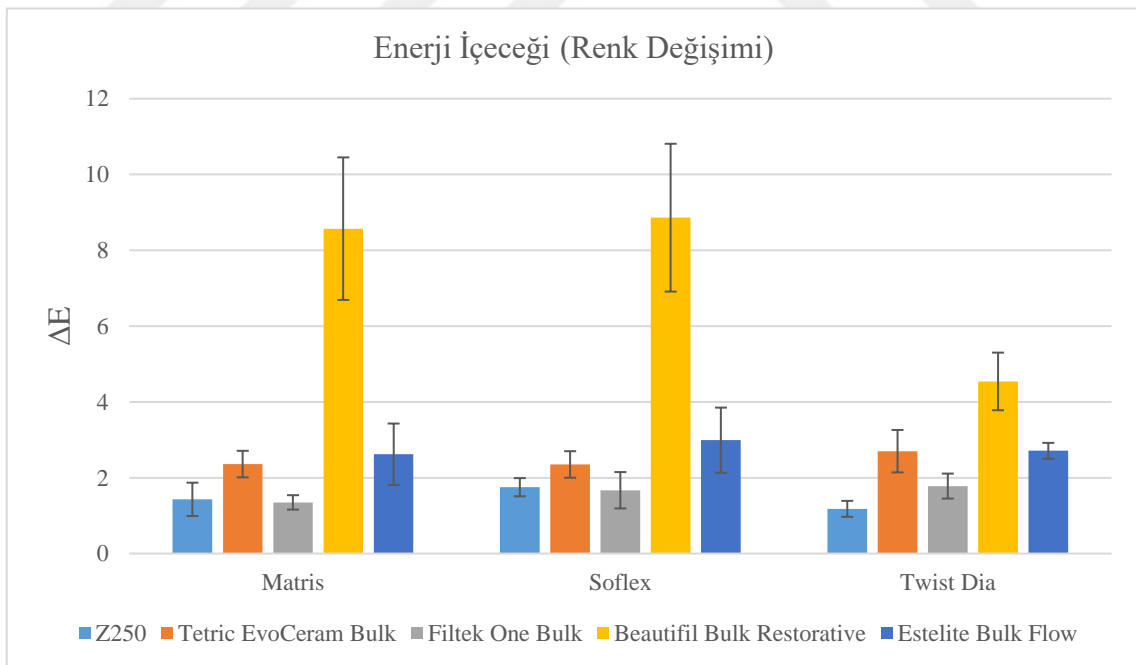
**Tablo 4.11.** Enerji içeceğinde bekletilen kompozit grupları için renk değişimi ( $\Delta E^*$ ), standart sapmaları (SS) ve Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	Z250	Tetric EvoCeram	Filtek One Bulk	Beautiful Bulk	Estelite Bulk	P değeri	
MATRİS	1,43±0,44(a,AB)	2,36±0,35(b)	1,35±0,19(a)	8,57±1,88(c,A)	2,62±0,81(bd)	<0,001*	
ENERJİ İÇECEĞİ	SOF-LEX	1,75±0,24(a,B)	2,35±0,35(b)	1,67±0,48(ab)	8,86±1,95(c,A)	2,99±0,86(b)	<0,001*
	TWİST DİA	1,18±0,21(a,A)	2,7±0,56(b)	1,78±0,33(c)	4,54±0,76(d,B)	2,71±0,21(b)	<0,001*
p değeri	0,006*	0,204	0,063	<0,001*	0,542		

\*Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

\*Küçük harf indisleri satırlar arası; büyük harf indisleri sütunlar arası farkları göstermektedir.

Farklı polisaj yöntemleri uygulanmış ve enerji içeceğinde bekletilmiş bulk fill kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautiful Bulk - Soflex grubu ( $\Delta E=8,86$ ), en düşük renk değişimi ise Z250-Twist Dia ( $\Delta E=0,94$ ) grubunda bulunmuştur (Şekil 4.9)



**Şekil 4.9.** Enerji içeceğinde bekletilen kompozitlerin polisaj yöntemlerine göre renk değişim değerleri.

Polisaj yöntemlerinin renk değişimi üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde matris bandıyla bitirilen ve enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=8,57$ ) grubunda izlenirken bu grup ile diğer grupların karşılaştırmasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi ( $p<0,05$ ). En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,35$ ) grubunda görüldü ve bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,43$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Sof-Lex ile polisaj yapıp enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=8,86$ ) grubunda görül düve bu grup ile diğer grupların karşılaştırmasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ( $p<0,05$ ). En düşük renk değişimi ise Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,67$ ) grubunda izlendi ve bu grup ile Z250 ( $\Delta E=1,75$ ) grubu arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

Twist dia ile polisaj yapıp enerji içeceğinde bekletilen kompozitler arasında en yüksek renk değişimi Beautifil Bulk ( $\Delta E=4,54$ ) grubunda izlendi. En düşük renk değişiminin ise Z250 ( $\Delta E=1,18$ ) grubunda olduğu görüldü ve bu grup ile diğer grupların karşılaştırmasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi ( $p<0,05$ ).

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde restoratif diş tedavisi alanında kullanılan farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip birçok restoratif materyal seçeneği mevcuttur. Klinik diş hekimliğinde restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri restorasyonların başarısında önemli bir etkiye sahiptir. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renklenmesi, kullanılan materyalin özelliklerine göre oldukça değişiklik gösterebilen ve restorasyonların uzun dönem başarısında önemli olan parametrelerdir (Kramer ve ark., 2007; Sbordone ve Bortolaia, 2003).

Bulk fill kompozitler kendi aralarında rezin matriks bileşimi, doldurucu tipi ve yüzdesi, reaksiyon başlatıcılar bakımından farklılıklar göstermektedir. Bulk fill kompozitlerin bir kısmı yüksek doldurucu içeriğine sahip ve viskoz bir yapıya sahip iken bir kısmı ise akışkan kıvamda bulunmaktadır. Sonuç olarak, farklı firmalar tarafından üretilen bu malzemelerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin farklılıklar göstermesi beklenmektedir (Nascimento ve ark., 2018; Salehi ve ark., 2015). Bununla birlikte, bildiğimiz kadarıyla, bu çalışmada kullanılan bulk fill kompozitler, bir dental materyalin klinik ömrü üzerinde önemli bir etkiye sahip olan pürüzlülük ve renklenme gibi yüzey özellikleri ve bunları etkileyen polisaj yöntemi ve renklendirici içeceklerin etkisi açısından henüz değerlendirilmemiştir.

Bu çalışmada bulk fill kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülük ve renk değişimlerinin belirlenmesi amacıyla; güncel olarak kullanılan üzerine ek bir tabaka geleneksel kompozit rezinle kaplama gerektirmeyen 3 farklı yüksek viskoziteli (TEC, FOB, BBR) ve kaplama gerektirmeyen düşük viskoziteli (EBF) bulk fill kompozit rezin

kullanılmıştır. Kontrol grubu olarak yaygın kullanılan geleneksel mikrohibrit tipte kompozit seçilmiştir.

Hekimler ve hastalar tarafından estetik beklentinin artması ile üretici firmalar kompozit rezinleri daha doğal bir görünüm elde edebilmek adına geniş renk aralığında üretmeye başlamışlardır. Ancak çalışmalar rezin bazlı kompozitlerin renginin ve translüsentliğinin ışığın penetrasyonunu dolayısıyla polimerizasyon dönüşüm derecesini etkilediğini ve rengin koyulaşmasıyla polimerizasyon derecesinin azaldığını ortaya koymuşlardır (Briso ve ark., 2006; Koupis ve ark., 2004; Shortall ve ark., 1995). Bu nedenle bu çalışmada kompozit rezinlerin renkleri arasında standart oluşturmak amacıyla Filtek Z250, Filtek One Bulk ve Estelite Bulk Flowable kompozit rezinlerinin A2 rengi, Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit rezininin bu renge en yakın olan IVA (A2-A3) rengi ve sadece Universal ve A rengi bulunan, translüsent bir materyal olan Beautifil Bulk Restorative kompozit rezininin ise A rengi çalışmaya dahil edilmiştir.

Restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğü ve renklenmesi bir restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir (Shimane ve ark., 2010). Yüzey pürüzlülüğü plak retansiyonu ve tekrarlayan çürüklere sebep olabilir (Bollen ve ark., 1997). Renk uyumu ve uzun ömürlü bir renk stabilitesi ise estetik restorasyonların başarısında önemli rol oynar (Barakah ve Taher, 2014). Bu faktörlerden sorumlu olan bitim ve polisaj işlemleri, restorasyona iyi bir estetik görünüm ve yüzey parlaklığı kazandırır ve retansiyon oluşturan alanlar ortadan kaldırır (Aytaç ve ark., 2016; Reis ve ark., 2003; Türkün ve Türkün, 2004b).

Restoratif materyallerde en düzgün yüzeylerin matris bandı altında olduğu gösterilmiştir (Yap ve ark., 1997). Ancak matris bandı altında oluşan yüzeyler rezinden

zengin ve zayıf mekanik özelliklere sahip, kaldırılması gereken bir tabakadır (Ergücü ve ark., 2008; Ryba ve ark., 2002). Ayrıca, doğru anatomik kontur matris bandı ile nadiren oluşturulabilir (Yap ve ark., 1998). Bu yüzden bitim ve polisaj işlemleri klinikte yapılması zorunlu işlemlerdir (Roeder ve Powers, 2004). Farklı bitim ve polisaj işlemlerinin restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü ve renklenmelerini etkilediği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (Barakah ve Taher, 2014; Reis ve ark., 2003; Yıldız ve ark., 2015). Bu sebeplerle bu tez çalışmasında, Sof-Lex çok aşamalı bitim ve polisaj diskleri ve iki aşamalı Twist Dia polisaj sisteminin söz konusu güncel restoratif materyallerin yüzey pürüzlülükleri ve renk değişimleri üzerindeki etkileri şeffaf bant ile bitimi yapılan örneklerle kıyaslanmıştır. Farklı büyüklükte alüminyum oksit aşındırıcı grenlere sahip disklerden oluşan Sof-Lex polisaj sisteminin çeşitli restoratif materyaller üzerindeki etkinlikleri çalışmalarla gösterilmiştir (Pedrini ve ark., 2003; Tate ve Powers, 1996). Elmas grenli kauçuk yapıdan oluşan Twist Dia polisaj lastiği klinikte zaman kazandıran ve başarılı sonuçlar elde edilen iki aşamalı bir sistemdir (Yap ve ark., 2004).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirmesinde mekanik ve lazer profilometresi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Cazzaniga ve ark., 2015). Bu çalışmada yaygın olarak kullanılan ve basit bir yöntem olan mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü uluslararası pürüzlülük parametresi olan ve  $\mu\text{m}$  cinsinden değer veren 'Ra' parametresiyle kaydedildi (Gadelmawla ve ark., 2002). (Erdemir, Sancakli, ve ark., 2012; Tjan ve Chan, 1989).

Değerlendirilen restoratif materyalin tipi ve fiziksel özelliklerinin, kullanılan bitim ve polisaj sisteminin, aşındırıcı partiküllerin boyutu, miktarı ve şeklinin, restoratif



materyal ve aşındırıcı sistem arasındaki sertlik farkının materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi bulunmaktadır. Ayrıca bu faktörlerle birlikte kullanılan bitim ve polisaj sisteminin uygulanma hızının ve işlem sırasında uygulanan basıncın da yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğu bilinmektedir (Ölmez ve Kisbet, 2012). Bu çalışmada bu faktörler göz önüne alınarak belirli süreler ve sabit bir basınç altında tek bir operatör tarafından dikkatli bir şekilde örneklerin yüzey polisajı uygulandı.

Asitli içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki pürüzlendirici ve renklendirici etkisi birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Ajaj, 2015; Bölükbaşı ve ark.; Hamouda, 2011; Han ve ark., 2008; Shalan, 2016; Wongkhantee ve ark., 2006a). Bu çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü solüsyon tipine ve restoratif materyal çeşidine göre farklı oranlarda artırdığı tespit edilmiştir. Çünkü toplum tarafından tam olarak bilinmeyen, diş yüzeyinde önemli bir harabiyetle sonuçlanan dental erozyonun; enerji içecekleri ve kolalı içecekler gibi asidik potansiyele sahip yiyecek ve içeceklerle olan ilişkisi, birçok çalışmada belirtilmiştir (Attin ve ark., 2005; Barbosa ve ark., 2011; Devlin ve ark., 2006; Grippo ve ark., 2004; Hamouda, 2011). Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, yeme içme esnasında dişler temizleninceye kadar aralıklı olarak gıda ve içeceklerdeki kimyasal ajanlara maruz kalmaktadır (Rios ve ark., 2008). Genel olarak düşük pH 'ya sahip içeceklerin daha büyük eroziv etkiye sahip olduğu bilinmektedir (Wongkhantee ve ark., 2006b; Yap ve ark., 2000). Bu nedenle bu çalışmada, farklı pH değerlerine sahip kola ve enerji içeceği kullanılmıştır.

Yapılan bazı in vitro çalışmalarda kontrol grubu olarak doğal tükürük bazılarında ise yapay tükürük kullanılmıştır (Aykent ve ark., 2010; Cazzaniga ve ark., 2017; Hahnel ve ark., 2017; Ionescu ve ark., 2012). Yapay tükürüğün, doğal tükürükte bulunan kişiye

özel farklılıkları ortadan kaldırarak örneklerin yüzeylerinde standardizasyonu sağladığı belirtilmiştir. Bununla birlikte yapılan bir çalışmada, yapay tükürüğün, doğal tükürüğün tüm özelliklerini sergilemesinin mümkün olmadığını ancak en yakın sonuçları verdiği belirtilmiştir (Gal ve ark., 2001; Kinani ve ark., 2008). Bu nedenle, bu çalışmada kontrol grubu olarak yapay tükürük kullanıldı.

Asidik içecek ve yiyeceklerin restoratif materyaller üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda, farklı bekletme süreleri uygulandığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda 1 saatten başlayarak 15 güne kadar örnekler solüsyonlara tabi tutulurken bazı çalışmalarda ise 3 aydan başlayarak 1 yıla kadar değişen zaman dilimlerinde bekletme süreleri uygulanmıştır (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Coğulu ve ark., 2008; Fleming ve Zala, 2003; Garcia-Godoy ve Garcia-Godoy, 2002; Tate ve Powers, 1996; Wan ve ark., 1999). Renklendirici ve pürüzlendirici özelliği olan asitli içeceklerle yapılan bazı çalışmalarda bekletme süresi olarak 7 gün seçilmiştir (Tian ve ark., 2012; Türkün ve Türkün, 2004a). Araştırmacılar 24 saatlik solüsyonda bekleme süresinin 1 yılda günde 4 dakikalık çalkalamaya eşit olacağını belirterek 7 günlük sürenin 7 yıla yani restorasyon takibi için uzun bir süreye denk geleceğini bildirmişlerdir (El-Badrawy ve ark., 1993). Bu çalışmada da, restoratif materyaller (Z250, TEC, FOB, BBR, EBF) uzun süreli klinik koşulların taklit edilebilmesi amacıyla farklı pH değerlerine sahip asidik içeceklerde, 7 gün bekletilmiştir. Bu süreçte her 24 saatte bir solüsyonlar yenilenmiş ve örnekler akan su altında yıkanmıştır.

Bu çalışmanın bulguları açısından bakıldığında 1. Sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çünkü değerlendirilen kompozit rezinler arasında, farklı sistemler ile polisaj uygulaması ve solüsyonlarda bekletme sonrasında yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından anlamlı

farklılık bulundu. Z250 ( $0,104 \pm 0,095 \mu\text{m}$ ) ve Beautifil Bulk Restorative ( $0,086 \pm 0,087 \mu\text{m}$ ) gruplarındaki pürüzlülük değerleri anlamlı derecede yüksek iken Estelite Bulk Fill ( $0,027 \pm 0,023 \mu\text{m}$ ) grubundaki pürüzlülük değeri diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük bulundu ( $p > 0,05$ ).

Uygulanan polisaj yöntemleri arasında, solüsyonlarda bekletme sonrasında kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur olarak kurulan 2. sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çünkü Twist Dia ( $0,043 \pm 0,035 \mu\text{m}$ ) ve Soflex ( $0,049 \pm 0,044 \mu\text{m}$ ) gruplarının pürüzlülük değerleri kontrol grubun olan matris bandından ( $0,104 \pm 0,102 \mu\text{m}$ ) anlamlı derecede düşük bulursa da kendi aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p < 0,05$ ).

Bekletme solüsyonları arasında kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından farklılık yoktur şeklinde kurulan 3. Sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çünkü kola ( $0,088 \pm 0,083 \mu\text{m}$ ) ve enerji içeceği ( $0,071 \pm 0,076 \mu\text{m}$ ) gruplarının pürüzlülük değerleri kontrol grubu olan yapay tükürükten ( $0,036 \pm 0,042 \mu\text{m}$ ) anlamlı derecede yüksek bulursa da kendi aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p < 0,05$ ).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde eşik değer konusunda henüz bir fikir birliğine varılamamasına rağmen; bazı araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü  $0,2 \mu\text{m}$ 'den az olan rezin kompozit restorasyonların oral dokular ile uyumluluk açısından kabul edilebilir olduğunu,  $0,2 \mu\text{m}$ 'den fazla yüzey pürüzlülüğünün ise plak birikimine ve bunun sonucunda çürük başlangıcı ve periodontal hastalığa neden olabileceğini belirtmişlerdir (Bollen ve ark., 1997). Bunun yanısıra,  $0,5 \mu\text{m}$ 'nin üzerindeki Ra değerlerini hastanın dil ucuyla fark edebileceği yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (Jones ve ark., 2004). Estetik görünüm açısından değerlendirildiğinde ise ortalama yüzey pürüzlülüğü  $1 \mu\text{m}$ 'den az olan

restorasyonlar optik olarak pürüzsüz olma eğilimindedir (Chung, 1994). Bizim çalışmamızda ise başlangıç pürüzlülük değerleri değerlendirildiğinde; en yüksek Ra değeri Beautifil Bulk Restorative (BBR) grubunda (0,26  $\mu\text{m}$ ) bulunmuş olup, diğer kompozit gruplarının Ra değerlerinin 0,2  $\mu\text{m}$  eşik değerinin altında olduğu tespit edilmiştir.

Rezin kompozitlerin yüzey özellikleri, plak birikimi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Pürüzlü bir restorasyon yüzeyi sekonder çürük ve periodontal hastalık riskini ve restorasyonun renklenmeye karşı duyarlılığını artırır (Jefferies, 2007). Bu nedenle, bitim ve polisaj prosedürleri yüzey pürüzlülüğünün azaltılması için gerekli ve oldukça önemlidir. Restoratif materyalin son yüzey kalitesi, doldurucu boyutu ve şekli, doldurucu yükü, yüzey sertliği, polisaj prosedürleri ve rezin matriksinin yapısı gibi faktörlere bağlıdır (Chung, 1994; Reis ve ark., 2003). Geleneksel olarak, daha büyük doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerin polisaj sonrasında daha yüksek bir yüzey pürüzlülüğüne sahip olması beklenir. Daha küçük partiküllü kompozitlerin, birkaç farklı sistemle polisaj yapıldıktan sonra daha yüksek parlaklık ve daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterdiği bildirilmiştir (Da Costa ve ark., 2010).

Kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin hem bitim/polisaj sistemine hem de kullanılan restoratif materyale bağlı olduğu bildirilmiştir (Kaizer ve ark., 2014). Bu çalışma sonucunda, asitli içeceklerde bekletmenin değerlendirilen tüm kompozit rezinler için yüzey pürüzlülüğünde önemli artışlara neden olduğu ortaya konulmuştur. En yüksek pürüzlülük değişimi, değerlendirilen restoratif materyaller arasında en büyük doldurucu partiküllere sahip olan Z250 (mikro hibrid) grubunda ölçülmüştür. Öte yandan, en düşük doldurucu miktarına sahip, nanohibrit doldurucu içeren kompozit olan EBF, diğer

kompozitlerden daha düşük pürüzlülük değişimi sergilemiştir. Bu sonuçlar, içeceklerin rezin-matriks ayrışmasına ve kompozitlerin aşınmasına neden olabileceği fikrini destekleyen önceki çalışmaların bulgularıyla tutarlıdır (Han ve ark., 2008; Sarrett ve ark., 2000). Ayrıca bu sonuç, daha küçük ortalama doldurucu partiküllerine sahip kompozit rezinlerin, daha büyük doldurucu partiküllerine sahip materyallere göre yüzey pürüzlülük değişiminin daha düşük olduğunu belirten önceki çalışmaların bulgularını desteklemektedir (Da Costa ve ark., 2010; Turssi ve ark., 2001).

Z250 ve FOB aynı doldurucu partiküllere sahiptir, ancak asitli içekte bekletme prosedüründen sonra yüzey pürüzlülüklerinin farklı olduğu görülmüştür. Bu sonuç rezin matrisinin kimyasal bileşimi ve doldurucu içeriğiyle ilgili olabilir. Ayrıca, silanın hidrolitik bozulması, zaman içinde kompozit materyaller üzerinde yüzey bozulmasına neden olabilir ve materyalin aşınma direncini etkileyebilir (Söderholm, 1993).

Mikrohibrit ve giomer içerikli restoratif materyaller (Z250 ve BBR) yüzey pürüzlülüğü bakımından, asitli içeceklerde bekletmeden sonra, test edilen diğer materyallere kıyasla daha kötü performans sergilemişlerdir. Bunun sebebi materyallerde bulunan partiküllerin diğerlerinden büyük olması ve bunların doldurucu boyutundaki daha heterojen dağılımları nedeniyle olabilir. Önceki çalışmalar, mikrohibrit kompozitlerin nanohibrit kompozitlere kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sergilediklerini göstermiştir (Melander ve ark., 2011). Ayrıca giomer bazlı kompozitlerin, S-PRG doldurucuların büyük partikül boyutu nedeniyle nanofil kompozitlere kıyasla daha yüksek pürüzlülük değerleri sergilediği daha önceki çalışmalarda bildirilmiştir (Kooi ve ark., 2012; Ruivo ve ark., 2019).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendiren araştırmaların çoğu polisaj sistemlerini kıyaslarken kontrol grubu olarak matris bandını kullanmışlardır. Çünkü yapılan pek çok çalışmada en pürüzsüz yüzeylerin matris bandı altında bitirilen kontrol gruplarında olduğu bildirilmiştir (Antonson ve ark., 2011; Gönüloğlu ve Yılmaz, 2012; C. P. Turssi ve ark., 2000; Yap ve ark., 1997). Matris bandı altında bitirilen yüzeylerde rezinden zengin parlak ve pürüzsüz bir tabaka oluşur (Rai ve Gupta, 2013). Ancak bu tabaka zayıf bir tabaka olduğu için asitli içeceklerden etkilenmesi daha fazla olmaktadır. Bu çalışmada da diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak tüm kompozit grupları başlangıç ölçümlerinde en düşük pürüzlülük değerleri matris bandı grubunda görülmüştür. Ancak, solüsyonlarda bekletme sonrasında en yüksek pürüzlülük değişim değerleri de yine matris bandı altında bitirilen kontrol grubunda gözlemlenmiştir. Bu durumun, matris bandı altında bitirilen örneklerin yüzeylerinde rezinden zengin, zayıf bir tabaka bulunmasının, örneklerin dış etkenlerden daha kolay etkilenmesine imkan vermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Rai ve Gupta, 2013).

Polisaj sisteminin şekli ve kimyasal yapısı, uygulanan polisajın süresi, uygulanan kuvvet miktarı ve döner alet hızı kompozit restorasyonların yüzey düzgünlüğünü etkiler. Çok aşamalı alüminyum oksit disklerin diğer birçok cilalama sisteminden daha etkili olduğu belirtilmiştir (Tate ve Powers, 1996). Ancak, standart disk şekilleri nedeniyle, anatomik olarak yapılandırılmış oklüzal yüzeylerin cila fırçaları, uçlar, tekerlekler, lastik kaplar ve hatta macunlar gibi diğer aletlerle daha da parlatılması gerekir (Özgünaltay ve ark., 2003). Alternatif olarak, geleneksel polisaj lastikleri ve tek adımlı diskler bitim ve polisaj işlemlerinde zaman kazanmak için kullanılmasına rağmen tüm yüzeylere ulaşamadıkları için farklı şekilli aletlerin kullanılmasına sebep olarak zaman kaybına yol açmaktadırlar. Ayrıca iki aşamalı sistemlerde olduğu gibi, uygulamalardan önce bir ön

polisaj lastiği kullanılırsa elde edilen yüzeyin daha pürüzsüz olacağı düşünölmektedir (Kemaloglu ve ark., 2017).

Farklı büyüklükte alüminyum oksit aşındırıcı grenlere sahip disklerden oluşan Sof-Lex polisaj sisteminin çeşitli restoratif materyaller üzerindeki etkinlikleri çalışmalarla gösterilmiştir (Pedrini ve ark., 2003; Tate ve Powers, 1996). Kompozit rezinlerin polisajlanması için çok aşamalı disklerin yanında son zamanlarda süre kaybını ve adım sayısını azaltmak için Clearfil Twist Dia polisaj sistemi piyasaya sürölmüştür. Bununla birlikte, bu iki farklı sistemin kompozitlerin yüzey pürüzlölüğü üzerindeki etkilerinin kıyaslandığı, az sayıda çalışma bulunmaktadır. Çok adımlı polisaj yöntemlerinin azaltılmış adımlı polisaj yöntemleriyle kıyaslandığı bir çalışmada Soflex'in daha düzgün yüzeyler oluşturduğu ancak Twist Dia ile arasında anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (Kemaloglu ve ark., 2017). Bitim ve polisaj işlemlerinin nanokompozitlerin yüzey pürüzlölüğüne etkisinin değerlendirildiğı bir çalışmada ise yaşlandırma öncesi ve sonrasında pürüzlölük değişimi açısından Twist Dia ile Soflex arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Aytaç ve ark., 2016). Bu sonuçlarla uyumlu olarak bu çalışmada da SL ve TD arasında yüzey pürüzlölük değişimleri açısından anlamlı bir fark bulunmadığı göröldü ( $p<0.05$ ).

Bu çalışmada, en pürüzsüz yüzey EBF kompoziti, şeffaf matris bandıyla bitirildiğinde elde edildi. Bu durum şeffaf bant ile bitirilen yüzeylerin en düzgün yüzeyler olması ve EBF kompozitinin doldurucu boyutunun diğer gruplardan küçük olmasıyla açıklanabilir. En yüksek başlangıç pürüzlölük değeri ise BBR kompozitinin TD ile polisajında göröldü. Bu sonuca BBR kompozitindeki S-PRG partiküllerinin sebep olduğu düşünölebilir. Daha küçük partiköl yapılarına sahip oldukları için inorganik

doldurucuların çıkarılmasından sonra oluşan boşluklar yüzey pürüzlülüğünde önemli bir farklılığa neden olmamıştır. BBR grubunun solüsyonlara maruz kalması sonucu S-PRG dolgularının kaldırılması sonucu oluşan boşlukların boyutu çok daha fazla olduğu için bunun yüzeyde önemli bir pürüzlülük artışına sebep olduğu düşünülmektedir (Cabadağ ve Gönüloğlu, 2019).

Bu çalışmada asitli içeceklerin kompozit gruplarının pürüzlülük değerlerindeki değişimlerini incelediğimizde yapay tükürükteki pürüzlülük değişiminin kola ve enerji içeceğine kıyasla çok düşük olduğu, kola ve enerji içeceğinin ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulundu. Bu bulgulara benzer şekilde enerji içeceği ve alkolsüz içeceklerin nanofil kompozitlerin yüzey özelliklerine etkisinin incelendiği bir çalışmada kolanın enerji içeceğinden daha fazla yüzey pürüzlülüğüne yol açtığı ancak bu farkın anlamlı olmadığı bulunmuştur (AlGhamdi ve ark., 2019). Başka bir çalışmada ise distile suda bekletilen kontrol grubunun içecek sonrası pürüzlülük ortalamasında görülen artış, kolada, ve diğer asitli içeceklerde bekletilen gruplardan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. (Şeker ve Soyman, 2011).

Yapılan bir çalışmada restoratif materyaller kola ve portakal suyunda bekletilerek yüzey sertlik ve pürüzlülük değişimleri değerlendirilmiştir. Restoratif materyallerin portakal suyu ve koladan sonra önemli ölçüde yüzey pürüzlülük değerlerinde artış gözlenmiştir. pH değeri düşük yiyecek ve içeceklerin restoratif materyaller üzerinde, daha düşük mikro sertlik değerine ve daha fazla yüzey pürüzlülük değerine sebep olduğu kaydedilmiştir (Sarı ve ark., 2010). Çalışmamızda da; bu çalışmaya benzer sonuçlar elde edilmiştir



Asidik içeceklere maruz kalan tüm restoratif materyallerde zamanla degradasyon görülmektedir (Hengtrakool ve ark., 2011; Jaeggi ve ark., 2006; Wa, 1984). Restoratif materyallerin, içecekler içerisindeki maddelere maruz kalması, restoratif materyallerin yüzey sertliğinin azalmasına yol açtığı belirtilmiştir (Ferracane, 1992). Pek çok çalışmada erozyonun etiolojisinde yiyecek ve içeceklerin rolü araştırılmıştır. Sitrik asit, malik asit ve fosforik asit içeren asitli içeceklerin belirli oranda erozyon potansiyelini arttırdığı gösterilmiştir (Lussi ve ark., 2004; Smith ve ark., 1997). Çalışmalarda, erozyonun asit tipine bağlı olduğu belirtilmiştir (Grobler ve ark., 1990; Kargul ve ark., 2007; Meurman ve ark., 1990). Yapılan pek çok araştırmaya ve bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak; kompozit materyalinin pH değeri farklı içeceklerde bekletilme işleminden sonra elde edilen pürüzlülük ve sertlik değerlerine göre; içeceğin pH değerinin belirleyici tek faktör olmadığını, içekteki asit tipinin etkisinin de değerlendirilmesi gerektiği söylenilebilir. Çalışmamızda pH: 2,53 olan kolanın, pH:3.54 olan enerji içeceğine kıyasla daha eroziv etkisinin olduğu kaydedilmiştir. Bu sonucun kolanın hem pH değerinin daha düşük olması hem de içeriğindeki fosforik asidin sitrik aside oranla daha eroziv olmasıyla ilişkili olabilir.

Bu çalışmanın bulguları açısından bakıldığında 4. Sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çünkü değerlendirilen kompozit rezinler arasında, farklı sistemler ile polisaj uygulaması ve solüsyonlarda bekletme sonrasında renk değişimi açısından anlamlı farklılık bulundu. Beautifil Bulk Restorative ( $\Delta E=4,83 \pm 3,41$ ) grubundaki renk değişimi anlamlı derecede yüksek iken Z250 ( $\Delta E=1,50 \pm 0,41$ ) ve Filtek One Bulk ( $\Delta E=1,76 \pm 0,99$ ) gruplarındaki renk değişimi diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük bulundu ( $p>0.05$ ).

Uygulanan polisaj yöntemleri arasında, solüsyonlarda bekletme sonrasında kompozit rezinlerin renk değişimi açısından farklılık yoktur olarak kurulan 5. sıfır hipotezi reddedilmiştir. Çünkü Soflex ( $\Delta E=3,38 \pm 2,65$ ), kontrol grubu olan Matris bandı ( $\Delta E=2,53 \pm 1,86$ ) ve Twist Dia ( $\Delta E=1,97 \pm 0,99$ ) gruplarının renk değişimi anlamlı derecede farklı bulundu ( $p<0.05$ ).

Bekletme solüsyonları arasında kompozit rezinlerin renk değişimi açısından farklılık yoktur şeklinde kurulan 6. Sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çünkü kola ( $\Delta E=2,98 \pm 2,20$ ) ve enerji içeceği ( $\Delta E=3,12 \pm 2,47$ ) gruplarının renk değişimi kontrol grubu olan yapay tükürükten ( $\Delta E=1,78 \pm 0,64$ ) anlamlı derecede yüksek bulunsada kendi aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ( $p<0.05$ ).

Diş hekimliğinde renk değişim miktarı  $\Delta E$  değeri ile ifade edilir (Seghi ve ark., 1986). Klinik olarak kabul edilebilir  $\Delta E$  değeri ile ilgili olarak tam bir fikir birliği sağlanamamıştır (Ruyter ve ark., 1987; Seghi ve ark., 1989; Sepúlveda-Navarro ve ark., 2011). Ancak pek çok çalışmada kritik değer 3,7 olarak kabul edilmiştir (Celik ve ark., 2011; Gönülol ve Yılmaz, 2012; Okubo ve ark., 1998). Bu sebeple bu çalışmada da eşik değer  $\Delta E=3,7$  olarak kabul edilmiş ve restoratif materyallerin  $\Delta E$  değerlerinin 3.7 den büyük olması durumunda klinik olarak kabul edilebilir değer üzerinde şeklinde değerlendirilmiştir. Bu çalışmada değerlendirilen kompozit rezinler solüsyonlarda bekletme sonrasında renk değişimi açısından kıyaslandığında dört bulk fill kompozit rezinin renk değişim değerleri kontrol grubu olan Z250 mikrohibrit kompozitin renk değişim değerinden ( $\Delta E=1,50$ ) anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ) Sadece BBF grubunun renk değişim değeri ( $\Delta E=4,83$ ) eşik değer üzerinde bulunmuştur.

Bir rezin kompozit materyalin renk değişikliği hidrofilitik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Daha fazla su absorbe eden kompozitler ayrıca renklendirici maddelere de daha fazla maruz kalma kapasitesine sahiptir. Cam partiküller, kompozit rezinin içeriğine suyu absorbe edemez, ancak yalnızca materyalin yüzeyinde su adsorpsiyonunu etkiler. (Bagheri ve ark., 2005). Bu çalışmanın bulgularına dayanarak, BBR en yüksek renklendirici değeri göstermiştir. Elde edilen bu sonuç ile benzer olarak, Beautifil II ve nanohibrit kompozit rezinler olan Filtek Z550 ve Tetric N-Ceram'ın renklenmelerinin karşılaştırıldığı bir araştırmada, Beautifil II'nin giomer olması ve suda çözünebilen bir bileşen olan florür içermesinden dolayı su emilimi ve renk değişimi ( $\Delta E$ ) değerlerinin, diğer materyallerden anlamlı oranda daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir (Gönüloğlu ve ark., 2015).

Bu çalışmanın bulgularına göre TEGDMA içermeyen Z250 ve FOB diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük renk değişikliği sergilemiştir. Üretan dimetakrilat (UDMA) komonomerinin Bisfenol-A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) / TEGDMA içerisindeki TEGDMA ile kısmen yer değiştirmesi, su emilimini ve renklenmeyi azalttığı rapor edilmiştir (Kalachandra ve Turner, 1987). Her iki materyalin benzer doldurucu partikülleri ve birleştirilmiş zirkon-silika doldurucuları vardır, ancak rezin monomerlerinin ve doldurucuların yapısı genel olarak farklıdır. Bazı çalışmalarda, FU'nun (veya Filtek Supreme), partikül yapısından dolayı renklenmeye en açık olduğu gösterilmiştir (Ertaş ve ark., 2006). Nano-kompozitler ve bunların bileşimleri birim kütle başına çok daha büyük bir yüzey alanına sahiptir, bu da ara yüzler mükemmel şekilde silanize edilmediğinde ve rezine entegre edilmediğinde renklenmeye neden olabilir.

Diğer bulk fill kompozitler arasında TEC, BBR ve EBF'den (nano hibrid kompozit) daha düşük renklenme göstermiştir. Bu bulgu, TEC yapısında bulunan, yüksek hidrofobik özellikte olan ve UDMA'dan daha düşük su emilimine sahip olan bisfenol-A etoksile dimetakrilat (Bis-EMA) ile ilişkilendirilebilir (Sideridou ve ark., 2003). Çok sayıda çalışmada, nanokompozitlerin ve mikrohibrit kompozitlerin renk stabilitesi araştırılmıştır, ancak bu çalışmalar test edilen restoratif materyallerdeki değişiklikler nedeniyle çelişkili sonuçlar bildirmiştir. Bir nanohibrit ve bir mikrohibritin çeşitli solüsyonlarda bekletilip renk değişimlerinin izlendiği bir çalışmada mikrohibrit kompozitin daha fazla renk değiştirdiği izlenirken (Al Kheraif ve ark., 2013), başka bir çalışmada aralarında anlamlı bir fark olmadığı (Usha ve ark., 2018) bulunmuştur.

Kompozit rezinlerin renklenmesinin yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (Rutkunas ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda da en fazla pürüzlülük değişiminin yanısıra en fazla renk değişimi de BBR grubunda görülmüştür. Ancak bazı çalışmalarda en pürüzsüz yüzeylerin her zaman renk değişimine en dirençli yüzeyler olmadığını, renk değişiminin daha çok materyalin yapısıyla alakalı olduğu bildirilmiştir (Bagheri ve ark., 2005; Reis ve ark., 2003). Bu çalışmada da en az pürüzlülük gösteren restoratif materyal grubu EBF olmasına rağmen en az renk değişimi Z250 grubunda görülmüştür. Bu durumda renk değişiminin pürüzlülük yanısıra başka faktörlere de bağlı olduğunu ve materyalin kendi yapısının da çok önemli olduğunu söyleyebiliriz.

Çeşitli mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin 48 saat farklı renklendirici içeceklerde bekletildiği bir çalışmanın sonucunda en az renk değişimini yapısında TEGDMA bulunmayan Filtek Z250 ve Filtek P60 mikrohibrit kompozitlerinde belirlenmiştir (Ertaş ve ark., 2006). Bu duruma sebep olarak da TEGDMA monomerinin

hidrofilik yapısı sebebiyle su emiliminin fazla olmasının daha fazla renk değişimine sebep olabileceğini bildirmişlerdir (Ertaş ve ark., 2006). Bu da bizim çalışmamızdaki TEGDMA içermeyen Z250 ve FOB gruplarının diğer gruplara göre düşük renk değişikliği göstermesini açıklamaktadır.

Daha önce yapılan bir çalışma dental kompozit rezinlerin optik özelliklerinin yüzey pürüzlülüğü ile direkt bir ilişkide olduğunu belirtmiştir (Saraç ve ark., 2006). Daha pürüzlü yüzeylerin görünür ışık segmentlerini daha farklı açılarda yansıttığı bildirilmiştir (Saraç ve ark., 2006). Bir nanodoldurucu ve bir mikrohibrit kompozit rezinden yapılan örnekleri çok aşamalı Sof-Lex ve tek aşamalı Pogo bitim ve polisaj sistemlerine tabi tuttukten sonra yüzey pürüzlülüklerini ve renk değişimlerini inceleyen bir çalışmada Sof-Lex çok aşamalı polisaj sisteminin daha az pürüzlülük ve daha az renk değişimi meydana getirdiğini bildirmişlerdir (Schmitt ve ark., 2011).

Renklenmeyle ilgili çalışmalara bakıldığında rezin içeren restoratif materyallerde genel olarak matris bandı altında bitirilen kontrol gruplarında bandın altında oluşan rezinden zengin yüzey tabakası sebebiyle daha fazla renklenme olduğu görülmüştür (Gönülol ve Yılmaz, 2012; Hachiya ve ark., 1984). Ancak bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında polisaj yöntemlerinin genel karşılaştırılmasında SL grubunda kontrol grubuna göre daha fazla renk değişimi bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Her ne kadar genel ortalamalara bakıldığında yukarıdaki bilgilerle uyumlu olarak SL disklerde anlamlı derecede daha fazla renk değişimi görülmüş olsalar da kompozitlerin alt gruplarına bakıldığında bu durum sadece BBR grubu için geçerlidir. BBR grubundaki S-PRG partiküllerinin polisaj sırasında yüzeyden uzaklaşarak oluşturdukları boşluğun renklendirici madde retansiyonuna yardım ettiği ve ortaya çıkan yüksek değerden dolayı

SL Grubunun matris bandından yüksek ortalama göstermesine sebep olduğu düşünülebilir. Diğer kompozit gruplarında Sof-Lex disklerin kontrol grubuyla aralarında istatistiksel olarak fark yoktur. Bu durumda bitim ve polisaj tekniklerinin renk değişimi üzerine etkilerinde sadece oluşturdukları pürüzlülük miktarının değil uygulandıkları materyallerin yapısının da etkili olduğu söylenebilir.

Önceki çalışmaların çoğu, kırmızı şarap, kola, çay ve kahveye daldırıldıktan sonra kompozit malzemelerin renk stabilitesini değerlendirmiştir (Bagheri ve ark., 2005; Ertaş ve ark., 2006; Nasim ve ark., 2010; Yazıcı ve ark., 2007). Bununla birlikte, performans ve dayanıklılığı artırmak amacıyla son yıllarda gençler arasında spor ve enerji içeceği tüketimi önemli ölçüde artmıştır (Coombes, 2005). Bu nedenle, bu çalışmada, en çok tüketilen bir enerji içeceği ve kolanın uzun süreli kullanımdan sonra kompozitlerin renk değişimi üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Bu çalışmada, yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir düzeyde ( $\Delta E < 3.3$ ) bulunmuştur, bu önceki çalışmaların sonuçlarıyla tutarlıdır (Tan ve ark., 2015; Tian ve ark., 2012). Suyu absorbe edebilen kompozitler, diğer sıvıları pigmentleriyle absorbe edebilir ve bu da renklenmeye neden olur (Bagheri ve ark., 2005). Kompozitlerin enerji içeceği ve koladaki renk değişimi yapay tükürükteki renk değişiminden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kolanın pH'ı enerji içeceğinden düşüktür ve kompozit reçinenin yüzey bütünlüğünü etkileyebilir, ancak enerji içeceğine göre daha az renk değişikliğine neden olmuştur. Bu durumun sarı pigment eksikliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Bagheri ve ark., 2005). Bu çalışmada kullanılan enerji içeceği, renklendirici madde olarak karamel ve riboflavin içermektedir. "Karamelin soluk sarıdan en koyu kahverengiye kadar değişen renkler sergilediği ve şeker veya glikozun bir alkali veya mineral asit varlığında ısıtılmasıyla üretildiği" belirtilmiştir (Patel ve ark., 1987). Red

Bull, karamelin boyama kapasitesinin yanı sıra, sarı veya sarı-turuncu renkli riboflavin içerir. Bu koşullar altında, bu iki maddenin neden olduğu renklenmenin, muhtemelen polimer fazın sarı renklendiricilerle uyumluluğundan dolayı, kompozitlerin organik fazına emilmelerinin bir sonucu olduğu düşünülebilir (Ertaş ve ark., 2006; Um ve Ruyter, 1991). Enerji içecekleri, çalışmada kullanılan kompozitler arasında önemli ölçüde farklı renk değişikliklerine sebep olmuştur. Bu çalışmanın sonuçları kompozit rezinlerin uzun bir süre (6 ay) sporcu içeceklerine maruz kalması ile klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerinde renk değişikliği ( $\Delta E > 3.3$ ) oluştuğunu rapor eden önceki çalışmaların bulguları ile kısmen uyumludur (Ertaş ve ark., 2006). Çünkü tüm kompozitlerin genel ortalama olarak enerji içeceği ve koladaki renk değişikliği kabul edilebilir eşik altında olsa da enerji içeceği ve kolanın alt grup olarak BBR kompozitinde kabul edilemez renk değişim değeri sergilediği görülmüştür (Erdemir, Yıldız, ve ark., 2012). Bunun sebebinin de BBR grubundaki S-PRG partiküllerinin polisaj sırasında yüzeyden uzaklaşarak oluşturdukları boşluğun renklendirici madde retansiyonunu artırması olduğu düşünülmektedir.

Ancak yapılan bu tez çalışmasının birtakım limitasyonları bulunmaktadır. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri mekanik profilometre kullanılarak yapılmıştır. Mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü örnek yüzeyinde sınırlı bir alanda yapılabilmektedir ve bu nedenle tüm örnek yüzeyi hakkında detaylı bilgi sahibi olunamamaktadır. Daha ileri çalışmalarda daha detaylı yüzey değerlendirmesi yapılabilen SEM ya da AFM gibi ölçüm cihazları kullanılabilir. Bu çalışma klinik koşullarda restorasyonların maruz kalacağı şartların değerlendirildiği bir in vitro çalışmadır. Dolayısıyla restorasyonların ağız ortamında maruz kaldığı mekanik, kimyasal ve fiziksel etkiler tam olarak taklit edilememektedir. Restoratif materyallerin uzun süreli klinik

takiplerle değerlendirilmesi ile yapılacak olan in vivo çalışmaların daha detaylı bilgiler vereceğine inanmaktayız.





## 6. SONUÇLAR

Tamamını in-vitro koşullarda gerçekleştirdiğimiz bu çalışmadan elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda;

1- Değerlendirilen tüm restoratif materyaller solüsyonlarda bekletme sonrasında değişen oranlarda pürüzlülük ve renk değişimi gösterdi. Restoratif materyal türü, uygulanan polisaj yöntemi ve bekletme solüsyonunun pürüzlülük ve renk değişiminde anlamlı etkisi olduğu belirlendi.

2- En fazla pürüzlülük değişimi matris bandı altında hazırlanan örneklerde görülürken, Soflex diskler ve Twist dia polisaj sistemleri ile hazırlanan örneklerde daha az pürüzlülük değişimi izlendi.

3- En az pürüzlülük değişimi yapay tükürük içerisinde bekletilen örneklerde izlenirken, asitli içeceklerde bekletilen örneklerin daha fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği izlendi.

4- Solüsyonlarda bekletme sonrasında en fazla pürüzlülük değişimi mikrohibrit kompozit ve Giomer içerikli Bulk Fil kompozit gruplarında görüldü. Akışkan bulk fill restoratif materyal olan Estelite Bulk Flow grubunda anlamlı olarak en az pürüzlülük değişimi görüldü.

5- En fazla renk değişimi Soflex ile bitirilen gruplarda görülürken, en az renk değişimi Twist Dia polisaj sistemi ile hazırlanan örneklerde izlenmiştir.

6- En az renk değişimi yapay tükürük içerisinde bekletilen örneklerde izlenirken, asitli içeceklerde bekletilen örneklerin daha fazla renk değişimi gösterdiği izlendi.

7- Solüsyonlarda bekletme sonrasında en fazla renk değişimi Giomer içerikli Bulk Fil kompozit gruplarında görüldü. Mikrohibrit restoratif materyal olan Z250 ve Filtek One Bulk gruplarında anlamlı olarak en az pürüzlülük değişimi görüldü.

8- Asidik içeceklerin ve polisaj yöntemlerinin in vivo şartlarda da kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü ve rengini etkileyebileceğini, bu yüzden restorasyon sırasında bu faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerektiğini düşünmekteyiz.



## 7. KAYNAKÇA

- Abed, Y., Sabry, H., & Alrobeigy, N. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71-80.
- Agarwal, R. S., Hiremath, H., Agarwal, J., & Garg, A. J. J. o. c. d. J. (2015). Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. 18(1), 56.
- Ajaj, R. A. (2015). Optical and Surface properties of different bulk-fill resin composites after storage in different media. *Journal of American Science.[Internet]*, 11(6), 349-354.
- Akman, H., Tosun, G., & Kahvecioğlu, F. J. S. D. J. Kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük özelliklerinin değerlendirilmesi. 5(1), 13-21.
- Al Kheraif, A. A. A., QASIM, S. S. B., Ramakrishnaiah, R., & ur Rehman, I. (2013). Effect of different beverages on the color stability and degree of conversion of nano and microhybrid composites. *Dental materials journal*, 32(2), 326-331.
- Albers, H. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*: PMPH-USA.
- AlGhamdi, A. M., Algarni, A. M., Eskandrani, R. M., & Alazmi, K. F. (2019). Influence of Energy and Soft Drinks on the Surface and Mechanical Properties of Nanofilled Composite Resin. *International Journal*, 7(2), 44-48.
- Aliping-McKenzie, M., Linden, R., & Nicholson, J. (2004). The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and 'compomers'. *Journal of oral rehabilitation*, 31(11), 1046-1052.
- Alla, R. K. (2013). *Dental Materials Science*.
- Almqvist, H., & Lagerlöf, F. (1993a). Effect of intermittent delivery of fluoride to solution on root hard-tissue de-and remineralization measured by 125I absorptiometry. *Journal of dental research*, 72(12), 1593-1598.
- Almqvist, H., & Lagerlöf, F. (1993b). Influence of Constant Fluoride Levels in Solution on Root Hard Tissue De-and Remineralization Measured by 125I Absorptiometry. *Caries research*, 27(2), 100-105.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. J. D. M. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. 30(2), 149-154.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.

- Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. J. J. o. D. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *39*, e9-e17.
- Anusavice. (1996). Challenges to the development of esthetic alternatives to dental amalgam in an academic research center. *Acad Dent Mater Trans*, *9*, 25-50.
- Anusavice. (2003a). Finishing and polishing materials. *Phillips' science of dental materials*, 351-377.
- Anusavice. (2003b). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *K %J International Dental Journal*, *17*(1), 43-48.
- Anusavice, Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
- Atabek, D., & Yalçın, G. (2014). Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open journal of composite materials*, 2014.
- Atalı, P. Y. (2011). Beyazlatma ajanları ve beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlüğü ve mikrosertlik üzerine etkilerinin in-vitro incelenmesi.
- Attin, T., Weiss, K., Becker, K., Buchalla, W., & Wiegand, A. J. O. d. (2005). Impact of modified acidic soft drinks on enamel erosion. *11*(1), 7-12.
- Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., & Ozkan, S. J. T. J. o. p. d. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *103*(4), 221-227.
- Aytaç, F., Karaarslan, E. S., Agaccioglu, M., Tastan, E., Buldur, M., Kuyucu, E. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2016). Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *28*(4), 247-261.
- Bagby, M., & Stewart, M. G. (2012). *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*: Wolters Kluwer business.
- Bagheri, R., Burrow, M., & Tyas, M. (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*, *33*(5), 389-398.
- Bagheri, R., Burrow, M., & Tyas, M. J. J. o. o. r. (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials—an SEM study. *34*(1), 68-76.
- Bahannan, S. A. J. J. o. d. (2014). Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *42*(1), 48-52.
- Bahillo, J., Bortolotto, T., Roig, M., Krejci, I. J. J. o. c., & dentistry, e. (2014). Bulk filling of Class II cavities with a dual-cure composite: Effect of curing mode and enamel etching on marginal adaptation. *6*(5), e502.

- Bani, M., & Öztaş, N. J. A. O. T. (2013). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *30(1)*, 13-17.
- Barakah, H. M., & Taher, N. M. J. T. J. o. p. d. (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *112(3)*, 625-631.
- Barbosa, C., Kato, M. T., & Buzalaf, M. A. R. J. A. d. j. (2011). Effect of supplementation of soft drinks with green tea extract on their erosive potential against dentine. *56(3)*, 317-321.
- Bayındır, F., & Wee, A. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *30(3)*, 40-46.
- Bayne, S. C., Heymann, H. O., & Swift, J. E. J. J. o. t. A. D. A. (1994). Update on dental composite restorations. *125(6)*, 687-701.
- Bayraktar, Y., Ercan, E., Hamidi, M. M., Çolak, H. J. J. o. i., & dentistry, c. (2017). One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *8(2)*, e12210.
- Bektaş, Ö. (2006). Farklı Işık Kaynaklarının ve Işık Uygulama Tekniklerinin Kompozit Rezinlerdeki Polimerizasyon Büzülmesi ve Dentine Bağlanma Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi.
- Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K., & Pallesen, U. J. O. d. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *40(2)*, 190-200.
- Blanchard, C. R. J. T. c. e. (1996). Atomic force microscopy. *1(5)*, 1-8.
- Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. J. D. m. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *13(4)*, 258-269.
- Bowen, R. (1956). Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of dental research*, *35(3)*, 360-369.
- Bowen, R. (1982). Composite and sealant resins: past, present and future. *Pediatr Dent*, *4(1)*, 10-15.
- Bölükbaşı, B., Kara, S., & Çoğulu, D. FARKLI İÇECEKLERİN REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN RENKLEŞMESİ ÜZERİNE ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *25(13)*.
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. J. D. C. o. N. A. (2004). Advances in color matching. *48(2)*, v, 341-358.
- Briso, A. L. F., Fedel, T. M., Pereira, S. d. M., Mauro, S. J., Sundfeld, R. H., & Sundfeld, M. L. M. J. J. o. A. O. S. (2006). Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *14(1)*, 10-15.

- Brown, D. (1997). The status of restorative dental materials. *Dent Update*, 24(10), 402-406.
- Bucuta, S., & Ilie, N. J. C. o. i. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *18*(8), 1991-2000.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
- Burgess, & Çakır, D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31, 10.
- Burgess, Walker, R., & Davidson, J. J. P. d. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *24*(5), 465-479.
- Burke, F., Crisp, R. J., Panchal, D., Redfearn, P., Sands, P. J. T. E. j. o. p., & dentistry, r. (2016). A Practice-Based Clinical Evaluation of a Bulk Fill Restorative Material. *24*(3), 152-157.
- Burke, F., Wilson, N., Cheung, S., & Mjör, I. (2001). Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *Journal of dentistry*, 29(5), 317-324.
- Cabadağ, Ö. G., & Gönülol, N. (2019). The effects of food simulating liquids on surface roughness, hardness, and solubility of bulk fill composites.
- Campos, E. A., Ardu, S., Lefever, D., Jassé, F. F., Bortolotto, T., & Krejci, I. J. J. o. d. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *42*(5), 575-581.
- Cazzaniga, G., Ottobelli, M., Ionescu, A., Garcia-Godoy, F., & Brambilla, E. J. A. J. D. (2015). Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *28*(6), 311-320.
- Cazzaniga, G., Ottobelli, M., Ionescu, A. C., Paolone, G., Gherlone, E., Ferracane, J. L., & Brambilla, E. J. J. o. d. (2017). In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *67*, 43-52.
- Celik, E. U., Aladağ, A., Türkün, L. Ş., Yilmaz, G. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2011). Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *23*(3), 179-188.
- Cenci, M., Demarco, F., & de Carvalho, R. (2005). Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *Journal of dentistry*, 33(7), 603-610.
- Chen. (2010a). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*, 89(6), 549-560.

- Chen. (2010b). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89(6), 549-560. doi:10.1177/0022034510363765
- Chen, Manhart, J., Hickel, R., & Kunzelmann, K.-H. J. D. M. (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *J Dent*, 29(3), 253-259.
- Chen, Yu, Q., Wang, Y., & Li, H. J. D. M. (2011). BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *J Dent*, 39(11), 1187-1195.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017a). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. J. B. D. J. (2017b). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337.
- Choi, M.-S., Lee, Y.-K., Lim, B.-S., Rhee, S.-H., & Yang, H.-C. J. J. o. M. S. M. i. M. (2005). Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *J Dent*, 33(4), 347-353.
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. J. J. o. d. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, 38, e2-e16.
- Chung, K.-h. J. D. M. (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *J Dent*, 22(5), 325-330.
- Coltene. (2015). Fill up – Coltene. Material brochure. 2015. Available online at [https://www.coltene.com/fileadmin/Data/NAM/Restoration/31275AFillUpBrochure\\_pages.pdf](https://www.coltene.com/fileadmin/Data/NAM/Restoration/31275AFillUpBrochure_pages.pdf) (accessed November 2016).
- Combe, E., & Burke, F. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update*, 27(7), 326-336.
- Coombes. (2005). Sports drinks and dental. *American journal of dentistry*, 18(2), 101-104.
- Craig. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
- Craig. (2004). Powers, John C. Wataha Dental Materials: Properties and Manipulation. In: Mosby, Inc.
- Craig, Peyton, F. A., & Asgar, K. (1975). *Restorative dental materials*: Mosby.
- Craig, & Powers, J. (2002). Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby *American journal of dentistry*, 480, 552-553.
- Culpepper, W. D. J. J. o. P. D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *J Dent*, 24(2), 166-173.

- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-235.
- Çakmakçioğlu, Ö. (2007). Işıklıla polimerizasyon cihazlarının estetik dolgu materyalleri üzerine etkilerinin incelenmesi.
- Çekiç-Nagaş, I., & Ergün, G. (2011). Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal of applied oral science*, 19(4), 403-412.
- Çelik, N., Sağsöz, Ö., & Gündoğdu, M. (2017). FARKLI İÇECEKLERİN POSTERİOR KOMPOZİTLERİN RENK DEĞİŞİKLİĞİ VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(1), 27-33.
- Çoğulu, D., Ersin, N., & Topaloğlu, A. J. D. D. H. D. (2008). Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. 9, 7-12.
- Da Costa, Adams-Belusko, A., Riley, K., & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of dentistry*, 38, e123-e128.
- Da Costa, J., Goncalves, F., & Ferracane, J. J. O. d. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. 36(2), 205-212.
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., & Ishikawa-Nagai, S. J. T. J. o. p. d. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. 99(5), 361-368.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi*.
- Dayangaç, B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*.
- De Jager, N., Feilzer, A., & Davidson, C. J. D. M. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. 16(6), 381-388.
- Dentsply. (2016). Dentsply. SDR Smart Dentine Replacement. 2015. Available online at [https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/Restorative/Direct\\_Restoration/Composites\\_Flowables/Flowables/SureFil\\_SDR\\_flow\\_Posterior\\_Bulk\\_Fill\\_Flowable\\_Base/51C901%20SureFilSDRflow+%20brochure%20Nov%202015.pdf](https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/Restorative/Direct_Restoration/Composites_Flowables/Flowables/SureFil_SDR_flow_Posterior_Bulk_Fill_Flowable_Base/51C901%20SureFilSDRflow+%20brochure%20Nov%202015.pdf) (accessed November 2016).
- Devlin, H., Bassiouny, M., & Boston, D. J. J. o. O. R. (2006). Hardness of enamel exposed to Coca-Cola® and artificial saliva. 33(1), 26-30.
- Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., & Meyer, J.-M. J. D. M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. 10(6), 353-362.



- Doğan, & Zaimoğlu, A. Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısı porseleninin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması.
- Duarte, S., & Saad, J. R. C. (2008). Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence International*, 39(5).
- Duval, B. (2001). Commission internationale de l'éclairage (CIE). *Techniques de l'ingénieur. Mesures et contrôle*(R86), R86. 81-R86. 83.
- El-Badrawy, W., McComb, D., & Wood, R. (1993). Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dental Materials*, 9(1), 63-67.
- El-Damanhoury, H., & Platt, J. J. O. d. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. 39(4), 374-382.
- Engelhardt, F., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. J. C. o. i. (2016). Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. 20(8), 2123-2130.
- Erdemir, U., Sancakli, H. S., & Yildiz, E. J. E. j. o. d. (2012). The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. 6(02), 198-205.
- Erdemir, U., Yıldız, E., & Eren, M. M. (2012). Effects of sports drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *Journal of dentistry*, 40, e55-e63.
- Ergücü, Z., Türkün, L., & Aladag, A. J. O. D. (2008). Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. 33(4), 413-420.
- Ergün, G., & Yenisey, M. (2006). Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7(2), 73-81.
- Ertaş, E., Gueler, A. U., Yucel, A. C., Koepuelue, H., & Gueler, E. J. D. m. j. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. 25(2), 371-376.
- Fainman, Y., Lenz, E., & Shamir, J. (1982). Optical profilometer: a new method for high sensitivity and wide dynamic range. *Applied optics*, 21(17), 3200-3208.
- Feilzer, A., De Gee, A., & Davidson, C. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *Journal of dental research*, 69(1), 36-39.
- Feilzer, A., De Gee, A., & Davidson, C. J. J. o. d. r. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. 66(11), 1636-1639.
- Ferracane. (1992). Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *Journal of dental research*, 71(1), 13-19.

- Ferracane. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane. (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, 27(1), 29-38. doi:10.1016/j.dental.2010.10.020
- Festuccia, M. S. C. C., Garcia, L. d. F. R., Cruvinel, D. R., & Pires-De-Souza, F. d. C. J. J. o. A. O. S. (2012). Color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to mouthrinsing action. 20(2), 200-205.
- Filtek, M. (2016). Filtek Bulk Fill. Posterior Restorative. Technical Product Profile. Available online at <http://multimedia.3m.com/mws/media/976634O/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-technical-product-profile.pdf> (accessed November 2016).
- Filtek, M. (2019a). Filtek Z250 Technical Product Profile.
- Filtek, M. (2019b). Filtek™ One Bulk Fill Technical Product Profile.
- Fleming, G., & Zala, D. J. O. D. (2003). An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. 28(2), 168-177.
- Fondriest, J. J. I. J. o. P., & Dentistry, R. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. 23(5), 467-480.
- Furness, A., Tadros, M., Looney, S., & Rueggeberg, F. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(4), 439-449.
- Gadegaard, N. J. B., & Histochemistry. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. 81(2-3), 87-97.
- Gadelmawla, E., Koura, M., Maksoud, T., Elewa, I., & Soliman, H. J. J. o. m. p. T. (2002). Roughness parameters. 123(1), 133-145.
- Gal, J.-Y., Fovet, Y., & Adib-Yadzi, M. J. T. (2001). About a synthetic saliva for in vitro studies. 53(6), 1103-1115.
- Galvão, M. R., Caldas, S. G. F. R., Bagnato, V. S., de Souza Rastelli, A. N., & de Andrade, M. F. (2013). Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*, 7(1), 86.
- Garcia-Godoy, F., & Garcia-Godoy, A. J. G. D. (2002). Effect of bleaching gels on the surface roughness, hardness, and micromorphology of composites. 50(3), 247-250.
- Garcia, Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F. J. M. O. P. O. C. B. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. 11(2), E215-220.

- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. J. O. d. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *39(4)*, 441-448.
- Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., Özel Bektaş, Ö., & Özdemir, A. K. (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association (1922)*, *136(8)*, 1106-1112.
- Gökçe, K. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *2005(3)*, 52-60.
- Gönüloğ, N., Özer, S., & Sen Tunc, E. (2015). Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27(5)*, 300-306.
- Gönüloğ, N., & Yılmaz, F. J. J. o. d. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *40*, e64-e70.
- Grippo, J. O., Simring, M., & Schreiner, S. J. T. J. o. t. A. D. A. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *135(8)*, 1109-1118.
- Grobler, S., Senekal, P., & Laubscher, J. (1990). In vitro demineralization of enamel by orange juice, apple juice, Pepsi Cola and Diet Pepsi Cola. *Clinical preventive dentistry*, *12(5)*, 5-9.
- Güler, A. U., Kurt, S., & Kulunk, T. J. T. J. o. p. d. (2005). Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *93(5)*, 453-458.
- Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., & Fusayama, T. J. T. J. o. p. d. (1984). Relation of finish to discoloration of composite resins. *52(6)*, 811-814.
- Hahnel, S., Ionescu, A. C., Cazzaniga, G., Ottobelli, M., & Brambilla, E. J. J. o. d. (2017). Biofilm formation and release of fluoride from dental restorative materials in relation to their surface properties. *60*, 14-24.
- Hamouda. (2011). Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *23(5)*, 315-322.
- Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M., & Okiji, T. (2008). Evaluation of flowable resin composite surfaces eroded by acidic and alcoholic drinks. *Dental materials journal*, *27(3)*, 455-465.
- Hengtrakool, C., Kukiattrakoon, B., & Kedjarune-Leggat, U. (2011). Gradual surface degradation of restorative materials by acidic agents. *General dentistry*, *59(2)*, 50-62.

Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K., & Klaiber, B. J. C. o. i. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *4*(3), 140-147.

[https://en.wikipedia.org/wiki/CIELAB\\_color\\_space](https://en.wikipedia.org/wiki/CIELAB_color_space).

[https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell\\_color\\_system](https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell_color_system).

Ilie, Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *%J Operative dentistry*, *38*(6), 618-625.

Ilie, & Hickel, R. J. D. M. (2009). Macro-, micro-and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *25*(6), 810-819.

Ionescu, A., Wutscher, E., Brambilla, E., Schneider-Feyrer, S., Giessibl, F. J., & Hahnel, S. J. E. j. o. o. s. (2012). Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *S treptococcus mutans* biofilm development. *120*(5), 458-465.

Ishikawa-Nagai, S., Yoshida, A., Sakai, M., Kristiansen, J., & Da Silva, J. D. J. J. o. D. (2009). Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *37*, e57-e63.

Izufi, A., Plotino, G., Grande, N. M., Ioppolo, P., Testarelli, L., Bedini, R., . . . Gambarini, G. J. A. d. s. (2016). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with a bulkfill flowable material and a resin composite. *7*(1-2), 4.

Ivoclar. (2019). Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill.

Jaeggi, T., Grüniger, A., & Lussi, A. (2006). Restorative therapy of erosion. In *Dental Erosion* (Vol. 20, pp. 200-214): Karger Publishers.

Jefferies, S. R. J. D. C. o. N. A. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *51*(2), 379-397.

Johnston. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of dentistry*, *37*, e2-e6.

Johnston, & Kao, E. J. J. o. d. r. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *68*(5), 819-822.

Joiner, A. J. J. o. d. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *32*, 3-12.

Jones, C., Billington, R., & Pearson, G. J. B. d. j. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *196*(1), 42-45.

Joniot, S., Salomon, J., Dejoui, J., & Grégoire, G. J. O. d. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *31*(1), 39-46.

- Judeh, A., & Al-Wahadni, A. J. Q. i. (2009). A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *40*(9), e69-79.
- Jung. (1997). Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Operative Dentistry*, *22*(3), 98-104.
- Jung, Voit, S., & Klimek, J. J. O. d. (2003). Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *28*(1), 53-59.
- Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. K. J. C. D. J. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *16*(4), 339-347.
- Kaizer, M. R., de Oliveira-Ogliari, A., Cenci, M. S., Opdam, N. J., & Moraes, R. R. (2014). Do nanofill or submicron composites show improved smoothness and gloss? A systematic review of in vitro studies. *Dental Materials*, *30*(4), e41-e78.
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. J. J. o. M. S. M. i. M. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *18*(1), 155-163.
- Kalachandra, S., & Turner, D. (1987). Water sorption of polymethacrylate networks: Bis-GMA/TEGDM copolymers. *Journal of Biomedical Materials Research*, *21*(3), 329-338.
- Karaarslan, E. Ş., Ertaş, E., Özsevik, S., & Göktürk, H. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde 2000-2007 Yılları Arasında Posterior Restoratif Materyal Seçimi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *9*(2), 57-61.
- Karabela, M. M., & Sideridou, I. D. J. d. m. (2008). Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *24*(12), 1631-1639.
- Karabela, M. M., & Sideridou, I. D. J. D. M. (2011). Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *27*(11), 1144-1152.
- Karaman, E., Keskin, B., & Inan, U. J. C. o. i. (2017). Three-year clinical evaluation of class II posterior composite restorations placed with different techniques and flowable composite linings in endodontically treated teeth. *21*(2), 709-716.
- Kargul, B., Caglar, E., & Lussi, A. (2007). Erosive and buffering capacities of yogurt. *Quintessence International*, *38*(5).
- Kemaloglu, H., Karacolak, G., & Turkun, L. S. (2017). Can reduced-step polishers be as effective as multiple-step polishers in enhancing surface smoothness? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *29*(1), 31-40.
- Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. J. H. D. H. F. D. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *33*(4), 52-58.

- Khaled, S., Miron, R. J., Hamilton, D. W., Charpentier, P. A., & Rizkalla, A. S. J. d. m. (2010). Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. *26*(2), 169-178.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Dunford, R. G., & Wee, A. G. J. T. J. o. p. d. (2007). In vitro model to evaluate reliability and accuracy of a dental shade-matching instrument. *98*(5), 353-358.
- Kinani, L., Najih, R., & Chtaini, A. J. L. J. o. S. (2008). Corrosion inhibition of titanium in artificial saliva containing fluoride. *12*, 243-250.
- Kleinsasser, N. H., Wallner, B. C., Harréus, U. A., Kleinjung, T., Folwaczny, M., Hickel, R., . . . Reichl, F.-X. (2004). Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of dentistry*, *32*(3), 229-234.
- Kooi, T., Tan, Q., Yap, A., Guo, W., Tay, K., & Soh, M. (2012). Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative Dentistry*, *37*(6), 665-671.
- Koupis, N. S., Vercruyse, C. W., Marks, L. A., Martens, L. C., & Verbeeck, R. M. J. D. M. (2004). Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *20*(10), 908-914.
- Kramer, N., Kunzelmann, K.-H., García-Godoy, F., Haberlein, I., Meier, B., & Frankenberger, R. J. A. j. o. d. (2007). Determination of caries risk at resin composite margins. *20*(1), 59.
- Kroeze, H., Plasschaert, A., Van't Hof, M., & Truin, G. J. J. o. d. r. (1990). Prevalence and need for replacement of amalgam and composite restorations in Dutch adults. *69*(6), 1270-1274.
- Kuehni. (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group , Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, *27*(1), 20-27.
- Kwon, T. Y., Bagheri, R., Kim, Y. K., Kim, K. H., & Burrow, M. F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of investigative and clinical dentistry*, *3*(1), 3-16.
- Lavigueur, C., & Zhu, X. (2012). Recent advances in the development of dental composite resins. *Rsc Advances*, *2*(1), 59-63.
- Lee, Lim, B.-S., Lee, Y.-K., Ahn, S.-J., & Yang, H.-C. (2006). Involvement of oxidative stress in mutagenicity and apoptosis caused by dental resin monomers in cell cultures. *Dental Materials*, *22*(12), 1086-1092.

- Leinfelder. (1995). Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *Karl F %J The Journal of the American Dental Association*, 126(5), 663-676.
- Leinfelder. (1999). Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 11(5), 234-249.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. J. J. o. d. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *42(8)*, 993-1000.
- Li, Kuan, Y. H., Huang, F. M., & Chang, Y. C. (2012). The role of DNA damage and caspase activation in cytotoxicity and genotoxicity of macrophages induced by bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate. *International endodontic journal*, 45(6), 499-507.
- Li, Swartz, M., Phillips, R., Moore, B., & Roberts, T. J. J. o. D. R. (1985). Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *64(12)*, 1396-1403.
- Lussi, A., Jaeggi, T., & Zero, D. (2004). The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries research*, 38(Suppl. 1), 34-44.
- Lutz, & Phillips. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 50(4), 480-488.
- Lutz, Setcos, J. C., & Phillips, R. W. J. J. o. t. A. D. A. (1983). New finishing instruments for composite resins. *107(4)*, 575-580.
- Mallya, P. L., Acharya, S., Ballal, V., Ginjupalli, K., Kundabala, M., & Thomas, M. J. J. o. I. D. (2013). Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer cements. *3(2)*, 86.
- Manhart, Chen, H. Y., & Hickel, R. J. T. J. o. t. A. D. A. (2001). The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *132(5)*, 639-645.
- Manhart, Kunzelmann, K.-H., Chen, H., & Hickel, R. J. D. M. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *16(1)*, 33-40.
- Marghalani, H. Y. (2010). Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 22(2), 127-138.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*: John Wiley & Sons.
- McDonough, W. G., Antonucci, J. M., & Dunkers, J. P. J. D. M. (2001). Interfacial shear strengths of dental resin-glass fibers by the microbond test. *17(6)*, 492-498.

- McKinney, J., Antonucci, J., & Rupp, N. (1987). Wear and microhardness of glass-ionomer cements. *Journal of dental research*, 66(6), 1134-1139.
- Melander, J., Dunn, W. P., Link, M. P., Wang, Y., Xu, C., & Walker, M. P. (2011). Comparison of flexural properties and surface roughness of nanohybrid and microhybrid dental composites. *General dentistry*, 59(5), 342-347; quiz 348.
- Meurman, J. H., HÄRKÖNEN, M., NÄVERI, H., KOSKINEN, J., TORKKO, H., RYTÖMAA, I., . . . TURUNEN, R. (1990). Experimental sports drinks with minimal dental erosion effect. *European journal of oral sciences*, 98(2), 120-128.
- Minguez, N., Ellacuria, J., Soler, J. I., Triana, R., & Ibaseta, G. (2003). Advances in the history of composite resins. *Journal of the History of Dentistry*, 51(3), 103-105.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. J. T. J. o. t. A. D. A. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *134(10)*, 1382-1390.
- Moszner, N., Fischer, U. K., Angermann, J., & Rheinberger, V. (2008). A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dental Materials*, 24(5), 694-699.
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*, 26(4), 535-576.
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. J. D. M. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *21(10)*, 895-910.
- Nascimento, A. S., Lima, D. B., FOOK, M. V. L., ALBUQUERQUE, M. S. d., SABINO, M. A., BORGES, S. M. P., . . . BRAZ, R. J. B. o. r. (2018). Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *32*.
- Nasim, I., Neelakantan, P., Sujeer, R., & Subbarao, C. (2010). Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins—an in vitro study. *Journal of dentistry*, 38, e137-e142.
- Neme, A., Frazier, K. B., Roeder, L., & Debner, T. J. O. D. (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *27(1)*, 50-58.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*; Quintessence Pub. Co.: Chicago, IL, USA, 23.
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childressd, S. J. T. J. o. p. d. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *80(6)*, 642-648.
- Orłowski, M., Tarczydło, B., & Chałas, R. (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *The Scientific World Journal*, 2015.



- Osborne, J., Gale, E., & Ferguson, G. (1973). One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 30(5), 795-800.
- Ölmez, A., & Kisbet, S. J. A. O. T. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. 30(2), 115-122.
- Önal, B. J. E. Ü. D. H. F. Y., İzmir. (2004). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları.
- Özgünaltay, G., Yazıcı, A., & Görücü, J. J. J. o. o. r. (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. 30(2), 218-224.
- Paravina, Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., . . . Dentistry, R. (2015). Color difference thresholds in dentistry. 27, S1-S9.
- Paravina, & Powers, J. (2004). Esthetic color training in dentistry. St. Louis, Missouri. In: Mosby Inc., p165-174.
- Park, Chang, J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501-1505.
- Patel, M., Braden, M., & Davy, K. (1987). Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials*, 8(1), 53-56.
- Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., & Pietrobon, N. J. J. o. P. D. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. 92(6), 577.
- Pedrini, D., Candido, M., & Rodrigues Jr, A. J. J. o. o. r. (2003). Analysis of surface roughness of glass-ionomer cements and compomer. 30(7), 714-719.
- Pehlivan, N., & Karacaer, Ö. J. A. O. T. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. 31(3), 160-166.
- Pelissier, B., Jacquot, B., Palin, W., & Shortall, A. J. D. u. (2011). Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. 38(10), 660-670.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.
- Pirkoca, G., Kinna, A., Ulusoy, N., & Bağış, Y. Farklı sistemlerle bitirme ve cila uygulanan üç kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü.
- Powers, J. M., Sakaguchi, R. L., & Craig, R. G. (2012). *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers*: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby.

- Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., & Montanari, G. J. A. j. o. d. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *12*(5), 231-234.
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., & Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, *51*(3), 659-675.
- Rai, R., & Gupta, R. J. J. o. c. d. J. (2013). In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *16*(6), 564.
- Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., & Ambrosano, G. M. J. D. M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *19*(1), 12-18.
- Rios, D., Honório, H. M., Francisconi, L. F., Magalhães, A. C., Machado, M. A. d. A. M., & Buzalaf, M. A. R. J. J. o. d. (2008). In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *36*(2), 152-157.
- Ritter, A. V., Heymann, H. O., & Swift, E. J. (2012). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Mosby.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences.
- Roeder, L., & Powers, J. J. A. j. o. d. (2004). Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *17*(2), 109-112.
- Roeters, F., Opdam, N., & Loomans, B. (2004). The amalgam-free dental school. *Journal of dentistry*, *32*(5), 371-377.
- Rosenstiel, S., Land, F., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics, ; Mosby. In: Elsevier.
- Rueggeberg. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, *87*(4), 364-379.
- Rueggeberg. (2011). State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, *27*(1), 39-52.
- Rueggeberg, Caughman, W. F., Curtis, J., & Davis, H. (1993). Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *American journal of dentistry*, *6*(2), 91-95.
- Ruivo, M. A., Pacheco, R. R., Sebold, M., & Giannini, M. (2019). Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microscopy research and technique*, *82*(10), 1756-1767.

- Rutkunas, V., Sabaliauskas, V., & Mizutani, H. (2010). Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dental materials journal*, 29(2), 167-176.
- Ruyter, I., Nilner, K., & Möller, B. J. D. M. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. 3(5), 246-251.
- Ryba, Dunn, W. J., & Murchison, D. F. (2002). Surface roughness of various packable composites. *Operative Dentistry*, 27(3), 243-247.
- Saçak, M. (2002). İletken polimerler. *Polimer Kimyası, Ankara Üniversitesi, Gazi Kitabevi, Ankara*.
- Sakaguchi, & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences.
- Sakaguchi, R., Douglas, W., & Peters, M. J. J. o. D. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. 20(3), 183-188.
- Salehi, S., Gwinner, F., Mitchell, J. C., Pfeifer, C., & Ferracane, J. L. J. D. M. (2015). Cytotoxicity of resin composites containing bioactive glass fillers. 31(2), 195-203.
- Samra, A. P. B., Pereira, S. K., Delgado, L. C., & Borges, C. P. J. B. o. r. (2008). Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. 22(3), 205-210.
- Santini, A. J. D. u. (2010). Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. 37(4), 214-227.
- Saraç, D., Sarac, Y. S., Kulunk, S., Ural, C., & Kulunk, T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(1), 33-40.
- Sarı, E., KOYUTÜRK, A. E., & ÇANKAYA, S. (2010). Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(3), 153-161.
- Sarrett, D., Coletti, D., & Peluso, A. (2000). The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dental Materials*, 16(1), 62-67.
- Sbordone, L., & Bortolaia, C. J. C. o. i. (2003). Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease. 7(4), 181-188.
- Schmitt, V. L., Puppim-Rontani, R. M., Naufel, F. S., Nahsan, F. P. S., Alexandre Coelho Sinhoreti, M., & Baseggio, W. (2011). Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *International Scholarly Research Notices*, 2011.

- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., Silikas, N., & Watts, D. C. J. J. o. o. s. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *53*(4), 413-419.
- Schulein, T. M. (2005). Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent*, *53*(2), 63-72.
- Schulze, K. A., Marshall, S. J., Gansky, S. A., & Marshall, G. W. J. D. M. (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *19*(7), 612-619.
- Schweikl, H., Spagnuolo, G., & Schmalz, G. J. J. o. d. r. (2006). Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. *85*(10), 870-877.
- Seghi, R. R., Hewlett, E., & Kim, J. J. J. o. D. R. (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *68*(12), 1760-1764.
- Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'brien, W. J. J. o. P. D. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *56*(1), 35-40.
- Sepúlveda-Navarro, W. F., Arana-Correa, B. E., Ferreira Borges, C. P., Habib Jorge, J., Urban, V. M., Campanha, N. H. J. J. o. P. I., Esthetic, & Dentistry, R. (2011). Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages. *20*(8), 632-638.
- Shalan, L. A. (2016). Effect of Acidic and Energy Drinks on Surface Roughness of Three Types of Bulk Fill Composite Materials. *Journal of baghdad college of dentistry*, *28*(3), 8-14.
- Shimane, T., Endo, K., Zheng, J. H., Yanagi, T., & Ohno, H. J. D. m. j. (2010). Wear of opposing teeth by posterior composite resins—Evaluation of newly developed wear test methods—. 1011170091-1011170091.
- Shofu. (2019). Beautifil-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities.
- Shortall, A., Wilson, H., & Harrington, E. J. J. o. O. R. (1995). Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-Influence of shade and opacity. *22*(5), 337-342.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, *24*(4), 655-665.
- Sim, C., Yap, A., & Teo, J. J. O. d. (2001). Color perception among different dental personnel. *26*(5), 435-439.
- Smith, B. G., Bartlett, D. W., & Robb, N. D. (1997). The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. *The Journal of prosthetic dentistry*, *78*(4), 367-372.

- Söderholm. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of dental research*, 63(10), 1248-1254.
- Söderholm. (1993). Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of dental research*, 72(6), 1050-1054.
- Sproull, R. C. J. J. o. P. D. (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 29(4), 416-424.
- Sproull, R. C. J. J. o. P. D. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 86(5), 453-457.
- Suliaman, M., Addy, M., & Rees, J. (2003). Development and evaluation of a method in vitro to study the effectiveness of tooth bleaching. *Journal of dentistry*, 31(6), 415-422.
- Şeker, Ö. C., & Soyman, M. (2011). Çeşitli Asidik İçeceklerin İki Farklı Restoratif Materyalin Mikrosertlik Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkilerinin İn Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi. *YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ DIŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS TEZİ.*
- Tan, B., Yap, A., Ma, H., Chew, J., & Tan, W. (2015). Effect of beverages on color and translucency of new tooth-colored restoratives. *Operative Dentistry*, 40(2), E56-E65.
- Tarle. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*, 19(4), 831-840. doi:10.1007/s00784-014-1302-6
- Tate, W., & Powers, J. (1996). Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Operative Dentistry*, 21(2), 53-58.
- Tauböck, T. T., Marovic, D., Zeljezic, D., Steingruber, A. D., Attin, T., & Tarle, Z. J. D. M. (2017). Genotoxic potential of dental bulk-fill resin composites. 33(7), 788-795.
- Tekin, T. H. (2015). BULK FILL REZİN DENTAL KOMPOZİTLERİN SPEKTRAL, MEKANİK VE TERMAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ. *YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ YÜKSEK LİSANS TEZİ.*
- Tian, F., Yap, A. U. J., Wang, X., & Gao, X. (2012). Effect of staining solutions on color of pre-reacted glass-ionomer containing composites. *Dental materials journal*, 31(3), 384-388.
- Tjan, A. H., & Chan, C. A. J. T. J. o. p. d. (1989). The polishability of posterior composites. 61(2), 138-146.
- Toh, W., Yap, A., & Lim, S. J. O. D. (2015). In vitro biocompatibility of contemporary bulk-fill composites. 40(6), 644-652.

- Tokuyama. (2019). Estelite Bulk Fill Flow Product Brochure.
- Tomaszewska, I. M., Kearns, J. O., Ilie, N., & Fleming, G. J. J. J. o. d. (2015). Bulk fill restoratives: To cap or not to cap—That is the question? , *43*(3), 309-316.
- Tunçbilek, P. (2012). Kütlesel Yerleştirilebilen Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecelerinin Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. J. T. J. o. p. d. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *88*(6), 585-590.
- Turgut, S., & Bağış, B. J. J. o. d. (2011). Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *39*, e57-e64.
- Turssi, Serra, M., & Rodrigues, A. J. (2001). Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Operative Dentistry*, *26*(6), 576-584.
- Turssi, C. P., Saad, J., Duarte, J. S., & Rodrigues, J. A. J. A. j. o. d. (2000). Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *13*(3), 136-138.
- Türel, V. (2015). RESTORATİF DENTAL MATERYALLERİN YÜZEY MEKANİK ÖZELLİKLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *11*(11).
- Türkün, & Türkün, M. (2004a). Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *16*(5), 290-301.
- Türkün, & Türkün, M. (2004b). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*, *29*(2), 203-211.
- Ulusoy, N., & Bağış. (1994). Mikro dolduruculu kompozit dolgularda farklı bitirme yöntemlerinin değerlendirilmesi: Bitirme yöntemlerinin hibrit kompozitlere etkisi. *A Ü Dis Hek Fak Derg*, *21*, 89-92.
- Um, C. M., & Ruyter, I. (1991). Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence International*, *22*(5).
- Ure, D., & Harris, J. J. D. u. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *30*(1), 10-15.
- Usha, C., Rao, S. R., & George, G. M. (2018). A comparative evaluation of the staining capacity of microhybrid and nanohybrid resin-based composite to Indian spices and food colorants: An In vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, *29*(2), 201.
- Ünlü, N., & Çetin, A. R. (2008). Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *14*(3), 156-167.

- Van Dijken, J. W., & Pallesen, U. J. J. o. d. (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *51*, 29-35.
- Vivadent, I. (2016). Tetric EvoCeram Bulk Fill. Instructions for use. Available online at <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill> (accessed November 2016).
- Wa, C. (1984). Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *52*(2), 182-189.
- Wan, A. C., Yap, A. U., Hastings, G. W. J. J. o. B. M. R. A. O. J. o. T. S. f. B., The Japanese Society for Biomaterials., Biomaterials, T. A. S. f., & Biomaterials, t. K. S. f. (1999). Acid-base complex reactions in resin-modified and conventional glass ionomer cements. *48*(5), 700-704.
- Wan Bakar, W., & McIntyre, J. (2008). Susceptibility of selected tooth-coloured dental materials to damage by common erosive acids. *Australian dental journal*, *53*(3), 226-234.
- Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. J. J. o. O. S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *47*(1), 21-25.
- Wee, A. G., Monaghan, P., & Johnston, W. M. J. T. J. o. p. d. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *87*(6), 657-666.
- Wegehaupt, F. J., Tauböck, T. T., Attin, T., & Belibasakis, G. N. J. B. o. h. (2014). Influence of light-curing mode on the cytotoxicity of resin-based surface sealants. *14*(1), 48.
- Weitman, R. T., & Eames, W. B. J. T. J. o. t. A. D. A. (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *91*(1), 101-106.
- Wilson, K. S., Zhang, K., & Antonucci, J. M. J. B. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *26*(25), 5095-5103.
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C., & Tantbirojn, D. (2006a). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of dentistry*, *34*(3), 214-220.
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C., & Tantbirojn, D. J. J. o. d. (2006b). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *34*(3), 214-220.
- Wozniak, W., Siew, E., Lim, J., McGill, S., Sabri, Z., & Moser, J. J. D. M. (1993). Color mixing in dental porcelain. *9*(4), 229-233.
- Xu, H. (2010). Strong nanocomposites with Ca, PO<sub>4</sub>, and F release for caries inhibition. *Journal of dental research*, *89*(1), 19-28.

- Xu, H., Moreau, J., Sun, L., & Chow, L. J. J. o. d. r. (2010). Novel CaF<sub>2</sub> nanocomposite with high strength and fluoride ion release. *89*(7), 739-745.
- Xu, H., Sun, L., Weir, M., Antonucci, J. M., Takagi, S., Chow, L. C., & Peltz, M. J. J. o. d. r. (2006). Nano DCPA-whisker composites with high strength and Ca and PO<sub>4</sub> release. *85*(8), 722-727.
- Yaman, B. C., Efes, B. G., Dörter, C., Gömeç, Y., Erdilek, D., & Büyükgökçesu, S. J. J. o. c. d. J. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *14*(2), 136.
- Yap, A., Low, J., & Ong, L. J. O. D. (2000). Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *25*(3), 170-176.
- Yap, A., Lye, K., & Sau, C. J. O. D. (1997). Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *22*, 260-265.
- Yap, A., & Mok, B. J. O. D. (2002). Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *27*(2), 161-166.
- Yap, A., Ng, J., Yap, S., & Teo, C. J. O. D.-U. O. W.-. (2004). Surface finish of resin-modified and highly viscous glass ionomer cements produced by new one-step systems. *29*(1), 87-91.
- Yap, A., Sau, C., & Lye, K. J. J. o. o. r. (1998). Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *25*(6), 456-461.
- Yazıcı, Celik, C., Dayangaç, B., & Özgünaltay, G. (2007). The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Operative Dentistry*, *32*(6), 616-622.
- Yazici, A., Antonson, S., Kutuk, Z., & Ergin, E. J. O. d. (2017). Thirty-six-month clinical comparison of bulk fill and nanofill composite restorations. *42*(5), 478-485.
- Yazıcı, A., Müftü, A., Kugel, G., & Perry, R. J. O. d. (2006). Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *31*(2), 261-265.
- Yıldız, E., KARAARSLAN, E. S., Simsek, M., Ozsevik, A. S., & USUMEZ, A. J. D. m. j. (2015). Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials. 2014-2344.
- Yoshikawa, T., Morigami, M., Sadr, A., & Tagami, J. (2013). Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dental materials journal*.
- Zhang, F., Heydecke, G., & Razzoog, M. E. J. T. J. o. p. d. (2000). Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *84*(4), 425-431.



## 8. ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı:** Enes KILIÇ

**Doğum Yeri:** Reşadiye/TOKAT

**Doğum Tarihi:** 31.07.1993

**Medeni Hali:** Evli

**Bildiği Yabancı Diller:** İngilizce

**Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):**

**İlköğretim:** Reşadiye Atatürk İlköğretim Okulu, 1999-2007

**Lise:** Tokat Milli Piyango İhya Balak Fen Lisesi, 2007-2011

**Lisans:** Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2011-2012

Ondokuzmayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2012-2016

**Uzmanlık:** Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.B.D., 2017-2020

**Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:**

Özel Muayenehane, 2016

T.C. Sağlık Bakanlığı Tokat Turhal Devlet Hastanesi, 2016-2017

Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2017-2020

**E-posta:** [dt.enesklc@gmail.com](mailto:dt.enesklc@gmail.com)