



**REZİN KOMPOZİTLERİN RENK DEĞİŞİMİ VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE FARKLI BİTİRME VE POLİSAJ
UYGULAMASI İLE HIZLANDIRILMIŞ YAŞLANDIRMANIN
ETKİLERİNİN *IN VITRO* OLARAK İNCELENMESİ**

Amira M. AISA

**DOKTORA TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAYIS 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Amira M. AISA

09/05/2022

REZİN KOMPOZİTLERİN RENK DEĞİŞİMİ VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE
FARKLI BİTİRME VE POLİSAJ UYGULAMASI İLE HIZLANDIRILMIŞ
YAŞLANDIRMANIN ETKİLERİNİN *IN VITRO* OLARAK İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Amira M. AISA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2022

ÖZET

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı polisaj sistemlerinin ve hızlandırılmış yapay yaşlandırma (HYY) testine maruz bırakılmanın rezin kompozitlerin renk değişikliği ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemektir.

Yöntem: Çalışmada 8 mm çapında, 2 mm derinliğinde plexiglas kalıplar kullanıldı. Test edilen her rezin kompozit için 60 adet örnek hazırlandı. Takiben, hazırlanan örnekler her rezin kompozit için beş alt gruba ayrıldı. Grup 1’de; örnek yüzeylerine herhangi bir polisaj uygulanmayarak kontrol grubu oluşturuldu. Grup 2’de; Clearfil Twist Dia, Grup 3’de; Pogo, Grup 4’de; Sof-Lex ve Grup 5’de; Super Snap kullanılarak örnek yüzeylerine polisaj uygulaması yapıldı. Daha sonra, rezin kompozit örneklerin renk ölçümleri spektrometre cihazı ile yüzey pürüzlülük ölçümleri ise profilometre cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Takiben, tüm örnekler HYY testine maruz bırakıldıktan sonra, tekrar renk ölçümleri ve yüzey pürüzlülük ölçümleri alındı ve elde edilen değerler kaydedildi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak %95 güven aralığında analiz edildi.

Bulgular: Tüm polisaj gruplarında, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerlerinin test edilen rezin kompozitler arasında farklılık gösterdiği görüldü ($p<0,05$). Test edilen tüm rezin kompozitlerde, polisaj sonrası (G hariç), HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık gösterdiği tespit edildi ($p<0,05$). Ayrıca, test edilen tüm rezin kompozitlerin her birinden elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). G ve GD haricinde, diğer rezin kompozitlerde kontrol grubunda anlamlı olarak daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edildi ($p<0,05$). Tüm polisaj gruplarında, test edilen rezin kompozitlerin pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0,05$). HYY sonrasında da rezin kompozitlerin (PE haricinde) yüzey pürüzlülük değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık olduğu tespit edildi ($p<0,05$). Ayrıca, test edilen rezin kompozitlerin pürüzlülük değerlerinin arasında da farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$).

Sonuç: Bu çalışmanın sınırları dahilinde, rezin kompozitlerin renk değişimi ve pürüzlülüğünün kullanılacak rezin kompozitin yapısından ve polisaj sisteminin özelliklerinden etkilendiği, ancak test edilen rezin kompozitlerin renk değişiminde, yüzey pürüzlülüğünden ziyade rezin kompozitin yapısının daha önemli rol oynadığı söylenebilir.

Bilim Kodu : 10101.08

Anahtar Kelimeler : Rezin kompozit, polisaj sistemleri, yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi ve hızlandırılmış yapay yaşlandırma.

Sayfa Adedi : 140

Danışman : Prof. Dr. Oya BALA

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT FINISHING AND POLISHING
AND ACCELERATED AGING ON COLOR CHANGE AND SURFACE ROUGHNESS
OF RESIN COMPOSITES *IN VITRO*

(Ph. D. Thesis)

Amira M. AISA

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

May 2022

ABSTRACT

Objectives: The aim of this *in vitro* study is to examine the effect of different polishing systems and exposure to the accelerated artificial aging (AAA) test on the color change and surface roughness of resin composites.

Methods: In the study, plexiglass molds with a diameter of 8 mm and a depth of 2 mm were used. For each resin composite tested, 60 samples were prepared. Subsequently, the prepared samples were divided into five subgroups for each resin composite. In Group 1; The control group was formed by not applying any polishing to the sample surfaces. The sample surfaces were polished with Clearfil Twist Dia (in Group 2), Pogo (in Group 3), Sof-Lex (in Group 4) or Super Snap (in Group 5). Then, the color measurements of the resin composite samples were measured using a spectrometer device and the surface roughness measurements were measured using a profilometer device. Subsequently, after all samples were exposed to the AAA test, color measurements and surface roughness measurements were taken again and the obtained values were recorded. The obtained data were statistically analyzed at 95% confidence interval.

Results: In all polishing groups, ΔE values showing the color change after polishing, after AAA, after polishing and AAA were found to differ between the tested resin composites ($p < 0.05$). In all tested resin composites, ΔE values showing the color change after polishing (except G), after AAA, after polishing and after AAA were found to differ between polishing groups ($p < 0.05$). In addition, it was observed that there was a significant difference between the polishing groups in the surface roughness values obtained from each of the tested resin composites ($p < 0.05$). Except for G and GD, other resin composites had significantly lower roughness values in the control group ($p < 0.05$). It was determined that there was a significant difference between the roughness values of the tested resin composites in all polishing groups ($p < 0.05$). It was determined that the surface roughness values of the resin composites (except PE) were also different between the polishing groups after AAA ($p < 0.05$). In addition, it was observed that the roughness values of the tested resin composites were different from each other ($p < 0.05$).

Conclusions: Within the limits of this study, it can be said that the color change and roughness of the resin composites are affected by the structure of the resin composite to be used and the properties of the polishing system, but the structure of the resin composite rather than the surface roughness plays a more important role in the color change of the tested resin composites.

Science Code : 10101.08

Key Words : Resin composite, polishing systems, surface roughness, color change and AAA

Page Number : 140

Supervisor : Prof. Dr. Oya BALA

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgisini, deneyimini benimle paylaşan ve güler yüzünü esirgemeyen, değerli danışman hocam Prof. Dr. Oya BALA'ya,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşıp eğitimime katkıları olan değerli hocalarım Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU, Doç. Dr. Suat ÖZCAN, Dr. Öğr. üyesi Cemile KEDİCİ ALP, Arş. Gör. Dr. Sinem AKGÜL ve Arş. Gör. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a,

Doktora süresince beraber çalıştığım bütün araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve personelimize,

Bugünlere gelmem için sonsuz emek sahibi olan ve bu anları görebilmelerini çok istediğim sevgili aileme,

Değerli vakitlerinden çalmak zorunda kaldığım, benimle olduğunu hissettiğim andan beri önceliğim olan, hayatımın neşesi, sebeb-i çabam, canlarım, sevgili kızlarım Allen HWIDI ve Leyla HWIDI'ya,

Hayatıma girdiği günden beri beni yalnız bırakmayan, mesleki gelişimim için en büyük desteği veren, her kararında yanıbaşım olan hayat arkadaşım, sevgili eşim Mohamed Amar HWIDI'ya

SONSUZ TEŞEKKÜRLER ...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Resin Kompozitler	5
2.1.1. Resin kompozitin yapısı.....	5
2.1.2. Resin kompozitlerin sınıflandırılması	16
2.1.3. Resin kompozitlerdeki son gelişmeler	23
2.2. Renk Değişimi.....	27
2.2.1. Resin kompozitlerin renk değişiminin nedenleri	28
2.2.2. Renk ölçümü	30
2.3. Pürüzlülük	42
2.3.1. Bitirme ve polisaj uygulaması.....	44
2.3.2. Bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemler	46
2.3.3. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması ve bileşimleri.....	46
2.3.4. Bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan aletlerin aşındırıcı tipleri	47
2.3.5. Bitirme ve polisaj aletleri	49
2.3.6. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi	54

	Sayfa
2.4. Yaşlandırma Yöntemleri	56
2.4.1. Suda bekletme ile yaşlandırma.....	57
2.4.2. Suda kaynatma ile yaşlandırma.....	57
2.4.3. PH Döngüsü ile yaşlandırma.....	57
2.4.4. Mekanik oklüzal yükleme ile yaşlandırma.....	57
2.4.5. UV ışık ile yaşlandırma.....	57
2.4.6. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma (HYY)	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM	59
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	59
3.2. Örneklerin Hazırlanması	63
3.3. Renk Değişimi Ölçümleri	65
3.4. Pürüzlülük Ölçümleri.....	67
3.5. İstatistiksel Analiz.....	68
4. BULGULAR.....	69
4.1. Renk Değişimi Bulguları	69
4.1.1. Resin kompozit grupları arasındaki ilişki	69
4.1.2. Resin kompozitlerin ikili karşılaştırılması	74
4.1.3. Polisaj gruplarının karşılaştırılması.....	76
4.1.4. Polisaj gruplarının ikili karşılaştırılması	77
4.1.5. Polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin ikili karşılaştırılması.....	79
4.2. Pürüzlülük Bulguları	81
5. TARTIŞMA.....	91
5.1. Renk değişimi bulgularının tartışması	97
5.2. Pürüzlülük ile ilgili bulguların tartışması.....	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	117

	Sayfa
6.1. Renk sonuçları.....	117
6.2. Pürüzlülük Sonuçları.....	118
KAYNAKLAR	121
ÖZGEÇMİŞ	139

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması	17
Çizelge 2.2. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien)	35
Çizelge 2.3. NBS kriterleri	35
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin kompozitler ve özellikleri	60
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan polisaj sistemleri ve özellikleri	61
Çizelge 4.1. Test edilen tüm rezin kompozitlerin polisaj sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki	70
Çizelge 4.2. Test edilen tüm rezin kompozitlerin HYY sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki	71
Çizelge 4.3. Test edilen tüm rezin kompozitlerin polisaj sonrası ile HYY sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki	72
Çizelge 4.4. Hemen sonra ile polisaj sonrası, hemen sonra ile HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin karşılaştırılması	80
Çizelge 4.5. Çalışmada yaşlandırma öncesi elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri, standart sapmaları ve ikili karşılaştırmalara ait veriler	82
Çizelge 4.6. HYY sonrası elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri, standart sapmaları ve ikili karşılaştırmalara ait veriler	86
Çizelge 4.7. HYY öncesi ve sonrası test edilen tüm grupların pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki	90

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Rezin kompozitin yapısı.....	5
Şekil 2.2. Bis-GMA monomerinin yapısal formülü.....	7
Şekil 2.3. UDMA'nın kimyasal formülü.....	7
Şekil 2.4. TEGDMA'nın kimyasal formülü.....	8
Şekil 2.5. Bis-EMA'nın kimyasal formülü	9
Şekil 2.6. Dental kompozitlerde organik matriks ile doldurucu arasındaki silan bağlantının şematik gösterimi	12
Şekil 2.7. γ -MPTS'nin kimyasal formülü	13
Şekil 2.8. Kamforokinon molekülünün yapısal formülü.....	14
Şekil 2.9. İnhibitör sistemlerin kimyasal yapıları	15
Şekil 2.10. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması.....	17
Şekil 2.11. Munsell renk sistemi	31
Şekil 2.12. Hue (Renk tonu).....	32
Şekil 2.13. Value (parlaklık değeri)	33
Şekil 2.14. Chroma (doygunluk).....	33
Şekil 2.15. CIE L* a* b* Renk Skalası	34
Şekil 2.16. Ra ve Rz parametresi diagramı	55
Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması	64
Şekil 4.1. Polisaj gruplarının renk değişimi	73
Şekil 4.2. Çalışmada HYY öncesi elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri	83

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Renk ölçüm cihazı VITA Easyshade'in gelişimi	41
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan polisaj sistemleri.....	62
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan plexiglas kalıplar	63
Resim 3.3. Çalışmada kullanılan yaşlandırma cihazı.....	65
Resim 3.4. Çalışmada kullanılan renk ölçüm cihazı (VITA Easyshade V)	65
Resim 3.5. Renk ölçümlerinin yapılması	66
Resim 3.6. Çalışmada kullanılan yüzey profilometre cihazı.....	67

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
<	Küçüktür
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı eksi
≤	Küçük eşit
≥	Büyük eşit,
°	Derece
3D	Üç boyutlu
Cd/m ²	
Cd/sr/m ²	
cm	Santimetre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
sn	Saniye
ΔE	Renk değişimi
μm	Mikrometre

Kısaltmalar**Açıklamalar****4-META**

4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit

4-META

4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit

a*

CIE renk sistemi kırmızı-yeşil koordinatı

AFM

Atomik kuvvet mikroskobu

ANOVA

Varyans analiz ölçümleri

Ao

Aritmetik ortalama

APS

3-akriloksipropiltrimetoksin

ATES

organosilan alitrietoksilan

b*

CIE renk sistemi sarı-mavi koordinatı

BHT

Bütilat hidroksitoluen

Bis-EMA

Bis-Etilen Glikol Dimetakrilat

Bis-GMA

Bisfenol-A-glisidil-metakrilat

Bis-MPEPP

Bis (4-Metakriloksi Polietoksifenil) Propan Polimerler

CIE

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu

(Commission Internationale de l'Eclairage =CIE)

DHEPT

Dihidroksietil-p-toluidin

dk

Dakika

DMAPE

n-dimetilamino-fenil-etanol

DMPT

N-dimetil-p-toluidin

EGDMA

Etilen Glikol Dimetakrilat

GPS γ -glisidoksipofil trimetoksilan**HEMA**

Hidroksietilmetakrilat

HYY

Hızlandırılmış yapay yaşlandırma

ISO

International Organization for Standardization

(Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

ISO

International Organization for Standardization

(Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

L*

CIE sistemi renk değeri koordinatı

LED

Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode=LED)

MMA

Metil Metakrilat

NBS

Ulusal Standartlar Bürosu

(National Bureau of Standards =NBS)

OTMS	n-oktiltrimetoksilan
p	İstatiksel anlamlılık
RGB	Kırmızı-Yeşil-Mavi (Red-Green-Blue =RGB)
rpm	Dakika devir sayısı (revolutions per minute =rpm)
SEM	Taramalı ElektronMikroskobu
sn	Saniye
SPSS	Sosyal Bilimler için İstatistik Paketi
Ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilenglikoldimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
γ-MPTS	γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan

1. GİRİŞ

Estetiğe olan ilginin günden güne artması, toplumsal bilinç düzeyinin yükselmesi ve bu bilinçlenmenin diş hekimliği alanına da yansması, hastaların daha uzun ömürlü ve görünümü değişmeyen estetik restorasyonları talep etmelerine neden olmuştur [1].

Restoratif diş hekimliğinin temel amacı, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi ile doğal diş görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Günümüzde, koruyucu diş hekimliğine verilen önemin yaygınlaşması, daha konservatif kavite açma tekniklerinin gelişimi, hastaların estetik taleplerinin artması ile birlikte adezyon teknolojisindeki gelişmeler ön grup dişlerin yanı sıra arka grup dişlerin de diş rengindeki restoratif materyaller ile restore edilmesine yönelik eğilimi arttırmıştır. Bu da bu amaçla kullanılabilecek pek çok yeni materyal ve tekniğin gelişimini tetiklemiştir [2].

Rezin esaslı dental kompozitler, ilk olarak 1960 yıllarda Dr. Bowen tarafından kullanıma sunulmuştur. Günümüzde nano teknolojinin diş hekimliği alanında kullanılması, yüksek estetiğe sahip hibrit, nanohibrit, nanoseramik ve mikrohibrit rezin kompozitler adıyla pek çok materyalin dental marketlerde yer almasına neden olmuştur. Bu rezin kompozitlerin yapısı esasen geleneksel rezin kompozitlere benzemekle birlikte, rezin esaslı kompozit yapının içine ilave edilen inorganik doldurucuların boyutlarının nano boyutlara kadar düşürülmesi, mekanik dayanım ve estetik özellikleri daha iyi restorasyonların yapımını kolaylaştırmıştır. Ayrıca, doldurucuların rezin kompozit yapının içine ilave edilme şekli ve rezin kompozitin polimerizasyonunda farklı fotobaşlatıcıların kullanılmaya başlanması, rezin esaslı restorasyonların klinik olarak daha fazla kabul görmesine neden olmuştur [3, 4].

Estetik amaçla kullanılan restoratif materyaller, doğal diş görünümünü taklit edebilmelidir. Bu da restoratif materyalin renk uyumu ve renk stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir. Renk stabilitesi ile restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğü arasında yakın ilişki bulunmaktadır. Ağız boşluğundaki boyayıcı ajanların, rezin kompozit ile yapılmış restorasyon yüzeyinde renklenmelere neden olduğu rapor edilmiştir [5, 6].

Rezin kompozitler, zamanla geliştirilen özellikleri sayesinde iyileştirilmiş renk stabilitesi ve klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğüne ulaşmışlardır. Buna rağmen, rezin esaslı kompozitlerin ağız içi sıvılarına maruz kaldıklarında renk değiştirdikleri birçok çalışmada gösterilmiştir [4, 7]. Bu çalışmalarda, rezin kompozitlerin estetik özellikleri ile inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü, yapısı ve miktarı arasında ilişki olduğu bildirilmiştir.

Rezin kompozitlerin renk değişikliği, içsel ve dışsal faktörlere bağlı olarak ortaya çıkar. İçsel renklenmelerin, rezin kompozitlerin yapısı ve yetersiz polimerizasyon sonucu restorasyonun iç tabakalarında olduğu, dışsal renklenmelerin ise rezin kompozitlerin dış yüzeyinde meydana geldiği rapor edilmiştir [8, 9].

Dışsal renklenme; rezin kompozitin su emilimi, diyet ve sigara içme alışkanlıkları, kötü ağız hijyeni ve restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğü ile yakından ilişkilidir. Yüzey pürüzlülüğü ve dışsal etkenlere karşı rezin kompozitin renginin stabil kalmasında, rezin kompozitin yapısının yanı sıra doldurucu partiküllerin özellikleri ile birlikte bitirme ve polisaj uygulamaları gibi faktörlerin etkisi olduğu belirtilmektedir. Aşınma nedeniyle de yüzeyde oluşan pürüzlülük ve kimyasal bozunmanın, parlaklığı etkileyerek dışsal boyanmayı arttırdığı bildirilmiştir [10, 11].

Restorasyonun yüzey kalitesi restorasyonun klinik başarısında rol oynayan önemli faktörlerden biridir. Pürüzsüz bir yüzey; plak birikimini ve yüzey renklenmesini azaltarak sağlıklı periodonsiyumu korur, restorasyonun kullanım süresini uzatır ve estetik özelliklerin devamını sağlar [12].

Rezin kompozitlerin pürüzsüz bir yüzeye sahip olabilmeleri, restorasyonun şeffaf bant altında polimerize edilmeleri ile sağlanabilmektedir. Ancak restorasyonlar, fazla materyalin uzaklaştırılması için yüzey bitim ve konturlama işlemlerine ihtiyaç duyarlar. Doğru bir yüzey bitimi, sadece estetik açıdan değil, ağız sağlığı için de önemlidir. Yüzey bitim işleminin birincil amacı; restorasyona düzgün bir kontur, oklüzyon, sağlıklı embraşür şekli vermek ve pürüzsüz bir yüzey sağlamaktır [5, 13].

Rezin kompozitlerin estetik görünümü ve klinik ömrü, polisaj işlemlerinden de büyük oranda etkilenmektedir. İyi bir polisaj, restorasyonlar üzerinde oluşabilecek plak birikiminin azaltılması, restorasyonların renklenmesinin önlenmesi, dişeti irritasyonunun engellenmesi ve dolaylı olarak sekonder çürük oluşumunun önlenmesinde önemli rol oynamaktadır [14].

Günümüzde rezin kompozit restorasyonların bitirme ve polisajında, elmas ya da karbid bitirme frezleri, arkansas taşları, silikon polisaj lastikleri ve patları, alüminyum oksit kaplı diskler gibi farklı malzemeler kullanılmaktadır [15].

Estetik diş hekimliğinin temel amacı, mineye benzeyen şekilde parlak ve pürüzsüz yüzey elde etmektir. Dental literatürde farklı polisaj malzemelerinin rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır [16, 17]. Bu çalışmaların sonuçları farklılık göstermesine rağmen, birçoğunda alüminyum oksit kaplı disklerin elmas ve karbid kaplı frezler, parlatma pastaları ve polisaj lastiklerine kıyasla daha pürüzsüz yüzey oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir.

Dental restoratif materyaller, ağız içerisinde çeşitli uyaranlardan etkilenerak, zaman içerisinde doğal olarak yaşlanmaktadır. Bu da restorasyonun fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin zarar görmesine neden olmaktadır. Ağız içerisinde doğal olarak zaman içinde oluşan yaşlanmaya bağlı olarak restorasyonlarda oluşan ve aralarında yüzey pürüzlülüğü olgusunun da yer aldığı değişiklikler, restoratif diş hekimliğinde *in vivo* olarak Uluslararası Modifiye Ryge Kriterleri veya Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Kriterleri ile belirlenebilir [18].

In vitro olarak ise ağız ortamında doğal yollardan meydana gelen yaşlanmayı taklit etmek için restorasyonlara veya restoratif materyallere yaşlandırma testleri uygulanır. Laboratuvar ortamında deneysel olarak gerçekleştirilen yaşlandırma testi ile hızlandırılmış bir zaman sürecinde dental restoratif materyaller ısı, nem ve ışık döngüsüne maruz bırakılarak ağız ortamının yapay olarak taklit edilmesi amaçlanmaktadır. Böylece, restoratif materyallerde ağız ortamında fonksiyon gördükleri süreç içinde oluşan değişikliklerin oluşturulması sağlanmaktadır. Ayrıca, yaşlandırma testlerin uygulanması *in vitro* araştırmalar ile daha güvenilir sonuçlar alınmasına neden olmaktadır [19]. Diğer bir

deyişle, ağız ortamında restorasyon yüzeylerinde zaman içinde oluşan bozulmalara ve pürüzlülüğe yol açan tüm doğal faktörleri taklit etmek ve bu yolla restorasyon yüzeylerinde pürüzlülük olgusunun oluşturmak, yaşlandırma testlerinin temel amacıdır [18, 20].

Dental materyallerin özellikleri üzerinde *in vitro* testler yapılırken, çeşitli yaşlandırma teknikleri kullanılmaktadır. Bunlar; termal siklus, suda bekletme, ışık uygulayarak yaşlandırma ve hızlandırılmış yapay yaşlandırma (HYY) şeklinde sayılabilir [21].

Yaşlandırma testleri, ağız ortamında birkaç ay veya yıldan fazla sürede oluşacak etkinin kısa bir sürede oluşmasını sağlar. Rezin kompozit örneklerle yaşlandırma testi uygulanması sonucunda, rezin kompozit örneklerde renk değişimi, rengin solması, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, su emilimi, direnç kaybı ve oksidasyon gibi olumsuz etkilerin gözlemlendiği *in vitro* olarak birçok çalışmada gösterilmiştir [22]. Bu etkilerin, esasen rezin kompozitlerin su emme özelliklerinden dolayı oluştuğu bildirilmiştir. Rezin kompozitlerin su emme miktarları, yapılarındaki monomer tipine bağlı olarak farklılık göstermektedir [23].

Bunlara ilaveten, yaşlandırma amacıyla kullanılan testin de rezin kompozitler üzerinde oluşturacağı etkiler farklı olabilir. HYY testine maruz bırakılan rezin kompozit örneklerin yüzey pürüzlülüğünün önemli derecede arttığı bildirilmiştir. Bunun oluşmasında, rezin kompozitin yapısında bulunan doldurucu partiküllerinin boyutu ve tipinin etkisi bulunmaktadır [14, 24].

In vitro çalışmalarda, farklı rezin kompozitlerin renk değişimi ve/veya yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı bitirme ve polisaj uygulamasının etkileri incelenmiştir. Ancak rezin kompozitlerin renk değişimi ve/veya yüzey pürüzlülüğü üzerine hem bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan malzemelerin hem de HYY testinin etkileri hakkında yeterli bilgi bulunmamakta, hatta kafa karışıklığı söz konusudur. Bundan dolayı, bu tez çalışmasının amacı, on farklı rezin kompozitin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine dört farklı polisaj sistemi ile HYY'nın etkilerini *in vitro* olarak incelemektir.

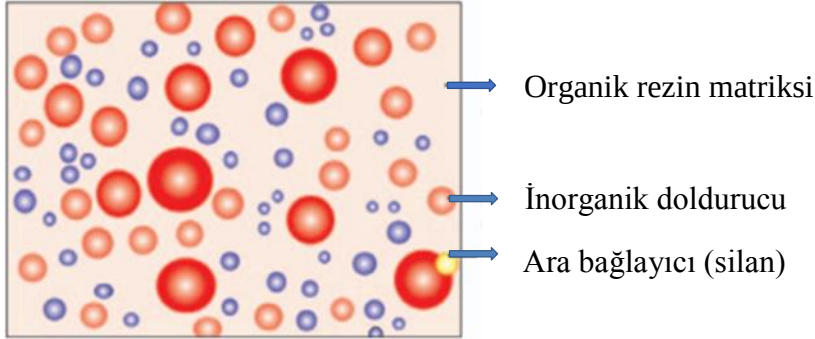
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Rezin Kompozitler

Estetik amaçla kullanılan silikat simanlar ve akrilik dolgu materyallerinin klinik yetersizlikleri, 20. yüzyılın ortasında rezin esaslı kompozit materyallerin gelişiminin nedenleri arasında bulunmaktadır. 1960'larda, Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılan ilk rezin esaslı kompozit, günümüzde kullanılan rezin esaslı kompozitlerin gelişiminin temelini oluşturmuştur. Takiben, ilk önce mine daha sonra dentine bağlanmanın gündeme geldiği adeziv teknolojisindeki gelişmeler ise rezin kompozitlerin tüm dünyada yaygın olarak kullanımına neden olmuştur.

2.1.1. Rezin kompozitin yapısı

Rezin kompozit; organik rezin matriksi, inorganik doldurucular ve ara bağlayıcı (silan) olmak üzere üç temel bileşenden oluşmaktadır [6].



Şekil 2.1. Rezin kompozitin yapısı

Doldurucuların ilavesi, zayıf mekanik ve fiziksel özelliklere sahip rezini geliştirmek amacıyla. Rezin matriksi ve doldurucu içeriği arasındaki oran direkt olarak materyalin özelliklerini etkiler. Doldurucu içeriğinin artırılmasının, aşınma direncinin ve dayanıklılığın artmasına ve ayrıca polimerizasyon büzülmesini ve etkilerinin azalmasına neden olduğu bildirilmiştir [25, 26, 27].

Organik rezin matriksi

Organik rezin matriks, monomerler ve ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole (UV) stabilizatörlerden oluşur.

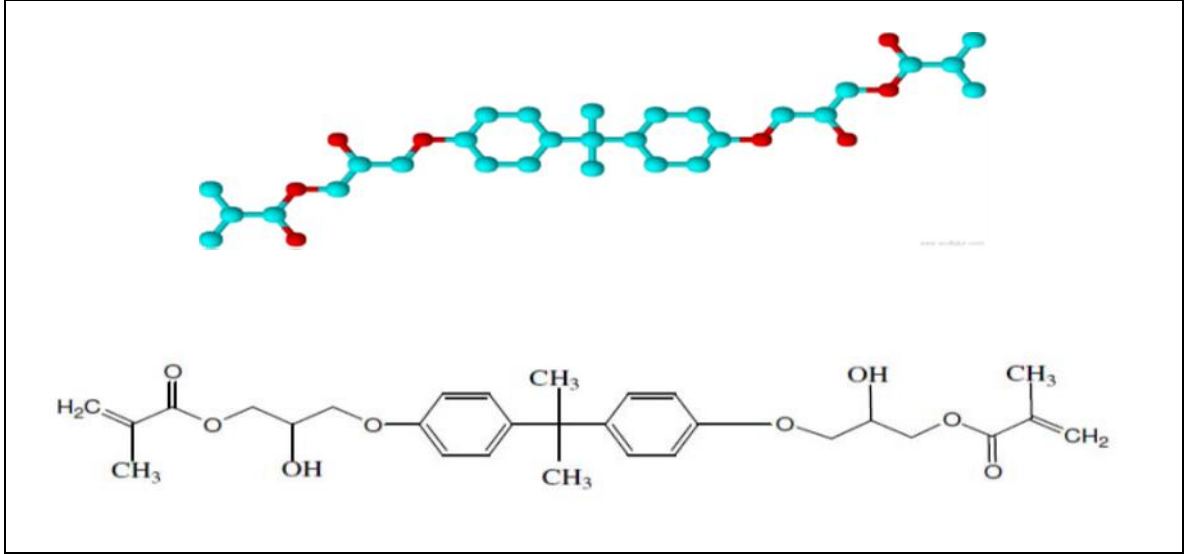
Monomer ve ko-monomerler

Sertleşmiş bir rezin kompozit, esasen monomerlerin birleşmesiyle oluşan polimerik bir yapıdır. Polimerizasyon, iki metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağları arasındaki kimyasal tepkime sonucu gerçekleşir. Organik matriksi oluşturan monomerler, rezin kompozitin ana bileşenleridir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler, genellikle sıvı formdadır ve polimerizasyon ile katı forma dönüşür. Monomerlerin polimerlere dönüşme oranına “dönüşüm derecesi” denir [28].

Organik polimer matriksi olarak en çok kullanılan monomerler bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA)’dır [29].

Bis-GMA

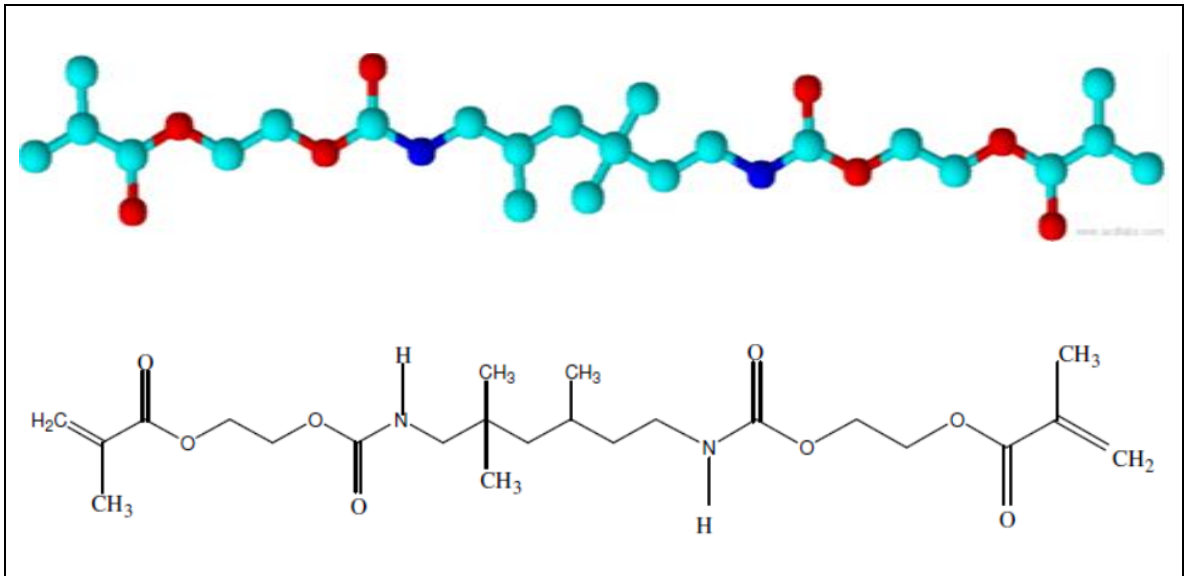
En yaygın kullanılan monomer yapısı bisfenol-A ve glisidil metakrilatın birleşiminden oluşan Bis-GMA’dır. İlk defa Bowen tarafından geliştirilmiştir. Polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağları ile bağlanması gerçekleşir. Bu monomerin, molekül boyutunun büyük olması ve kimyasal yapısı nedeni ile uçuculuğunun az olması, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması, hızlı sertleşmesi, sert ve güçlü rezin yapısı oluşturması gibi avantajları bulunmaktadır [28].



Şekil 2.2. Bis-GMA monomerinin yapısal formülü

UDMA

Bis-GMA'nın viskozitesinin yüksek olmasından dolayı, viskozitesini azaltmak amacıyla daha düşük viskoziteye sahip ve dönüşüm derecesi daha yüksek monomerlerin ilavesi üzerine çalışmalar odaklanmıştır. Bis-GMA monomerine göre daha az visköz olan UDMA monomerinin kullanımı da bu amaçla ortaya çıkmıştır. UDMA monomerinde, bisfenol-A'ya ait iskeletin yerine lineer bir izosiyanat grubu yer alır [30] (Şekil 2.3).

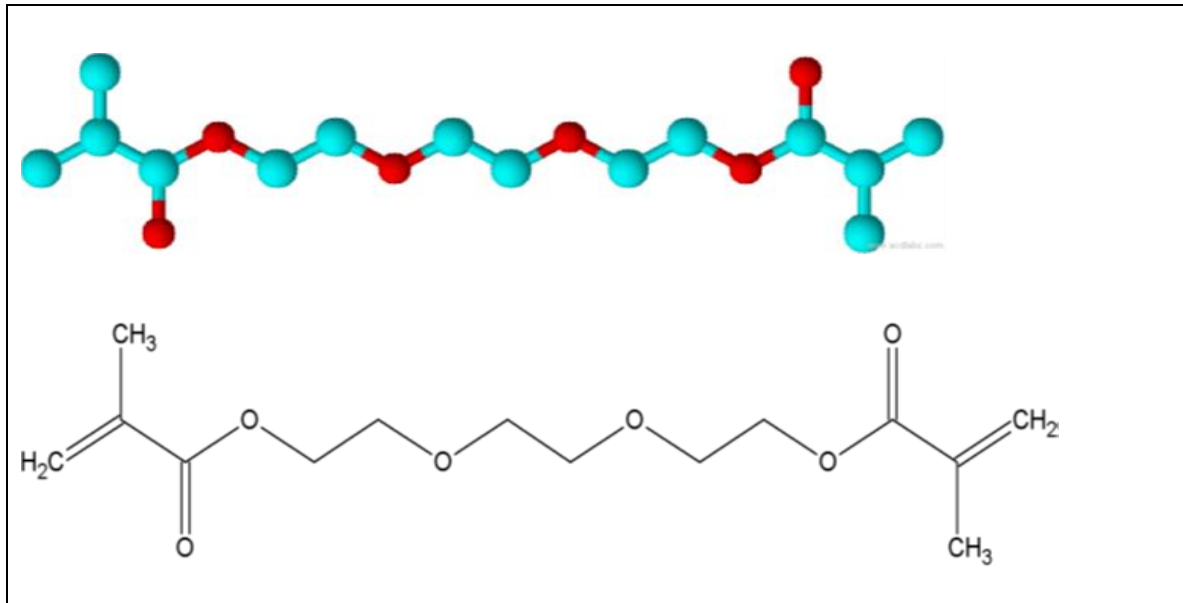


Şekil 2.3. UDMA'nın kimyasal formülü

UDMA esaslı rezin kompozitler ile geleneksel Bis-GMA esaslı rezin kompozitlerin *in vitro* ve *in vivo* karşılaştırılmaları oldukça zordur. Bu zorluklara rağmen monomer sistemleri hariç diğer tüm özelliklerin sabit tutulduğu *in vitro* çalışmalar, Bis-GMA'ya kıyasla UDMA esaslı rezin kompozitlerin mekanik özelliklerinin ve monomer dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduklarını ortaya koymuştur. Bazı rezin kompozitlerde Bis-GMA yerine UDMA kullanılmakla birlikte, birçoğunda iki monomer birlikte kullanılmaktadır. UDMA, Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olsa da daha akıcı özelliğe sahiptir. Ayrıca, ürean'ın oluşturduğu bağlar daha esnek yapıdadır. Bu esneklik, dayanıklılığı artırır. UDMA ilavesi ile genel olarak eğilme dayanıklılığı, elastisite modülü ve sertliğin arttığı bildirilmiştir [30, 31].

TEGDMA

Düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerler, Bis-GMA, UDMA monomerlerinin yüksek viskozitesini azaltmak ve rezin kompozitlerin kullanım özelliklerini geliştirmek için organik matrikse ilave edilir. En yaygın olarak kullanılan düşük viskoziteli monomer TEGDMA'dır [32].



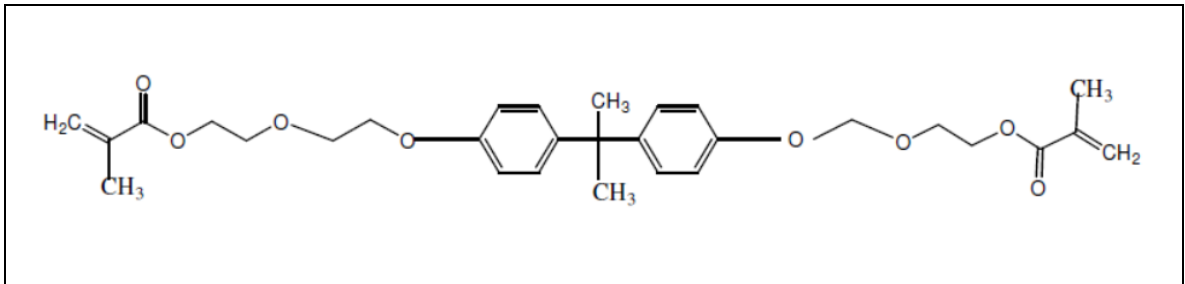
Şekil 2.4. TEGDMA'nın kimyasal formülü

TEGDMA, alifatik ve hidrofilik bir monomerdir. Bu monomer, Bis-GMA ve UDMA monomerlerine kıyasla çok daha düşük viskoziteye sahiptir ve daha yüksek dönüşüm

derecesi gösterir. TEGDMA monomerinin suya afinite göstermesi esas olarak eter bağlantılarını (C — O — C) içermesinden dolayıdır. Resin kompozitlerin dönüşüm derecesi, TEGDMA ilave edildikten sonra artmasına rağmen, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi olumsuz etkilenir. Su emilimi artar, dolayısıyla mekanik özellikler ve renk stabilitesi azalır [32].

Bis-GMA'nın yüksek viskozitesi, doldurucu partiküllerinin yapıya ilave edilmesini engeller. Yapıya doldurucu partiküllerin eklenebilmesi için TEGDMA gibi daha düşük molekül ağırlığına sahip monomerler, Bis-GMA ile birlikte kullanılmıştır. Ancak Bis-GMA'nın TEGDMA ile seyreltilmesinin, polimerizasyon büzülmesini arttırması gibi olumsuz etkileri vardır. Bu nedenle, son yıllarda etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) gibi düşük viskoziteli monomerler resin kompozite ilave edilmeye başlanmıştır [28, 33].

Bis-EMA monomeri, hidroksil grubunun olmaması dışında moleküler yapı açısından Bis-GMA'ya benzemektedir. Bu farklılık, Bis-EMA'nın viskozitesinin azalmasını sağladığı gibi monomere hidrofobik özellik de katar [34].



Şekil 2.5. Bis-EMA'nın kimyasal formülü

Resin kompozite ilave edilen diğer düşük viskoziteli monomerler ise 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), metil metakrilat (MMA)'dır [6].

İnorganik doldurucular

İnorganik doldurucular, resin kompozitlerin önemli bir bileşenidir. Organik matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri, çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere tek başına karşı

koyabilecek kadar yeterli değildir. Mekanik direnci arttırmak amacıyla, organik rezin içerisine farklı boyut, şekil ve tipte doldurucu partiküller ilave edilmiştir. Bir rezin kompozit içerisindeki doldurucu partiküllerin görevi, organik matrikste deformasyon oluşmasını önlemek ve rezin kompozitin termal genleşme katsayısını düşürmektir. Aynı zamanda, organik matriks hacmindeki azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de nispeten bir azalma elde edilmiş olur. Doldurucuların bir diğer katkısı ise kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesini kolaylaştırmaktır [35, 36].

Rezin kompozitlerin yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküller rezin kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Cam partikülleri, alüminyum-lityum silikat, bor silikat ve hidroksi apatit gibi inorganik doldurucular rezin kompozitlerin fiziksel özelliklerini etkiler. Basınca karşı dayanıklılık, sertlik, elastikiyet modülüsü, termal genleşme katsayısı, estetik özellikler, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve vizkositenin ayarlanması inorganik doldurucular sayesinde düzenlenmektedir. Ayrıca, rezin kompozitlere radyopak görüntü verebilmek amacıyla stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonlar da organik rezin içerisine ilave edilmişlerdir [37].

Silika partikülleri; rezin kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirir, polimerizasyon büzülmesini azaltır, ışığın iletilmesine ve yayılmasına neden olur. Bu partiküllerin ilavesi, rezin kompozite mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve kristalin olmayan formlarda bulunur. Kristalin formları daha serttir. Ancak bu sertlik rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle, günümüzde rezin kompozitler silikanın kristalin olmayan formu kullanılarak üretilmektedir [38, 39].

Rezin kompozitin yapısındaki doldurucu miktarının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirken akışkanlığını azaltır. Küçük boyutlu doldurucu partiküller estetik özellikleri geliştirirken, büyük boyutta olan doldurucu partiküller fiziksel özellikleri arttırır. Büyük doldurucular yerine, aynı oranda küçük doldurucu partiküllerin kullanılması sürtünme yüzeyinin artmasına ve bunun sonucunda akıcılığın azalmasına neden olur [40].

1970'lerden bugüne en çok kullanılan doldurucu partikül, kuartz'dır. Kuartz, kimyasal olarak serttir ve yüksek ışık kırıcı indekse sahiptir. Aşırı sert oluşu nedeniyle, kuartz eklenen rezin kompozitlerin bitirme ve polisaj işlemler zordur. Isısal genleşme katsayısının

ve aşındırma oranlarının yüksek olması ve radyopak olmaması en önemli dezavantajlarıdır. Birçok rezin kompozitte kuartz'ın yerini radyopak olan baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum veya zirkonyum gibi ağır metal partikülleri almıştır [38].

Rezin kompozitler içerisine eklenen inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarına göre;

1. Makrodoldurucu rezin kompozitler (10-100 μm)
2. Mididoldurucu rezin kompozitler (1-10 μm)
3. Minidoldurucu rezin kompozitler (0,1-1 μm)
4. Mikrodoldurucu rezin kompozitler (0,01-0,1 μm)
5. Nanodoldurucu rezin kompozitler (0,1-100 nm) olarak sınıflandırılmışlardır [41].

Rezin kompozite ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin boyutu küçüldükçe polisajlanabilme özelliğinin arttığı ve dolayısıyla estetik sonuçların arttığı rapor edilmiştir [37].

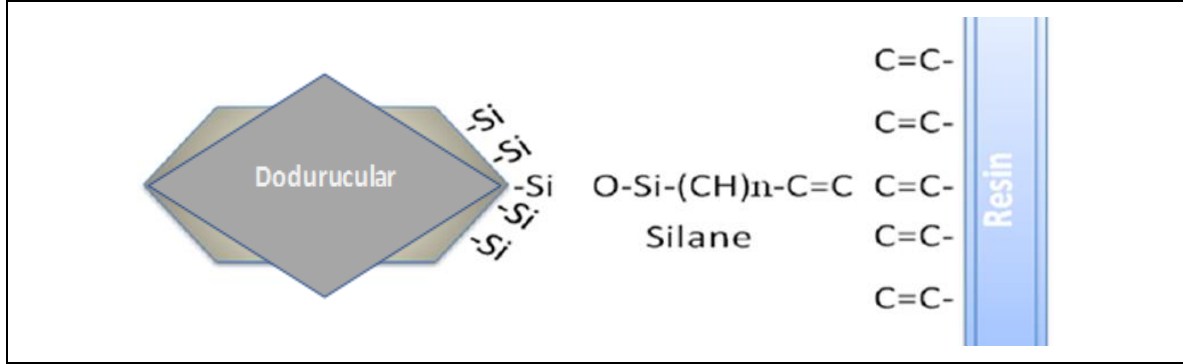
Rezin kompozit materyale ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin oranı da materyalin fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Doldurucu oranlarının yüzdesi ağırlıkça ve hacimce ifade edilir. Doldurucu yüzdesi yüksek olan materyaller daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir [42].

Rezin kompozit yapısındaki doldurucu partikül miktarının artırılması ile dayanıklılık ve sertlik artar, aşınma ise azalır. Rezin kompozitin yapısındaki organik rezin miktarının azaltılması, polimerizasyon büzülmesinin, ısıl genleşmenin, su emiliminin azalmasına, viskozitenin ise artmasına neden olduğu bildirilmiştir [42].

Ara faz (Bağlayıcı faz)

Organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasındaki bağlanmanın, rezin kompozit materyalin mekanik dayanıklılığı üzerinde büyük etkisi bulunur. Ara faz, rezin kompozitin organik rezin matriksi ve inorganik doldurucu partikülleri arasındaki adeziv bağlantıyı gerçekleştirerek, materyalin fiziksel özelliklerinin iyileşmesini ve kimyasal yapının devamlılığını sağlar [43].

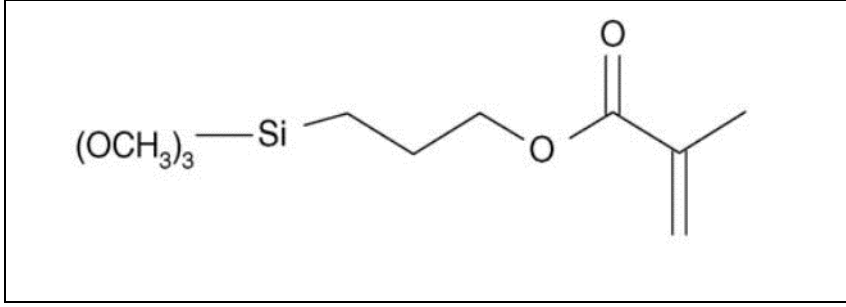
Ara faz, hidrojenli organik silisyum bileşiği olan silandan oluşur. Silan, aynı zamanda bağlanma streslerinin organik rezin matriksi ve doldurucular arasında eşit dağılmasını sağlar (Şekil 2.6.). Böylece doldurucu partiküllerin rezin matriksten koparak uzaklaşmasına engel olur.



Şekil 2.6. Dental kompozitlerde organik matriks ile doldurucu arasındaki silan bağlantısının şematik gösterimi

Günümüz rezin kompozitlerinde, silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlar ile önceden kaplanarak, silika partiküllerinin yüzeyinde tek moleküllü fakat çift fonksiyona sahip ince bir tabakanın oluşturulması sağlanır. Bu tabakanın bir ucu organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, diğer ucu doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek esterleşir. Silan bağlayıcı ajanlar hem rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir hem de rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltır. Bu şekilde organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya dirençli rezin kompozitin oluşumunu sağlarlar [40].

İnorganik doldurucu partiküller ile rezin matriks arasında bağlanmayı sağlamak amacıyla en yaygın kullanılan silan ajanı bir organosilan olan gama metakriloksi propil trimetoksi silan (γ -MPTS)'dır [44, 45] (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. γ -MPTS'nin kimyasal formülü

Diğer bir silan ajanı ise n-oktiltrimetoksilan (OTMS)'dir. Bu ajan, reaktif değildir, organik rezin matriksiyle direk etkileşime girmeyip zayıf van der Waals kuvvetleri yardımıyla matrikse tutunur. γ -MPTS, rezine güç ve direnç sağlarken, OTMS hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengenin oluşmasını sağlar [44].

4-META, 3-akriloksipropiltrimetoksilan (APS), γ -glisidoksipropil trimetoksilan (GPS), organosilan alitrietoksilan (ATES) da silan ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir [45].

Diğer bileşenler (Polimerizasyon başlatıcılar, polimerizasyon inhibitörleri, renk pigmentleri)

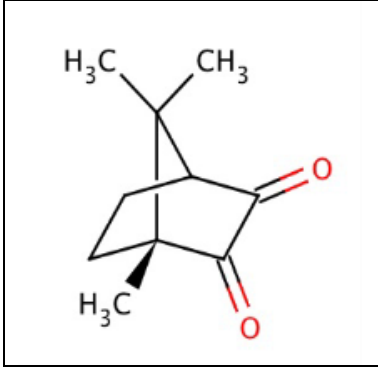
Rezin kompozitlerin yapısında üç ana bileşenin yanı sıra polimerizasyon başlatıcılar (aktivatör), polimerizasyon inhibitörleri (UV stabilizatörleri) ve renk pigmentleri gibi yardımcı bileşenler de bulunur.

Polimerizasyon başlatıcılar (aktivatör)

Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı dental materyaller, radikal zincir reaksiyonu ile polimerize olurlar. Serbest radikalın oluşabilmesi için polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı sistemlerin aktive edilmesi gerekir. Serbest radikallerin oluşumunu sağlayan moleküllere başlatıcı (initiatör), polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran moleküllere de hızlandırıcı (akseleratör) adı verilir.

Rezin kompozitlerde polimerizasyon; kimyasal yolla, ışıkla veya hem kimyasal hem de ışıkla gerçekleşmektedir. Görünür ışıkla polimerize olan rezin kompozitlerde 450-500 nm

dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bu amaçla en yaygın olarak bir diketon olan, kamforokinon (CQ), hızlandırıcı olarak da bir tersiyer alifatik amin olan 4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol (DMAPE) kullanılır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerde ise başlatıcı olarak benzol peroksit, hızlandırıcı olarak aromatik tersiyer amin (n,n-dihidroksietil-p-toluidin, DHEPT) kullanılmaktadır [46].



Şekil 2.8. Kamforokinon molekülünün yapısal formülü

Işıkla polimerize olan rezin kompozitler, tek pasta halinde ışık geçirmez tüpler içinde bulunur. Serbest radikal başlatıcı olan fotokimyasal reaksiyon başlatıcı ve amin başlatıcı bu pasta içinde bulunmaktadır. Bu iki bileşen ışık olmadığı sürece birbirleriyle etkileşime girmemektedir. Işık uygulaması ile birlikte polimerizasyon başlatıcı uyarılmaktadır. Takiben, fotobaşlatıcının aminle reaksiyona girmesi ile serbest radikaller oluşmaktadır. Fotokimyasal reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan CQ, 400-500 nm arasındaki mavi ışık dalga boylarını absorbe edebilmektedir [36].

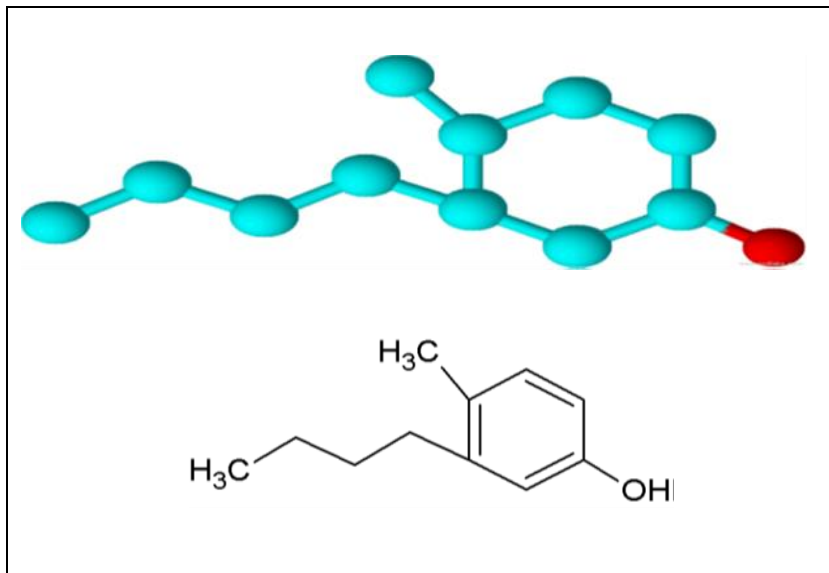
Polimerizasyon inhibitörleri (UV Stabilizatörleri)

Normal saklama koşullarında rezin kompozitin tüpün içinde polimerizasyonunu engellemek amacıyla içerisine polimerizasyon önleyici bileşenler ilave edilmektedir. Bu amaçla, genellikle hidrokinon'un monometil eteri kullanılır. Hidrokinon'un tek başına kullanılması renklenmeye sebep olabilmektedir. Resin kompozite eklenen diğer bir polimerizasyon önleyici ise bütillenmiş hidroksi toluen'dir. Bunların dışında, resin kompozit içerisine UV radyasyon emici bileşenler de ilave edilmektedir. Bu bileşenler, renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu absorbe ederek, resin kompozitin

renginin daha stabil kalmasını sağlarlar. Bu amaçla en sık kullanılan UV stabilizatörü 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon'dur [6].

Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerin polimerizasyonu sonrasında reaksiyona girmeyen artık ürünler yapının içerisinde kalabilir. Bu ürünler, UV ışığının etkisiyle parçalanarak kahverengi renklemelere neden olabilirler. Bu nedenle, kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerin de organik fazına UV stabilizatörleri ilave edilmektedir [47].

Organik matrikse inhibitör olarak eklenen hidroksitoluen, monomerlerin kendiliğinden ya da kaza sonucu polimerize olmalarını önleyerek malzemenin raf ömrünü uzatmaktadır. İnhibitörler, serbest radikallere karşı yüksek reaktivliğe sahiptirler. Kullanım esnasında kısa süreli de olsa oda ışığına maruz kalma sonucunda oluşabilecek herhangi bir serbest radikale reaksiyona girerek, serbest radikal ile monomerin etkileşimini önlerler. Böylelikle serbest radikal oluşumu ile polimerizasyonun başlamadan zincir büyüme reaksiyonu durdurulmuş olur. Zincir büyüme reaksiyonu, bütün inhibitörler tüketildikten sonra başlar. Bu amaçla genellikle kullanılan inhibitör bütilat hidroksitoluen (BHT)'dir [36].



Şekil 2.9. İnhibitör sistemlerin kimyasal yapıları

Renk Pigmentleri

Rezin kompozitlere estetik özellik kazandırmak için içeriklerine renk pigmentleri ilave edilir. Doğal dişlerin rengini taklit edebilmek amacıyla, farklı inorganik pigmentlerin karışımları (sarı, kırmızı, beyaz ve siyah) bu amaçla kullanılır. Doğal diş yapısına benzer görüntü elde edebilmek için rezin kompozitlerin değişik renk tonlarına sahip olması ve ışık geçirgenliklerinin iyi olması gerekir. Farklı renk tonları, çeşitli pigmentler ilave edilerek sağlanmaktadır. Bu pigmentler, genellikle az miktarlarda metal oksit partiküllerinden oluşmaktadır. Tüm optik modifiye ediciler, rezin kompozitin ışık geçirme özelliğini etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda farklı renk tonları ve opasiteye sahip rezin kompozitlerin farklı sertleşme derinlikleri gösterdikleri rapor edilmiştir. Bu nedenle, koyu renk ve opasitesi yüksek rezin kompozitlerin iyi polimerize olması için daha ince tabakalar halinde uygulanması tavsiye edilmektedir [36, 48, 49].

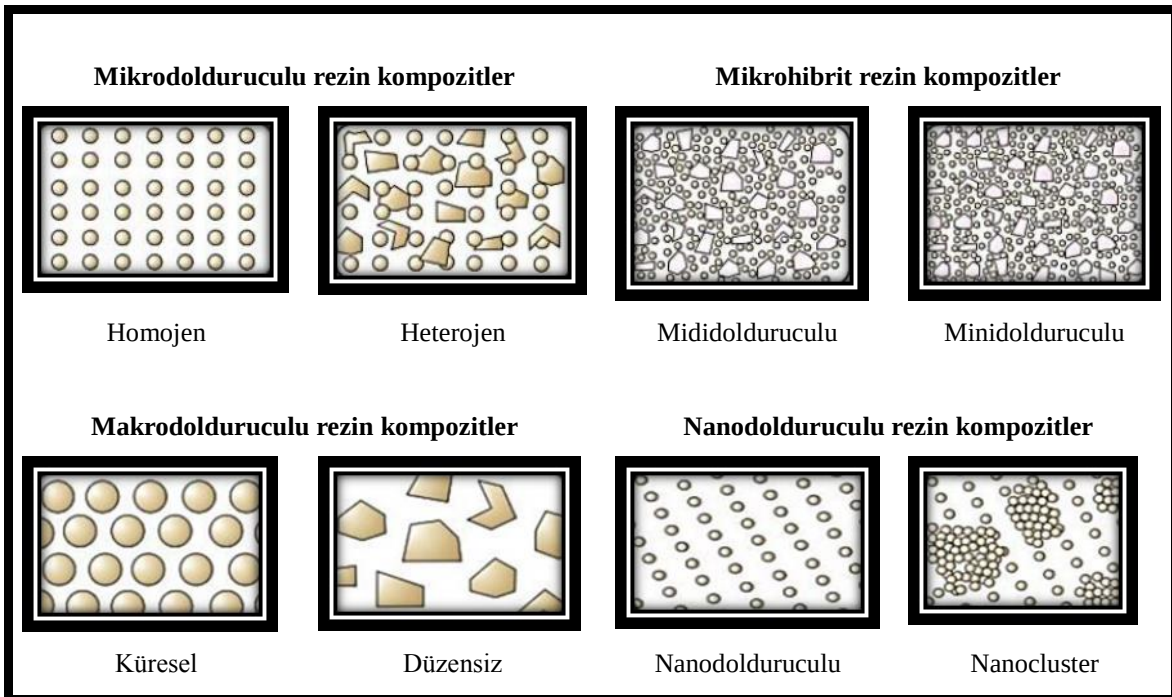
2.1.2. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Rezin kompozitler, ilk kez Lutz ve Philips tarafından sınıflandırılmışlardır ve bu sınıflama doldurucu partiküllerin büyüklüklerine göre yapılmıştır [50]. Bu sınıflandırma günümüzde de geçerliliğini korumaktadır. Doldurucu partiküllerin boyutu; rezin kompozitlerin estetik ve polisajlanabilme özelliklerini, polimerizasyon derinliklerini, polimerizasyon büzülmelerini ve fiziksel özelliklerini etkiler. Bir rezin kompozitin doldurucu partiküllerinin boyutunun ve miktarının bilinmesi, söz konusu materyalin dayanıklılığı ve polisajlanabilme özellikleri hakkında bilgi sahibi olunmasını sağlar [50, 51].

Günümüzde, rezin kompozitler esas olarak doldurucu partiküllerinin boyutuna, türüne, miktarına ve polimerizasyon şekline göre sınıflandırılırlar (Çizelge 2.1 ve Şekil 2.10).

Çizelge 2.1. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması

	Rezin Kompozit	Partikül boyutu	Partikül miktarı (%)
İnorganik doldurucu partikül boyutu ve miktarına göre	Megadoldurucu	50-100 μm	Değişen miktarlarda
	Makrodoldurucu	10-100 μm	70-80
	Mididoldurucu	1-10 μm	70-80
	Minidoldurucu	0.1-1 μm	75-85
	Mikrodoldurucu	0.01-0.1 μm	35-60
	Hibrit	0.04-1 μm	75-80
	Nanodoldurucu	0.005-0.01 μm	72-87
Doldurucu partikül türüne göre	Homojen rezin kompozitler		
	Heterojen rezin kompozitler		
Viskozitelerine göre	Tepilebilir rezin kompozitler		
	Akışkan rezin kompozitler		
Polimerize edilme şekillerine göre	Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitler		
	Işık ile polimerize olan rezin kompozitler		
	Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen rezin kompozitler		



Şekil 2.10. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Doldurucu partiküllerin boyutuna göre rezin kompozitlerin sınıflandırması

Megadoldurucu rezin kompozitler

Bu tip rezin kompozitlerde, inorganik doldurucu partiküller 50-100 µm boyutları arasında β-kwartz silikadan oluşmaktadır. ‘İnsert’ diye adlandırılan cam partikülleri de (0,5-2 mm) megadoldurucu partiküller arasında değerlendirilir. Megadoldurucu rezin kompozitler, aşınmaya karşı dirençli yapıya sahip olduklarından çiğneme kuvvetlerine daha fazla maruz kalan arka grup dişlerin restorasyonunda kullanımları önerilen materyallerdir [37, 40].

Makrodolduruculu rezin kompozitler

Makrodolduruculu rezin kompozitler, ilk olarak 1960’larda geliştirilmiştir ve doldurucu partikül boyutları 10-100 µm arasındadır. Bunlar geleneksel kompozitler veya büyük doldurucu partiküllü rezin kompozitler olarak da adlandırılırlar. Bu tür rezin kompozitlerin doldurucu partikülleri genellikle 1-10 µm büyüklüğündedir. Makrodolduruculu rezin kompozitlerde doldurucular rezin hacminin %60-70’ini, ağırlığının ise %70-80’inin oluşturur. Bunların en önemli dezavantajı, rezin matriksin kolayca aşınmasına karşın doldurucuların aşınmayıp yüzeyden taşan çıkıntılar oluşturmasıdır. Polisaj, diş fırçalama ya da çiğneme sonucunda rezin matriks aşındıkça, restorasyon yüzeyinde pürüzlülük oluşur. Pürüzlü yüzey, plak birikimine yol açar ve renk uyumunun da bozulması ile birlikte restorasyon estetik özelliğini kaybeder. Oklüzal aşınmaya karşı direnci düşük olan bu tür rezin kompozitlerin arka grup dişlerin restorasyonunda kullanımı sakıncalıdır [37, 51].

Mididoldurucu rezin kompozitler

Mididolduruculu rezin kompozitler, makrodolduruculu rezin kompozitlerin olumsuz özelliklerini ortadan kaldırabilmek amacıyla daha küçük boyutta doldurucu partiküllerin ilavesiyle üretilmiş olan rezin kompozitlerdir. Doldurucu partikül ağırlığı %70-80 ve boyutları 1-10 µm arasındadır. Mididoldurucu rezin kompozitler, ince veya küçük partiküllü rezin kompozitler olarak da adlandırılmaktadırlar. Bu rezin kompozitler mikrodolduruculu rezin kompozitlerden daha yüksek dayanıklılık değerleri gösterirken, makrodolduruculu rezin kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilme özelliğine sahiptirler.

Makrodolduruculu rezin kompozitlere göre avantajlı olsalar da benzer sorunlar nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedirler [51].

Minidolduruculu rezin kompozitler

Bu tür rezin kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 μm arasındadır, doldurucu partikül miktarı makrodolduruculu rezin kompozitlere göre daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin boyutunun küçük olması, makrodolduruculu rezin kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Partikül boyutunun küçük olması nedeniyle daha fazla miktarda doldurucunun rezin matrikse ilavesi ise aşınmaya karşı dayanıklılığın artmasına neden olmuştur. Ayrıca bu rezin kompozitler radyopak özelliğe de sahiptirler [37].

Minidolduruculu rezin kompozitlerde inorganik doldurucular, kuartzdan daha kırılma katsayısı yüksek olan baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kuartz yerine bu tür partiküllerin kullanılması ile rezin kompozite radyopakite kazandırılmış ve daha düzgün bitim yüzeyi elde edilmiştir. Bu rezin kompozitlerin estetik özellikleri iyi olmasına rağmen, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri zayıftır [37, 52].

Mikrodolduruculu rezin kompozitler

Makrodolduruculu rezin kompozitlerin pürüzlülük ve renklenme problemlerinin üstesinden gelebilmek ve polisajlanabilir bir rezin kompozit materyali elde etmek amacıyla geliştirilen mikrodolduruculu rezin kompozitlerde, 0,01-0,1 μm boyutları arasında değişen kolloidal silika partikülleri kullanılmıştır. Bu rezin kompozitlerde doldurucu partikülleri ile organik matriks aynı oranda aşındığından dolayı düzgün bitim yüzeyine sahiptirler, ancak kırılma dayanıklılıkları ve mekanik özellikleri zayıftır. Doldurucu partiküller, rezin kompozit ağırlığının %35-60'ını oluşturur [37, 51].

Hibrit dolduruculu rezin kompozitler

Geleneksel rezin kompozitlerin tercih edilen mekanik ve fiziksel özelliklerini ve mikrodolduruculu rezin kompozitlerin pürüzsüz yüzeyini bir araya getirmek için hibrid

rezin kompozitler üretilmiştir. Farklı büyüklükteki (0,01-0,1 μm) doldurucu partiküllerin karışımını içeren resin kompozitlere hibrit resin kompozitler adı verilmektedir. Hibrit resin kompozitlerin içeriğine ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum, silisyum oksit, cam/seramik gibi doldurucular ve çeşitli nano boyutta doldurucular ilave edilerek, hibrit resin kompozitlerin kolay manipüle edilmesi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi, kolay polisajlanabilme ve polisajlanmış yüzey özelliklerini uzun süre devam ettirebilmeleri sağlanmaktadır. Bu tip resin kompozitlerin partikül boyutları makrodolduruculu resin kompozitlerden daha küçük, partikül miktarı ise mikrodolduruculu resin kompozitlerden daha fazladır. Her iki resin kompozitin özelliklerini taşımasına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikülün adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci bileşenidir. Gelişmiş radyoopasite özellikleri, mikrodolduruculu resin kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve daha az teknik hassasiyet gerektirmeleri hibrit resin kompozitlerin avantajlarıdır. Hibrit ve özellikle ‘mikrohibrit’ yapıdaki resin kompozitler, mekanik ve estetik özelliklerindeki gelişmeler nedeniyle hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonunda başarıyla kullanılabilirler [37, 49, 52].

Hibrit resin kompozitlerdeki son gelişme, nanodoldurucu teknolojisi ile geliştirilen ‘nanohibrit’ resin kompozitlerin üretilmesidir. Nanohibrit resin kompozitlerde, nano boyuttaki doldurucu partiküller (0,005-0,01 nm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküller birlikte kullanılır. Nanohibrit resin kompozitler, mikrodolduruculu resin kompozitlerin uygulama ve polisajlanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit resin kompozitlerin fiziksel dayanıklılıkları ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan universal resin kompozitler olarak kabul edilirler [53].

Nanodolduruculu resin kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-100 nm arasındadır. Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler, resin kompozitlerin estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla doldurucu partiküllerin boyutunun nano boyuta indirilmesine imkan sağlamıştır. Geleneksel doldurucu partiküllerin yanı sıra, çoğu nano boyutta olan doldurucu partiküllerin ilavesi hem materyalin mekanik özelliklerinin gelişimine hem de daha iyi polisajlanabilen restorasyon yüzeylerinin elde edilmesine neden olmuştur [54].

Nanodoldurucu rezin kompozitler; hibrit ve mikrohibrit rezin kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci gösterirken, mikrodoldurucu rezin kompozitler gibi yüksek translüsensi ve pürüzsüzlük de sergilerler. Bundan dolayı, güncel literatürde dayanıklılık ve estetik özellikleri nedeniyle hem ön hem arka grup dişlerin restorasyonunda nanodoldurucu rezin kompozitlerin kullanımı sıklıkla önerilmektedir. Nanodoldurucu rezin kompozitlerin düşük vizkoziteye sahip olması da daha rahat işlenebilmesine olanak sağlar. Artan inorganik yapı ile azalan organik matriks ilişkisinin polimerizasyon büzülmesinin de azalmasına neden olduğu belirtilmiştir [55, 56].

Doldurucu partikül türüne göre rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Homojen doldurucu rezin kompozitler

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan rezin kompozitlerdir. Aynı boyuttaki doldurucu partiküller, silanizasyon dışında herhangi bir işlem uygulanmadan rezin matrikse katılmışlardır [37].

Heterojen doldurucu rezin kompozitler

Yapısında daha önceden polimerize edilmiş rezin kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan rezin kompozitler için bu adlandırma yapılmaktadır. Hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler. Diğer rezin kompozitlere göre fiziksel üstünlükleri vardır. Daha iyi polimerize olabildiklerinden, biyolojik olarak da avantajlıdır. Dezavantajı ise önceden polimerize edilmiş doldurucu ile rezin matriks arasındaki bağlanmanın zayıf olmasıdır [37].

Viskozitelerine göre rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Akışkan rezin kompozitler

1995 yılından beri kullanılan akışkan rezin kompozitler, kullanımlarının kolay olduğu iddiası ile tanıtılmış ve hemen hemen her üretici firmanın ürün yelpazesi içerisinde yer almışlardır. Bir rezin kompoziti daha düşük viskoziteli ya da akışkan yapabilmek partikül

Işıkla polimerize olan rezin kompozitler

Işık ile polimerize olan rezin kompozitler, günümüzde en yaygın olarak kullanılan rezin kompozit tipidir. Bu rezin kompozitlerin yapısında ışığı absorbe eden CQ ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Işığın etkisiyle CQ, amin ile reaksiyona girer ve oluşan serbest radikaller ile polimerizasyon reaksiyonu başlar [34, 62].

Polimerizasyon reaksiyonunu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-470 nm dalga boyundadır ve 400 mW/cm^2 ışık gücüne sahiptir. Bu amaçla tungsten halojen ışık kaynakları, LED ışık kaynakları yaygın olarak kullanılmaktadır. Polimerizasyon, ışık uygulaması ile başlatıldığı için çalışma zamanı hekimin kontrolü altındadır. Karıştırma işlemi yapılmadığı için karışımın içinde hava kabarcığı kalma ve pörözite oluşma olasılığı düşüktür. Renklenme, kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre daha azdır. Polimerizasyon reaksiyonu başlatılmadan önce yeterli şekillendirme yapılabildiği için bitirme ve polisaj işlemlerine daha az ihtiyaç duyulur ve daha düzgün bir yüzey elde edilir. Ancak, polimerizasyon büzülmesi ve rezin kompozitin uniform olarak polimerize olmaması en büyük dezavantajlarıdır [62, 63].

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin kompozitler

Bu rezin kompozitler iki pat halinde bulunurlar. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgede polimerizasyon önce ışık ile başlar, ışığın ulaşmadığı bölgelerde ise kimyasal olarak devam eder. Polimerizasyon 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen durumlarda kullanılması önerilmektedir. Bu tip rezin kompozitlerin özellikle derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında ve uygulamanın zor olduğu interproksimal alanlarda uygulanabileceği belirtilmiştir [37, 52].

2.1.3. Rezin kompozitlerdeki son gelişmeler

Günümüzde rezin kompozit ve adeziv sistemlerle ilgili en önemli problem, monomerin polimere dönüşümü sırasında meydana gelen büzülmedir. Bis-GMA ve UDMA esaslı rezin kompozit sistemler belirgin büzülme gösterirler. Polimerizasyon büzülmesinin sonucu,

restorasyonun kavite yüzeylerinden ayrılması, mikrosızıntı oluşması ve dolayısıyla sekonder çürük gelişiminin ortaya çıktığı gösterilmiştir [64].

Rezin kompozitlerdeki organik matriks yapısının yanı sıra içindeki doldurucu partiküllerin boyutu, miktarı ve resin matriks içerisindeki dağılımları da resin kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler [61].

Doldurucu partiküller ve resin matriks üzerinde yapılan çalışmalar, resin kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmeye ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösteren resin kompozitleri üretmeyi amaçlamaktadır. Bunların sonucunda, ormoser esaslı resin kompozitler, iyon salabilen resin kompozitler, nanodolduruculu ve siloran esaslı resin kompozitler, bulk-fill resin kompozitler geliştirilmiş, piyasaya sürülmüş ve kullanılmaya başlanmıştır [65].

Bulk-fill resin kompozitler

Işık ile polimerize olan resin kompozitlerin polimerizasyon derinliklerinin sınırlı olması ve tabakalı olarak uygulama gereksinimi, klinik çalışma zamanının azaltılmaya çalışıldığı günümüz şartlarında önemli bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Işıkla polimerize olan resin kompozitlerin yeterli şekilde polimerize olabilmesi için 2 mm kalınlığında kullanılmasının gerektiği altın standart olarak kabul gören bir kuraldır [3]. Bu uygulama ise özellikle derin kavitelerde işlem süresinin uzamasına ve resin kompozit tabakaları arasında kontaminasyon riskinin artmasına neden olmaktadır. Bu sorunu gidermek amacıyla bulk-fill olarak adlandırılan yeni tip resin kompozitler üretilmiştir. Derin ve geniş kavitelerde bulk-fill resin kompozitlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka olarak yerleştirilmesi, hasta başında geçen işlem süresini azaltarak hekime önemli bir avantaj sunmaktadır [66, 67].

Bulk-fill resin kompozitlerin gelişmiş translusent özelliklerinden dolayı geleneksel resin kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahip oldukları gösterilmiştir. Bu resin kompozitlerin polimerizasyon derecesinin artması, kaviteye daha büyük kütleler hâlinde yerleştirilebilmelerine olanak sağlamaktadır [68]. Ayrıca bulk-fill resin kompozitlerin geleneksel resin kompozitlere göre daha düşük viskoziteye sahip olduğu,

akışkan rezin kompozitler ile kıyaslandığında ise daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdikleri rapor edilmiştir [66]. Bulk-fill rezin kompozitlerin diğer avantajları ise hekime uygulama kolaylığı sağlaması, daha fazla kalınlıkta uygulanabilmesi nedeniyle kompozit tabakalar arasında boşluk oluşma ve kontaminasyon riskinin az olması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması, yeterli radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk uyumunun sağlanmasıdır [69].

Bulk-fill Resin Kompozitlerin Yapısı

Monomer Yapısı

Bulk-fill rezin kompozitlerin organik bileşenleri esasen Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA gibi monomerlerden oluşur.

Doldurucu Yapısı

Bulk-fill rezin kompozitlerin genel olarak yapısındaki doldurucu partiküllerin boyutu (20 μm), geleneksel rezin kompozitlerin içerdiği doldurucu partiküllerin boyutundan daha büyüktür. Partikül boyutunun büyük olmasının rezin içerisine ilave edilen doldurucu partikül miktarının hacimsel olarak azalmasına, bunun da doldurucu partikül ile rezin ara yüzü miktarının azalmasına ve dolayısıyla ışığın daha derinlere penetre olarak polimerizasyonun artmasına neden olduğu rapor edilmiştir [70, 71].

Akışkan bulk-fill rezin kompozitlerde, ağırlık olarak doldurucu miktarı %64-75 arasındayken, yüksek viskoziteli bulk-fill rezin kompozitlerde bu oran %79-86 arasındadır. Doldurucu miktarındaki bu değişiklikler polimerizasyon büzülmesi streslerini azaltır, materyalin elastikiyet modülü'sü artırır. Ayrıca, zirkonya partiküllerinin yapıya ilavesi translusensinin artmasına ve dolayısıyla ışığın daha derinlere penetre olarak polimerizasyon derecesinin artmasına neden olduğu bildirilmiştir [66].

Bulk-fill rezin kompozitlerin sınıflandırılması

Bulk-fill rezin kompozitler viskozitelerine göre düşük viskoziteli ve yüksek viskoziteli olmak üzere sınıflandırılırlar.

Düşük viskoziteli bulk-fill rezin kompozitler

Düşük viskoziteli bulk-fill rezin kompozitler, akışkan bulk-fill rezin kompozitler olarak da adlandırılmaktadır. Bu rezin kompozitler, elastikiyet kapasitelerinin yüksek olması ve fotoaktif grup olarak üretan dimetakrilat rezin içermeleri nedeniyle arka grup dişlerin restorasyonunda polimerizasyon büzülme streslerini azaltmak amacıyla liner olarak kullanılabilirler. Yüzey sertliklerinin düşük, su emilimlerinin yüksek ve mekanik özelliklerinin yetersiz olması nedeniyle kullanımları esnasında üzerinin 2 mm kalınlığında geleneksel tipte bir rezin kompozit ile örtülmesi tavsiye edilmektedir [72, 73].

Yüksek viskoziteli bulk-fill rezin kompozitler

Yüksek viskoziteli bulk-fill rezin kompozitlerin doldurucu miktarı daha fazladır. Doldurucu miktarının artması, rezin kompozitin mekanik özelliklerini artırarak arka grup dişlerin restorasyonunda tek başına kullanılabilmelerine imkan sağlamıştır.

Yüksek viskoziteli bulk-fill rezin kompozitlerin istisnai ürünü, özel titreşimle uygulanan Sonicfill (Kerr, USA)'dir. Sonicfill, %84 oranında doldurucu içerir. Yüksek doldurucu içeriği sayesinde polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Üretici firma bu rezin kompozitin kaviteye yerleştirilmesinden sonra sonik vibrasyonun uygulanmasının, doldurucu miktarının fazlalığından dolayı oluşan yüksek viskoziteyi azalttığı ve bunun sonucunda da materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunun arttığını bildirmiştir. Bu materyale uygulanan sonik enerji durdurulduğunda ise viskozite eski haline döner [73].

Bulk-fill rezin kompozitlerin polimerize edilme şekillerine göre sınıflandırılması

Bu rezin kompozitlerin polimerizasyonu ışık veya hem ışık hem de kimyasal olarak (dual) olarak gerçekleşir.

Işık ile polimerize olan bulk-fill rezin kompozitler

Bulk-fill rezin kompozitler, geleneksel kompozitler gibi 420- 470 nm dalga boyunda görünür ışık ile polimerize olurlar. Geleneksel rezin esaslı kompozitlere kıyasla daha kalın tabakalar halinde kullanılması, doldurucu miktarının azaltılması (ışığın restorasyonun daha derin bölgelerine ulaşabilmesi amacıyla), doldurucu partiküllerin boyutunun arttırılması, ek foto-başlatıcıların kullanılmasıyla gerçekleşmektedir. Çoğu bulk-fill rezin kompozitlerde, foto-başlatıcı olarak geleneksel rezin esaslı kompozitlerde olduğu gibi CQ ve eş başlatıcı olarak tersiyer amin kullanılmaktadır [74]. Ancak günümüzde bazı bulk-fill rezin kompozitlerde (Örneğin Tetric EvoCeram Bulk-fill) CQ'nun yanı sıra "Ivoserin" adı verilen farklı bir foto-başlatıcı da organik matriks yapısına ilave edilmiştir. Ivoserin, CQ ile yaklaşık aynı spektrumdaki dalga boyuna sahip (370- 460 nm) ışıktan etkilenir. Ivoserin ilavesinin, ışığın daha fazla absorbe edilmesine ve dolayısıyla rezin materyalin polimerizasyon derecesinin artmasına neden olduğu rapor edilmiştir [66].

Dual cure bulk-fill rezin kompozitler

Dual cure bulk-fill rezin kompozitlerin polimerizasyonu, ışık ile başlar ve restorasyonun derin kısımlarında polimerizasyon kimyasal olarak devam eder. Dual cure bulk-fill rezin kompozitlerin avantajı, 10 mm ve daha fazla kalınlıklarda bile uygulanabilmesidir (Aydın

2.2. Renk Değişimi

Restorasyonların klinik olarak estetik başarısı, doğal dişlerle olan uyumuna bağlıdır. Diş ve restorasyon arasında renk uyumunu sağlamak, diş hekimliği açısından son derece önemlidir. Estetik amaçla kullanılan restoratif materyallerin ağız ortamında renklerini muhafaza etmeleri istenir, çünkü renklenme en büyük estetik başarısızlıklardan biridir.

Diş hekimliğinde rezin kompozitler, hastaların artan estetik talepleri, rezin kompozit ve adeziv teknolojisindeki gelişmeler, bu materyallerin çenenin hem ön hem de arka bölgesindeki tüm dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanımlarını arttırmasına rağmen, zaman içinde bu materyallerin diş dokularıyla renk uyumlarını kaybetmeleri nedeniyle ortaya çıkan estetik problemler, günümüzde hala önem arz etmektedir [74].

İdeal şartlarda bir restorasyonun fonksiyon gördüğü süreç içinde rengini değiştirmeden, stabil kalması arzu edilir. Resin kompozitlerin renk değişimini resin kompozitlerin yapısı, su emilimi, polimerizasyon şekli, bitirme ve polisaj teknikleri ve bu amaçla kullanılan sistemlerin özellikleri, boyayıcı faktörlerin etkisi, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü, hastanın oral hijyen alışkanlıkları ve restorasyonun ağızda fonksiyon gördüğü süre gibi değişik faktörlerden etkilendiği bildirilmiştir [75].

2.2.1. Resin kompozitlerin renk değişiminin nedenleri

Resin kompozitlerin renk değiştirme nedenlerini içsel ve dışsal olarak sınıflandırmak mümkündür.

Dışsal faktörler

Resin kompozitlerin renk değiştirmesinde, diyetle alınan pigment içerikli gıdaların önemli rol oynadığı bilinmektedir. Resin esaslı kompozitlerin yaygın olarak tüketilen çay, kahve, kola, kırmızı şarap, meyve suları, enerji içecekleri gibi renklendirici pigment içeren içeceklerden etkilenecek renklendiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [76, 77]. Ayrıca, pelikül ve bakteriyel plak varlığının da renklenmeyi arttırdığı rapor edilmiştir [78].

Erikson ve Nordbö (1978), dışsal faktörlerin resin kompozitlerde renklenme oluşturmalarını üç mekanizma ile açıklamışlardır. Bunlar; kromojen bakteriler tarafından dental plak içerisinde renkli pigment üretimi, beslenme ile alınan renklendirici gıdaların yüzeye tutunumu ve pelikül içeriği ile kimyasal değişim sonucu renklendirici yapıların üretimi şeklindedir [79].

Rezin kompozitlerin renklenmesi üzerine yapılan birçok çalışmada kullanılan içeceklerin oluşturduğu renk değişiminin, maruz bırakılan sürenin artmasına bağlı olarak arttığı rapor edilmiştir [80].

Rezin kompozit restorasyona bitirme ve polisaj uygulaması sonucu restorasyon yüzeyinde oluşan pürüzlülüğün de renklendirici pigmentlerin tutunumunu doğrudan etkilediği bildirilmiştir [10]. Materyal yüzeyinin aşınması ve kimyasal bozunmasıyla oluşan pürüzlülük, dışsal faktörlerin renklendirici etkisini arttırmaktadır. Diş rengindeki restorasyonların estetik görünümelerini uzun süre devam ettirebilmeleri için bitirme ve polisaj uygulaması ile yüzey pürüzlülüğü azaltılabilir. Böylece hem plak birikimi hem de restorasyonun renklenmesi önlenabilmektedir. Yetersiz bitirme ve polisaj uygulaması, oluşan yüzey düzensizliği, renklenme, plak birikimi, dişeti hasarı ve tekrarlayan çürük gibi klinik sorunları ortaya çıkarabilir. Restorasyonların bitiminin başarılı olması, sadece dental estetik için değil, aynı zamanda plak birikimini de önlediği için ağız sağlığını koruma açısından da önemlidir [11, 81].

Rezin kompozitler suyu absorbe ettikleri gibi diğer sıvıları ve pigmentleri de absorbe edebilir ve bunun sonucunda renklenebilirler. Kahve, çay, kırmızı şarap, meyve suyu, kola, soya sosu, hardal ve ketçap gibi yaygın olarak tüketilen yiyecek ve içeceklerle yapılan çalışmaların sonuçları, rezin kompozit ile yapılan restorasyon yüzeylerinde önemli ölçüde renk değişikliği olduğu belirtilmiştir [82, 83].

Rezin kompozitlerin fiziksel özellikleri içeriğindeki rezin matriksin yapısı, doldurucu partiküllerin boyutu ve tipinden etkilenir. Nitekim, rezin matriksin hidrofik özelliğe sahip olmasının su emilimini ve dolayısıyla renklenme oranını arttırdığı rapor edilmiştir. Ayrıca, doldurucu partikül miktarı fazla olan rezin kompozitlerin daha az su emilimi gösterdikleri ve dolayısıyla renklerinin daha stabil kaldığı bildirilmiştir [82].

İçsel faktörler

İçsel renklenme, rezin kompozitin yapısına ve içeriğine bağlı olarak meydana gelir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitlerde içsel renklenme tersiyer aromatik aminin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması sonucu ortaya çıkar. Bu tür

renklenmeler; UV ışık, nem ve oksidasyon ile hızlanır. Işıkla polimerize olan rezin kompozitlerde polimerizasyon başlatıcısı olarak kullanılan CQ, beyazlatılamayan kromofor grubu içeren katı, sarı renk bir bileşendir. Bu bileşenin rezin içerisinde fazla oranda kullanılması, istenmeyen renklenmelere yol açabilir. Işıkla polimerize olan rezin kompozitlerin yetersiz polimerizasyonu sonucunda, CQ'nun tamamen dönüşüm gösterememesi rezin kompozit içerisinde sarı renklenmelerin oluşumuna neden olur. Buna ilave olarak, materyalin foto-aktivasyonu sonucu, zamanla aminlerin oksidasyonu ile birlikte sarı renkteki izlerin kahverengiye dönüştüğü ve bunun da renklenmenin artmasına neden olduğu bildirilmiştir [84].

Farklı rezin kompozitlerin renk değişimini inceleyen çalışmalar, makrodolduruculu ve Bis-GMA miktarı fazla olan rezin kompozitlerde renk değişiminin, mikrodolduruculu rezin kompozitlere göre daha fazla görüldüğü bildirilmiştir [10].

Polimerizasyon süresi ve ışık cihazının gücü de materyalde gözlenebilecek renklenmeler üzerinde etkilidir. Monomer polimer dönüşümünün ve boyutsal stabilitenin artması ile çözünülebilirliğin azalmasının renk değişikliğinde azalmaya neden olduğu rapor edilmiştir [85].

Rezin kompozitlerin renk değiştirmesinde, doldurucu partiküllerin boyutlarının ve şekillerinin de önemli etkileri vardır. Doldurucu partikül miktarı az olan rezin kompozitlerin renk stabilitelerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Doldurucu partikül boyutu ile renk değişimi arasındaki ilişki incelendiğinde ise hibrit rezin kompozitlerin diğer rezin kompozitlerden daha fazla renklendikleri gözlenmiştir [1, 86].

2.2.2. Renk ölçümü

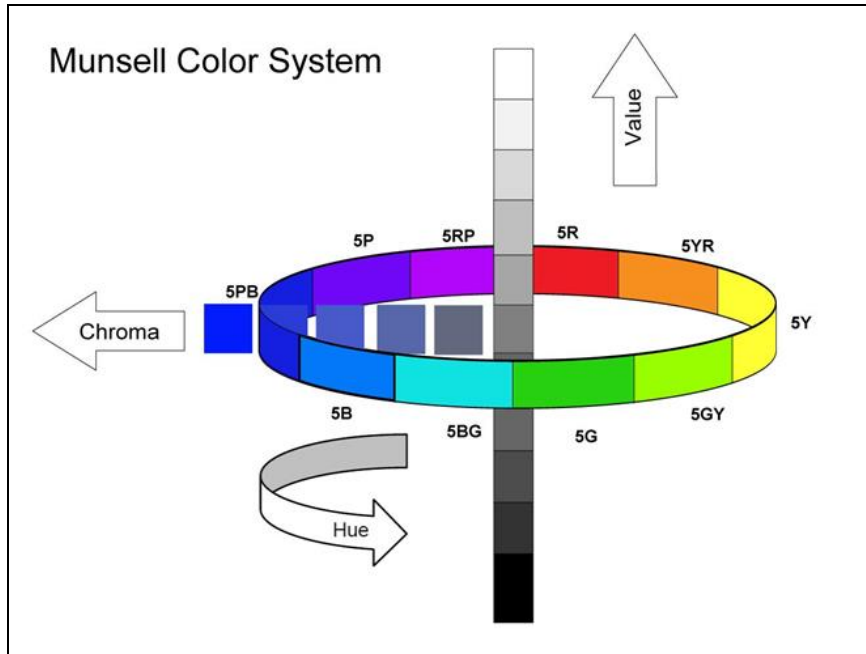
Günümüzde renk ölçümü; görsel olarak, kolorimetre, spektoradyometre, spektrofotometre ve dijital kamera görüntüleme sistemleri gibi cihazlar yardımıyla yapılmaktadır. Renk seçimi ve belirlenen rengin laboratuvara doğru aktarımı diş hekimi için zor ve dikkatli yapılması gereken bir işlemdir [87].

Estetik olarak başarılı sonuçlar alabilmek için ışık ve renk prensiplerinin çok iyi anlaşılması gerekir. Işık, görülebilir elektromanyetik bir enerjidir ve nanometre ile ifade edilen dalga boylarından oluşur. İnsan gözü, 360-780 nm gibi çok dar bir dalga boyu aralığına duyarlıdır. Renk, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorbe edilmesi ve yansımalarıyla algılanır. Bir cisim, renk spektrumunda var olan renklerden kendi rengi haricindeki tüm renkleri absorbe ederken, kendi rengini yansıtır. Beyaz renk, ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk tümünü emer [87, 88, 89].

Sigfried Forsius tarafından 1611 yılında, rengin üç boyutlu olduğu tanımlanmıştır. Günümüzde bu özelliği açıklamak için geliştirilen birçok sistem ve yaklaşım mevcuttur. Munsell renk sistemi, CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve pratik kullanımları açısından en çok tercih edilen sistemdir [90, 91].

Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi, 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. Munsell renk sistemi, rengin üç boyutunu “hue (renk tonu)”, “value (renk değeri)” ve “chroma (renk yoğunluğu)” olarak tanımlamıştır (Şekil 2.11) [88, 89].



Şekil 2.11. Munsell renk sistemi

Hue (ton)

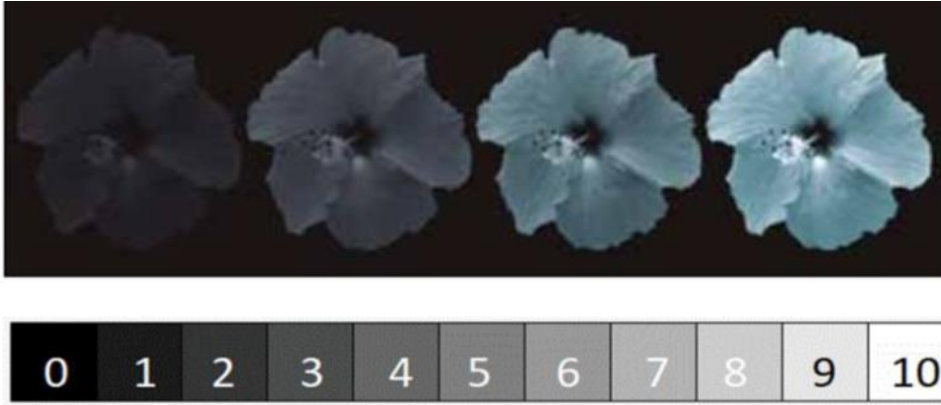
Rengin diğer renk gruplarından ayırt edilmesini sağlayan bir özelliktir. Diş veya dental restorasyonların pigmentlerini (kırmızılar, maviler vb) tanımlamada kullanılır. Diğer bir deyişle, kırmızı, yeşil gibi renklerin ayırt edilmesini sağlayan bir özelliktir (Şekil 2.12) [92].



Şekil 2.12. Hue (Renk tonu)

Value (parlaklık)

Saf siyahtan saf beyazlığa olan aralıkta rengin açıklığını/koyuluğunu ifade eder ve hiçbir ton içermez. Parlaklık olarak da tanımlanabilen bu özellik, sadece beyazlık ve siyahlığın derecesi olarak kabul edilir. Beyaz yüksek değer, siyah düşük değerdir. Beyaz 10, siyah ise 0 olarak kabul edilir (Şekil 2.13). Aydınlik değeri yüksek olan bir restorasyon ilk bakışta yapaylığı göze çarpan açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, düşük aydınlık değerine sahip bir diş gri ve cansız görüntü verir. Bir rengin aydınlık değerini yükseltmek için beyaz, düşürmek için ise gri veya siyah eklenir. Ayrıca, tamamlayıcı renkler eşit miktarda karıştırıldığında ve renge eklendiğinde de parlaklık değeri azaltılabilir [92, 93].



Şekil 2.13. Value (parlaklık değeri)

Chroma (doygunluk)

Rengin derecesini, tonun saflık miktarını gösterir, diğer bir deyişle rengin yoğunluğunu ya da canlılığını anlatır. Bir cismin tam rengini yani kırmızı mı, mavi mi yoksa yeşil mi kısaca spektral dağılımda baskın dalga boylarını gösterir [94].

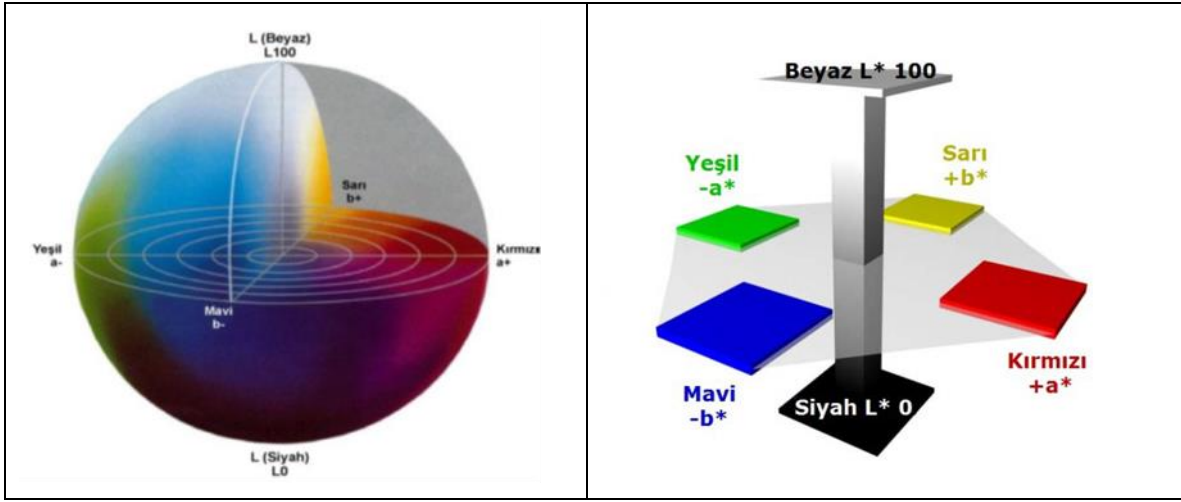
Rengin belirlenmesinde, ilk olarak parlaklık belirlenir. İkinci adım rengin doygunluğunun belirlenmesidir. Rengin doygunluğu, rengin bulunduğu yer ile parlaklığını birbirine bağlayan bölgedir. Bu sistemde, en son olarak tonlar belirlenir. Renk parlaklığının merkezi dikey eksendir. Rengi üç boyutlu olarak tanımlamak amacıyla kullanılan Munsell sisteminde tonlar beş temel (kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve erguvani) ve on ara bölgeye ayrılır (Şekil 2.14). Parlaklık, beyazdan siyaha doğru on bir seviyede tanımlanırken, doygunluk ise on beş seviyede gösterilmektedir [95, 96].



Şekil 2.14. Chroma (doygunluk)

CIE L*a*b* renk sistemi

CIE L*a*b* renk sistemi, 1931 yılında Commission Internationale D' Eclairage (CIE) tarafından renk ölçmek için geliştirilen sistemdir. Bu renk sisteminde rengin değerlendirilmesi, insan gözünün renk algılamasının fizyolojik özellikleri ile ilişkilidir. Renk, uzaydaki eşit mesafeleri hemen hemen eşit algılanan seviyeler şeklinde temsil eder. Bu nedenle, CIE L*a*b* renk sistemi Munsell renk sistemine göre daha avantajlıdır. Çünkü bu seviyeler Munsell renk sisteminde keyfidir. CIE renk sisteminde ise L*, a* ve b* olmak üzere üç parametre kullanılır (Şekil 2.15) [97, 98, 99].



Şekil 2.15. CIE L* a* b* Renk Skalası

L- Aydınlık (Saf siyah -0- L değerine sahipken, saf beyazın değeri ise 100'dür)

+a*- Kırmızı yön

-a*- Yeşil yön

+b*- Sarı yön

-b*- Mavi yönü tanımlar [99].

İki renk arasındaki renk farklılığını belirlemede aşağıdaki formülden yararlanılır.

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

$$\Delta E = ([L1^* - L2^*]^2 + [a1^* - a2^*]^2 + [b1^* - b2^*]^2)^{1/2}$$

L1*, a1*, b1* test öncesi ilk renk değerleri

L2*, a2*, b2* ise test sonrası renk değerleridir [100].

Renk değişimini gösteren ΔE değerinin hesaplanmasında kullanılan ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , örneğin CIE L^* , a^* , b^* renk değişkenleri arasındaki farkı ifade eder. ΔE değerleri, farklı örneklerin veya aynı örneğin zaman içindeki L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1 in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır. 1 ile 3,3 arasındaki ΔE değerleri, renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir aralığını temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,3 ve bundan daha büyük ΔE değerlerinin ise kabul edilemeyeceği rapor edilmiştir.

Renk değişiminin klinik olarak renk eşleşmesi tolerans değerleri Çizelge 2.2'de verilmektedir [101, 102].

Çizelge 2.2. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (O'Brien)

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0 - 0,5	Kusursuz
0,5 - 1	Mükemmel
1 - 2	İyi
2 - 3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz eşleşme

Ayrıca, renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenen NBS kriterleri ile geliştirilerek renk değişiminin standardizasyonu sağlanmaya çalışılmıştır (Çizelge 2.3) [102].

Çizelge 2.3. NBS kriterleri

NBS birimi (ΔE)	Renk değişiminin belirtisi	
0 - 0,5	Çok az	Oldukça az değişim
0,5 - 1,5	Az	Az değişim
1,5 - 3	Belirlenebilir	Algılanabilir değişim
3 - 6	Fark edilebilir	Belirgin değişim
6 - 12	Fazla değişim	Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim	Başka bir renk
<i>NBS Birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir</i>		

RGB renk sistemi

RGB (Red, Green, Blue) renk sistemi, doğada mevcut tüm renkleri elde edebilmek için kırmızı, yeşil ve mavi rengi karıştıran bir sistemdir. Her renk, %100 oranında karıştırıldığında beyaz, %0 oranında karıştırıldığında ise siyah elde edilir. Bu sistem, genelde bilgisayar ekranlarından doğrudan emilimle çalışan cihazlarda kullanılmaktadır [103].

Renk rehber sistemleri

Diş hekimleri restorasyonun renk tonunu seçerken, bazen hata yapabilirler. Renk tonu seçimi zor bir süreçtir. Kliniklerde kullanılan renk skalalarında mevcut renk tonları farklılık gösterebilir. Ayrıca, bazı renk skalalarının doğal diş renkleri ile uyumlu olmadığı görülmüştür [97].

Renk ölçüm yöntemleri

Renk ölçümü

1. Görsel olarak veya
2. Cihaz ile
 - a. Kolorimetre
 - b. Spektoradyometre
 - c. Spektrofotometre
 - d. Dijital kameralar ve görüntü sistemleri ile yapılır.

Görsel renk ölçümü

Görsel renk ölçümü, test edilen örneğin renginin renk standartlarıyla karşılaştırılmasıdır. Görsel renk analizi, gözlemcinin radiant enerji stimülasyonuna karşı oluşan psikolojik ve fizyolojik cevaplarına bağlıdır. Yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, cisim ile aydınlatmanın pozisyonu ve metamerizm gibi birçok kontrolsüz etken yanlış renk seçimine neden olabilmektedir. Renk farklılıklarını saptamada

gözle yapılan incelemeler hassas değildir. Sonuçlar kişiden kişiye, gözlem koşullarına bağlı olarak değişebilir [104].

Renk algılamasını etkileyen değişik faktörler bulunmaktadır. Bunlar;

- a. Işık şiddeti
- b. Gözlemci kaynaklı faktörler
- c. Renk körlüğü
- d. Renk reseptörlerinin yorgunluğu
- e. Duygu durumu
- f. Beslenme ve alınan ilaçlar
- g. Cinsiyet
- h. Yaş
- i. Mesleki tecrübe
- j. Hafıza ve kültürel geçmiştir.

Görsel olarak yapılan ölçümler de Munsell renk sistemi kullanılır. Bu nedenle ortam, ışık kaynağı, materyalizm, gözlemcinin görme sorunları gibi birçok sebepten kaynaklanan hatalar ortaya çıkabilir. Bu sebeple cihazlar ile yapılan ölçümler daha güvenilirdir.

Cihaz ile renk ölçümü

Görsel renk ölçümü ile karşılaştırıldığında, cihazlarla yapılan renk ölçümü; objektif olması, rakamsal olarak ifade edilebilmesi ve hızlı ölçüm yapılabilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır [105].

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetre, spektrodymetre, dijital kamera ve görüntüleme sistemleri ve spektrofotometre'dir.

Kolorimetre

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazdır. Diş hekimliğinde, renk değerlendirme amacıyla dizayn edilen ilk

cihaz 1980'li yılların başlarında Cromascan ismiyle sunulmuştur. Fakat sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle çok başarılı olamamıştır [88].

Kolorimetre, translusent materyalleri okumada yetersiz olduğundan kolorimetre ile toplanan veriler belirli bir şekilde değişebilir. Bu nedenle, renk ölçümünde standart bir arka plan kullanılmalıdır. Bu cihazlar, üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini verirler. Bu değerlerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir [105].

Genel olarak kolorimetreler, *in vivo* ve *in vitro* şartlarda doğal dişlerin renk ölçümlerinde tekrarlanabilirler. Bu cihazlar, düz yüzeylerin renginin saptanması amacıyla üretilmişlerdir. Ancak, dişlerin yüzeyleri genellikle düz değildir, yüzey düzensizlikleri mevcuttur. Ayrıca, diş minesi translusens bir yapıya sahiptir. Bu da cihazdan gelen ışığın saçılmasına neden olmaktadır. Dolayısıyla cihaza geri yansıyan ışık yanlış sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir [97].

Bu cihazlara ShadeEye (Shofu, Almanya), ShadeVision (X-Rite, ABD), Minolta CR-321 (Konica Minolta, Japonya), Cynovad Shade Scan (Cynovad, Kanada), ChromaMeter (Konica Minolta, Japonya), ShadeEye NCC (Shofu Inc., Japonya) ve Identa Color II (Identa, Danimarka) örnek verilebilir [88].

Spektroradyometre

Bu cihazlar radyometrik ölçümler yapabilmektedir. Görünür ışık spektrumunda 5, 10 ve 20 nm aralıklarda ölçüm yapabilirler. Değerler parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (cd/sr/m^2) ile ifade edilir. Rengin tüm biçimlerinin ölçümünde kullanılabilirler. Ölçüm sırasında pozisyondaki ufak değişimler bile sonucu etkileyebileceğinden dikkatli olunmalıdır. Bu cihazların ölçüm yapan uçları ile örnek arasında herhangi bir açıklık oluşmadığından, renk ölçümünü etkileyen "kenar kaybı" etkisinin önüne geçilmiştir. Diş yüzeylerinin düz olmamaları ve translusens özellik göstermesinden dolayı spektroradyometreler ile rahatlıkla çalışılabilir [106, 107, 108].

Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri

Dijital kameraların gelişmesi ve klinikte kullanımlarının artması ile birlikte renk ölçülmesinde bu cihazların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Cisim üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil de tüm cismin renginin ölçülmesi bu sistemin en olumlu özelliğidir. Bu sistemde dişlerin görüntüleri standardize edilmiş şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilmekte, sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla "CIE Lab" değerleri cinsinden değerlendirilmektedir [109]. Sistem dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır. Cihaz kullanılarak renk ölçümü yaparken hataya sebep olmamak için cihazın kalibrasyonu doğru bir şekilde yapılmalı ve cihaz doğru şekilde kullanılmalıdır [89, 109].

Spektrofotometre

Spektrofotometre, yüzey renklerinin ölçülmesinde en sık kullanılan cihazdır. Bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağından meydana gelir. Dedektör, ışığı analiz edebilecek sinyallere dönüştürür. İnsan gözünün algılayamayacağı renkleri, çeşitli dalga boylarında ölçüm yapabilen sensörleri sayesinde değerlendirebilen spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadır. Temel prensipleri; cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Cisimden yansıyan ışığı, görünür spektrumda 1-25 nm'lik aralıklarda ölçer [110].

Kolorimetreden farklı olarak metamerizmi de ayırt edebilmektedir. Spektrofotometreler, uzun dönemde tekrar edilebilir ve hata payı düşük sonuçlar veren cihazlardır. Görsel yöntem ile karşılaştırıldığında, daha doğru ve yüksek derecede tekrarlanabilir bir analiz yöntemi olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir [88, 111].

Gün ışığı, akkor ve floresan lamba gibi değişik aydınlatma koşulları altında farklı sonuçlar verebildiklerinden daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde rengin tarif edilmesinde, diş hekimliğinde ise dental materyallerin renklerinin saptanması amacıyla kullanılmaktadırlar.

Piyasadaki mevcut spektrofotometrelere, Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Almanya), Easyshade Advance (Vita Zahnfabrik, Almanya), Shade X (X-Rite, Amerika Birleşik Devletleri), Shade Star (Degussa/Dentsply, Almanya) örnek verilebilir [102, 112].

VITA Easyshade

2002 yılında kullanıma giren VITA Easyshade, fiberoptik kabloyla ana üniteye bağlanan bir el aparatından meydana gelmektedir. Cihazın kontak tip probu yaklaşık 5 mm çapındadır ve on dokuz adet 1 mm çapında fiber optik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında, diş yüzeyi ana üniteye bulunan halojen lambadan bir prob ile aydınlatılmaktadır. El aparatında, ışık kaynağını görüntüleyen ve dişin iç kısmında yayılan ışığı ölçen çok sayıda spektrometre bulunmaktadır. Çeşitli filtre ve foto diotların kombinasyonu probun merkezinde yerleşmiş fiberlerle yüzeyden dönen ışığı alır. Bu donanım ile, yayılan ışığın spektral yansıması 25 nm'lik aralıkta ölçülebilmektedir [91].

Bu cihazın ilk jenerasyonunun yazılımı sadece doğal dişlere özgü olan CIE Lab renk değerlerini vermek üzere programlanmıştır. Seramik bir restorasyonun rengini analiz etmek için kullanıldığında ise cihaz veri tabanında önceden ayarlanmış renk değerlerinden bağımsız, farklı renk değerleri elde edebilmektedir [114]. Bir başka ifadeyle, cihaz doğal diş ile restoratif materyallerin renk ölçümünde farklı bir tarama yöntemiyle veri alımını gerçekleştirmektedir [113].

2009 yılında sunulan VITA Easyshade Compact, ikinci jenerasyon bir spektrofotometre'dir. Vita Easyshade Compact, Vita Easyshade'den farklı olarak diş veya restoratif materyalin rengini ölçmek için içerdiği iki farklı tip spektrofotometre yerine iki farklı LED lambası içermektedir. Bu lambalar sayesinde, ölçümü yapılacak cisme göre farklı ışık oluşturulmaktadır. Cihazın kablosuz ve taşınabilir olması, klinik uygulamalarda kolaylık sağlamaktadır. Üretici firma, hedef bölgenin aydınlatılmasını sahip olduğu LED ışık kaynağıyla yapan cihazın, aydınlatma ve ortam koşullarından etkilenmeden renk ölçümü yapabildiğini iddia etmektedir. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapan cihaz, 25 ölçüme kadar hafızasında saklayabilmektedir [102, 114].

Aynı üretici firma 2013 yılında, üçüncü jenerasyon olarak Vita EasyShade Advance 4.0'ı (Vita Zahnfabrik, Almanya) geliştirmiştir. Bu cihaz, Vitapan Classical, Toothguide 3D-Master ve Linearguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü yapmaktadır. Otuz renk ölçümünü hafızasında saklayabilmektedir. Vita EasyShade Compact ve Vita EasyShade Advance 4.0 cihazlarının kıyaslandığı bir çalışmada, her ikisinin de zamanla dişlerde oluşan renk farklılıklarının tespit edilmesinde başarılı ve tekrarlanabilir sonuçlar verdiği rapor edilmiştir [102, 115]. Ayrıca, Vita EasyShade Advance 4.0'ın, Vita EasyShade Compact'a göre daha güvenilir olduğu da bildirilmiştir [115].

Vita EasyShade Advance 5.0 (Compact VITA Easyshade® V) ise en son piyasaya çıkan cihaz olup, üretici firma bu cihazın öncü versiyonlarından çok daha gelişmiş olduğunu iddia etmektedir [102] (Resim 2.1).



Resim 2.1. Renk ölçüm cihazı VITA Easyshade'in gelişimi

2.3. Pürüzlülük

Bir rezin kompozit restorasyonun başarılı olmasında, kullanılan rezin kompozitin özelliklerinin yanı sıra bitirme ve polisaj uygulaması da önemlidir. Uygun bitirme ve polisaj uygulaması, rezin kompozit ile yapılan restorasyonların ömrünü ve estetiğini arttıran en kritik aşamalardan biridir. Bunun yanı sıra, yumuşak dokuların sağlığı ve restorasyon ara yüzündeki kenar bütünlüğünün sağlanması bakımından da bitirme ve polisaj uygulaması önem taşımaktadır [116].

Bir restorasyonun son aşaması olan bitirme ve polisaj uygulaması, restorasyonun estetik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi açısından oldukça önemlidir. Özellikle dişetine yakın restorasyonlarda ideal dişeti sağlığı için pürüzsüzlük önemlidir. Pürüzlü bir yüzey, plak birikimine yol açabilir, polisaj uygulanmayan bir restorasyon kötü estetik görünüm gösterebilir. Bitirme ve polisaj uygulanmamış pürüzlü restorasyon yüzeylerindeki plak retansiyonunda görülen artış, uzun dönemde sekonder çürük oluşumuna, yüzey renklenmelerine ve çevre yumuşak dokularda enflamasyona neden olabilir. Ayrıca pürüzlü yüzeylerde sürtünme katsayısı ve aşınma oranında da artış görülmektedir. Bu sebeple düzgün bir yüzey elde edilmesi, restorasyonun başarısı için en önemli kriterlerden biridir [116].

Rezin kompozit restorasyonların klinik başarısını artırmak amacıyla piyasada farklı bitirme ve polisaj sistemleri yer almaktadır. Her yeni geliştirilen sistem ile hem pürüzsüz restorasyon yüzeyinin elde edilmesi hem de uygulama basamaklarının sayısını azaltmak, dolayısıyla uygulama süresini kısaltarak klinik uygulamanın kolaylaştırılması amaçlanmaktadır [117].

Bitirme

Restorasyonun kenarlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, anatomik konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi amacıyla bitirme uygulanır. Direkt veya indirekt restorasyonların uzun ömürlü olmaları için bitim sınırları oldukça önemlidir, çünkü polimerizasyon büzülmesi, çiğneme kuvvetleri ve ısısal genleşme gibi faktörler restorasyonların marjinal kısımlarını olumsuz etkilemektedir [118].

Polisaj

Bitirme işlemi sırasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak, düzgün, ışığı yansıtan ve mine benzeri parlak bir yüzey elde edebilmek amacıyla polisaj uygulaması yapılır [117, 118].

Başarılı bir bitirme ve polisaj sonrasında restorasyon yüzeyinde oluşacak yüzey düzensizliklerin boyutunun azalması beklenir. Bunun sonucunda ise restorasyon yüzeyine bakterilerin adezyonu engellenmiş olur. Bakterilerin tutunması bakımından kritik yüzey pürüzlülüğü değerinin 0,2 µm Ra olduğu bildirilmiştir [119, 120].

Bitirme ve polisaj;

1. Restorasyon yüzeyindeki fazlalıkları uzaklaştırarak, parlak ve düzgün marjinler elde etmek,
2. Pürüzlü yüzeylerin kırık riskini arttırmamasından dolayı, bu yüzeyleri ortadan kaldırarak kırık riskini azaltmak,
3. Düzgün yüzeyler elde ederek plak birikimi riskini azaltmak,
4. Yüzey kusurlarını en aza indirerek, yüzey bozulmalarını ve korozyon riskini azaltmak,
5. Yiyeceklerin polisajlanan diş yüzeyi üzerindeki kayma hareketinin kolaylaşmasını sağlayarak, fonksiyon ve çiğneme hareketlerini geliştirmek,
6. Işığı, doğala yakın yansıtabilen daha estetik restorasyonlar elde etmek,
7. Karşıt ve komşu dişte daha az aşınmaya neden olacak, düzgün yüzeyli restorasyon kontakları oluşturmak,
8. Düzgün bir restorasyon yüzeyi elde ederek normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile tüm yüzeylere, kenar bölgelere ve interproksimal alanlara erişimi kolaylaştırmak ve
9. Oral hijyen kurallarının etkin bir şekilde uygulanmasına olanak sağlamak amacıyla uygulanmalıdır [121].

Rezin kompozitin yüzey pürüzlülüğünde resin kompozitin içeriğinin (resin matriks ile doldurucu partikül tipi, boyutu ve miktarı) büyük önemi bulunmaktadır. Doldurucu partiküllerin ve resin matriksin sertlik değerlerinin birbirlerinden farklı olması, polisaj sonrasında yüzeyin pürüzlü kalmasına neden olmaktadır. Doldurucu partiküller, resin

matriksten daha sert olup daha güç aşınırlar. Bu nedenle, bitirme ve polisaj işlemi sırasında bazı partiküller yüzeyde çıkıntı oluştururken bazıları yüzeyden ayrılarak boşluklar bırakabilirler [118, 122]. Makrodoldurucu rezin kompozitlerde doldurucu partiküller daha büyük boyuta sahiptir, bu rezin matriks oranının azalmasına neden olur. Bundan dolayı, bitirme ve polisaj ile partiküllerin yüzeyde oluşturdukları çıkıntılar ya da yüzeyden ayrılırken bıraktıkları boşluklar daha büyük alana sahiptirler. Bu nedenle makrodoldurucu rezin kompozitlerde bitirme ve polisaj uygulamasından sonra düzgün bir yüzey elde etmek oldukça zordur. Mikrodoldurucu rezin kompozitlerde ise inorganik doldurucu partiküllerin boyutu daha küçüktür, rezin matriks oranı ise daha fazladır, bundan dolayı yüzeyde oluşan pürüzlülük kabul edilebilir düzeydedir. Nanodoldurucu rezin kompozitlerde ise parlak ve düzgün bir yüzey elde edilebildiği birçok çalışmada bildirilmiştir [97].

Rezin monomerlerin ve doldurucu partikül miktarının, restorasyonların polisajlanabilme özelliklerini etkilediği ve doldurucu partiküllerin sertliği, boyutları ve miktarına bağlı olarak firmanın önerdiği marka polisaj sistemleriyle en iyi sonuçların elde edilebileceği bildirilmiştir [118].

2.3.1. Bitirme ve polisaj uygulaması

Rezin kompozit restorasyonun bitirme ve polisajı dört aşamada uygulanır [123].

Kaba bitirme

Büyük grenli aşındırıcılarla restoratif materyalin fazlalıklarının alınması ve bitirme işlemine hazır hale getirilmesi işlemidir. Bu aşamada, restoratif materyale şekil verebilmek ve fazlalıkları alabilmek için 100 µm ya da daha büyük partikül ile kaplı ya da bağlı aşındırıcılar kullanmak gerekir. Bu amaçla, elmas bitirme frezleri, tungsten karpit bitirme frezleri ve bitirme diskleri kullanılabilir [97, 124].

Kontur verme

Restorasyonun estetik ve fonksiyonel kriterlere uygun olarak diş ile uyumlu anatomik formunun verilmesi aşamasıdır [123].

İnce bitirme

Restorasyon kenarlarının diş ile tam olarak uyumlandırılmasını ve yüzey düzgünlüğünün geliştirilmesi amacıyla uygulanan aşamadır. Kaba bitirme ve konturlama işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurları, bu aşamada ortadan kaldırılır. İnce bitirme için kullanılan aşındırıcılar 100 µm ile 15-20 µm arasındadır. Bu amaçla, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı lastikler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılabilir [123, 125].

Polisaj

Restorasyon yüzeyinin düzgün, parlak ve mineye benzer şekilde oluşmasını sağlayan, bitirme ve polisaj uygulamasının son aşamadır. Parlaklık için ince aşındırıcılar kullanılır. Bu amaçla, ince aşındırıcı diskler veya 0,3-20 µm boyutunda aşındırıcı partiküller içeren parlatma patları kullanılabilir [97].

Bitirme ve polisaj sistemlerinin etkinliğini değişik faktörler etkilemektedir. Bunlar;

1. Bitirme ve polisaj uygulanan restoratif materyallerin yapısı ve mekanik özellikleri
2. Aşındırıcılar ile restorasyon materyali arasındaki sertlik farkı
3. Kullanılan bitirme ve polisaj sistemlerin aşındırıcı partiküllerinin sertliği, boyutu ve şekli
4. Aşındırıcıyı taşıyıcı aletin fiziksel özellikleri
5. Aşındırıcı aletin uygulanma hızı ve basıncı
6. Aşındırıcı aletlerin kayganlaştırıcılar ile birlikte kullanılmasıdır [97, 125].

2.3.2. Bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemler

Rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen diğer bir etken ise bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemlerdir. Rezin kompozitlerin bitirme ve polisajında karbid ve elmas bitirme frezleri, alüminyum oksit kaplı diskler, zımparalar, polisaj patları, elmas partikül kaplı aşındırıcı lastikler, silikon karbit ilave edilmiş fırçalar gibi değişik sistemler kullanılmaktadır [126].

Bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemlerin biçimleri diş konturlarına uyumlu olmalıdır. Yuvarlak şekilli frezler konkav yüzeylerde, diskler düz veya konveks yüzeylerde, alev uçlu bitirme frezleri okluzal yüzeylerde kullanılmalıdır. İnterproksimal alanların son bitirme ve polisajı en iyi aşındırıcı bantlarla yapılır. Embraşur alanlarında ise çok ufak çaplı diskler veya ince uçlu frezler kullanılarak ulaşılması güç alanların şekillendirilmesi sağlanabilir [118].

Piyasada, kullanılan polisaj sistemleri tek tek satılabildikleri gibi setler halinde de bulunabilmektedir. Kullanılacak polisaj sisteminin dikkatli seçilmesi önemlidir, çünkü bazı durumlarda polisajdan sonra polisaj öncesine oranla daha pürüzlü yüzeyler ortaya çıkabilmektedir. Ayrıca, bitirme ve polisaj uygulaması esnasında, sürtünme sonucu oluşabilecek ısıyı önlemek amacı ile uygulama su soğutması altında gerçekleştirilmelidir [36].

2.3.3. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması ve bileşimleri

Diş hekimliğinde restorasyonların bitirme ve polisajında kullanılan aletler kesici aletler ve aşındırıcı bitirme ve polisaj aletleri olmak üzere ikiye ayrılır. Aşındırıcı bitirme ve polisaj aletleri ise bağlı, kaplı ve zayıf bağlı aşındırıcılar olmak üzere üç ayrı grup içinde toplanırlar [127].

Bağlı bitirme ve polisaj aletleri

Aşındırıcı partiküllerin, kaidenin (ana maddenin) tüm yüzeyinde düzgün bir şekilde dağılmasıyla üretilmişlerdir. Kaide yapı, lastik veya silikon gibi elastomerik

materyallerden veya sert ve esnek olmayan materyallerden oluşabilir. Mermi şekilli veya sivri uçlu beyaz taşlar sert bağlı aşındırıcılara örnek olarak gösterilebilir [127].

Kaplı bitirme ve polisaj aletleri

Hafif ağırlıklı kağıt, bant, polyester gibi esnek bir destek yüzeyine aşındırıcı partiküllerin yapıştırıcı aracılığıyla bağlanması ile üretilen aletlerdir. Aşındırıcı partiküller ana malzemenin yalnız bir yüzeyine yayılabildiği gibi iki yüzeyinde de yer alabilirler. Dairesel kaplanmış bitirme diskleri ve stripler en çok bilinen şekilleridir.

Kaplı disklere Sof-Lex (3M ESPE, ABD), Super Snap (Shofu, Japonya) ve Flexidisc (Cosmodent, ABD) gibi bitirme ve polisaj diskleri örnek olarak gösterilebilir. Alüminyum oksit partikülleri kaplı aşındırıcı disklerde en sık kullanılan aşındırıcı türü olmakla birlikte, silikon karbit partikülleri de bu amaçla kullanılmaktadır [97, 127].

Zayıf bağlı bitirme ve polisaj aletleri

Diş hekimliğinde restorasyonların bitim işleminde kullanılan polisaj patları zayıf bağlı aşındırıcılardır. Lastik, keçe gibi yardımcı bir aletle birlikte son parlatma işleminde uygulanırlar. Zayıf bağlı aşındırıcı polisaj patları, gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış ince grenli alüminyum oksit veya elmas partiküllerinden oluşurlar. Çoğunlukla rezin kompozit restorasyon yüzeylerinin bitim işleminde 0.3-1 µm aşındırıcı boyutuna sahip alüminyum oksit partikülleri içeren patlar kullanılırken, düzenleme işlemleri sonrası yapısında bozulma meydana gelen porselen materyallerin polisajında elmas polisaj patlarının kullanıldığı bildirilmiştir [97, 127].

2.3.4. Bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan aletlerin aşındırıcı tipleri

Alüminyum oksit

Alüminyum oksit, sertliği sayesinde aşındırıcı olarak veya kesici aletlerin bileşiminde kullanılmaya uygundur. Alüminyum oksit partiküllerinin seramikle katılaştırılmış beyaz taşlar içine katılması, kağıt veya polimer disklere, bantlara yapıştırılması ya da lastik uçlara

emdirilmesi ile bitirme ve polisaj işlemlerinde kullanılan malzemeler üretilmektedir. Ayrıca, küçük boyuttaki partiküller polisaj patına karıştırılarak porselen ve rezin kompozit gibi materyallerin bitirme ve polisajında kullanılmaktadırlar.

Sof-Lex disk, OptiDisc (Kerr, ABD) alüminyum oksit kaplı bitirme ve polisaj aletlerine örnek verilebilir [36, 127, 128].

Karbit bileşikleri

Karbit bileşikleri; bileşik şeklindeki aşındırıcılardır. Genellikle, silikon karbit, bor karbit ve tungsten karbit içerirler. Silikon ve bor partikülleri bir bağlayıcı ile birlikte disk, çanak, tekerlek ve sivri uç şeklindeki lastiklere eklenir ve düşük hızda döner aletlerle kullanılırlar [127].

Silikon karbit, elmasa yakın sertlikte bir aşındırıcıdır. Genelde kağıt ya da plastik disklerin yüzeyine kaplanır. Diskler siyahtır ve ince, ekstra ince, iki kat ekstra ince grenli olanları vardır. Bunlar özellikle mikrodoldurucu rezin kompozitlerde kullanımları önerilir [127].

Tungsten karbit bileşikleri ise çok bıçaklı bitirme frezlerinin aşındırıcı ve kesici kısımlarında kullanılırlar [127].

Elmas partikülleri

Elmas, bir karbon bileşiğidir ve bilinen en sert maddedir. Sertliğinden dolayı oldukça etkili bir aşındırıcı olması sebebiyle rezin kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin bitirme ve polisajında kullanılırlar. Elmas frezler, tungsten karbit frezlere oranla daha uzun ömürlüdür, ancak daha pahalıdırlar. Bu frezler ile hibrit ve mikrodoldurucu rezin kompozitlerde oldukça düzgün yüzeyler oluşturulabilir [127].

Frezler, farklı şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilmektedir. Genelde büyük boyutlu kaba grenli frez ile işleme başlanır ve daha ince grenli frez ile devam edilir. Elmas bitirme frezleri, her zaman su soğutması altında ve düşük hızda kullanılmalıdır. Mine ve sement dokusuna zarar verme ihtimali vardır. Bu nedenle, elmas bitirme

frezlerinin kullanımı sonrasında aşındırıcı kaplanmış diskler, polisaj lastiği ve polisaj patları gibi diğer bitirme ve polisaj aletleri ile işleme devam edilmelidir [37].

Son yıllarda, rezin kompozit restorasyonlara daha etkin polisaj uygulayabilmek amacıyla çok ince grenli elmas spiral (Clearfil Twist Dia, Kuraray), pat (Dia Polisher, GC) ve lastikler (PoGo, Dentsply/Caulk) üretilmiştir [127].

Silikon dioksit

Silikon dioksit, lastik veya elastik bitirme ve polisaj aletlerinde kullanılmaktadır. Bu aşındırıcılara, Astropol (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile Politip P ve Politip F bitirme ve polisaj seti (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) örnek olarak gösterilebilir [36, 127].

Zirkonyum Oksit

Zirkonyum oksit, silikon dioksit gibi elastik veya lastik benzeri bitirme ve polisaj aletlerinde kullanılmaktadır. Bu aşındırıcıya örnek olarak Silicon Points C (Shofu, Japonya) gösterilebilir [36, 127].

Zirkonyum Silikat

Zirkonyum silikat, küçük partikül boyutlu sert bir aşındırıcıdır. Polisaj bantlarında, disklerde ve polisaj patlarında kullanılan doğal bir mineraldir. Çeşitli partikül boyutlarında bulunan bu mineral, genellikle aşındırıcı kaplı disklerin, şeritlerin ve en çok da dental profilaksi pastalarında kullanılır [36].

2.3.5. Bitirme ve polisaj aletleri

Karbit bitirme frezleri

Karbit frezler, anatomik formun sağlanmasında ve bitirme işlemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir. Değişik şekil ve bıçak sayısında bulunabilirler. Elmas ve diğer aşındırıcı partiküller ile kaplı frezlere göre keskinlikleri daha azdır ve yumuşak doku üzerinde daha az travmaya neden olurlar. Sekiz ile kırk arasında değişen bıçak sayılarına sahiptirler.

Bıçak sayısı az olan frezler daha iyi kesme işlevi görürken, daha pürüzlü bir yüzey oluşturmaktadır. Bıçak sayısının artması ile restorasyonun yüzeyi daha pürüzsüz hale gelmektedir [97, 127].

Karbit bitirme frezleri, aşındırıcı özelliklerinin az olmasından dolayı elmas frezlerle veya aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlarla kıyaslandığında, dişeti kenarında yumuşak dokuya daha az zarar verirler. Hibrit rezin kompozitlerde düzgün yüzeyler oluşturmalarına karşın mikrodolduruculu rezin kompozitlerde başarılı değildirler [37, 127].

Elmas bitirme frezleri

Restorasyona kontur vermek ve düzgün yüzey oluşturmak için kullanılırlar. Elmas bitirme frezleri, çok bıçaklı karpit frezlerden farklı olarak kesme hareketinden ziyade aşındırma hareketi yaparlar. Çoğu vakada kalın grenliden ince grenliye sırayla uygulanmaktadır. Elmas frezler kullanılırken ısı oluşumunu önlemek için mutlaka su spreyi altında kullanılmalıdır [129].

Taşlar

Taşlar, birbirine yapıştırılmış veya rezin ile bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşmaktadır. Aşındırıcı partikülün çeşidine göre taşların rengi değişir. Örneğin, yeşil taşlar silikon karbit içerirlerken, beyaz taşlar alüminyum oksit içerirler. Taşlar, restorasyonu şekillendirmek ve bitirmek için kullanılırlar ve elmas frezlere göre düşük kesme ve aşındırma etkisine sahiptirler. Kullanılan aşındırıcı partikül boyutuna bağlı olarak, aşındırıcı taşlar kaba, orta ve ince olmak üzere üç farklı tipte aşındırma sağlamaktadırlar. Elmas taşlar, silikon karbit ve alüminyum oksit taşlardan daha fazla kesme etkinliğine sahiptirler. Dolayısıyla, kontur verme ve şekillendirme işlemlerinde kullanılan silikon karbit ve alüminyum oksit taşlardan daha agresif kesme ve aşındırma özelliği sergilemektedirler [36, 97, 127].

Aşındırıcı kaplanmış bitirme ve polisaj disk ve bantları

Kaplı abraziv diskler ve stripler, aşındırıcı partiküllerin ince bir polimer veya plastik yapıya bağlanması ile üretilmişlerdir. Bitirme ve polisaj diskleri restorasyonların kaba bitirmesinde, kontur verilmesinde ve polisajında kullanılmaktadır. Bu diskler üzerindeki aşındırıcı tabakanın ince olması klinik kullanımda sınırlı bir süre etkili olmalarını sağlar ve tek kullanımlıktırlar. Gren sırasına göre kullanılırlar; kaba grenden başlayıp süper ince grenle bitirilirler. Kaplı abraziv diskler ve stripler özellikle düz veya dış bükey yüzeyler için uygundur. Kaplı bitirme ve polisaj disklerinin arka grup dişlerin okluzal ve iç bükey, ön grup dişlerin lingual yüzeylerinde kullanımları sınırlıdır. Kaplı abraziv disklerin partikül büyüklükleri kaba grenli bitirme disklerinde 55-100 µm iken ultra veya süper ince grenlilerde 7-8 µm olarak bildirilmiştir.

Kaplı disklere örnek olarak; Sof-Lex disk, OptiDisc, Super Snap ve Flexidisc örnek olarak verilebilir. Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar ise Sof-Lex, FlexiDisc, OptiDisc ve Super-Snap bitirme ve polisaj setleri içinde mevcuttur [6, 97].

Lastikler

Polisaj lastikleri, ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin, yumuşak ve elastik bir matrikse (doğal veya sentetik lastiklere, silikon veya diğer sentetik elastik polimerlere) ilave edilmesiyle elde edilirler. Yumuşak olduklarından çabuk aşınırlar. Elmas bitirme frezlerinden sonra kullanımları önerilir. Alüminyum oksit içeren patlarla birlikte de kullanılabilirler. Lastiklerin çeşitli tipleri, aşındırıcı kaplanmış disklerin erişiminin sınırlı olduğu ön grup dişlerin lingual ve arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerinde kullanılabilirler. Çeşitli boyutlarda olmak üzere tekerlek, bardak ve sivri uçlu şekilleri vardır [37, 127].

Genellikle diş hekimlerinin çeşitli diş boyutları ve şekillerine uygun olarak kullanabilmeleri için farklı şekillerde, boyutlarda ve sertlik derecelerinde setler halinde satılırlar. Lastikler, genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmaktadırlar. Bazıları sterilizasyon sonrası tekrar kullanılabilir şekilde üretilmiştir. Polisaj lastiklerinde kullanılan aşındırıcı tipleri; silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum

oksit'tir. Başlangıç bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için alüminyum oksit içerikli bitirme lastiklerinin, ön polisaj işlemleri için silikon veya elmas içerikli polisaj lastiklerinin kullanışlı olduğu bildirilmiştir.

Polisaj lastikleri için Astropol, Enhance (Dentsply/Caulk, ABD), Comprepol ve Composhine (Diatech Dental, ABD), Flexicups (Cosmedent, ABD), Identoflex (Kerr, İsviçre), Silicone Points C (Shofu, Japonya) örnek verilebilir [97, 118].

Tek aşamalı polisaj sistemlerinde şekillendirme, bitirme ve polisaj işlemleri tek bir alet kullanımı ile tamamlanabilmektedir. Bu sistemler sayesinde daha kısa zamanda pürüzsüz yüzeyler elde edilmektedir. Tek aşamalı elmas polisaj lastikleri için Compomaster (Shofu, Japonya) ve Pogo örnek verilebilir [130].

Elmas içeren polisaj lastikleri, aşındırıcı yapıştırılmış disklerden daha fazla sürtünme ısısı üretmektedirler. Bu nedenle, restorasyona ve dişin kendisine zararlı olabilecek önemli bir yüzey sıcaklık artışından kaçınmak için elmas içeren polisaj lastiklerinin kullanımı sırasında aşırı basınç uygulamamak önemlidir [97, 118].

Şeffaf bant

Şeffaf bant altında polimerize olmuş rezin kompozit restorasyonlar kusursuz yüzey özellikleri sergilememelerine rağmen, direkt estetik restorasyon materyallerin çoğunluğunda en pürüzsüz yüzeyi oluşturmaktadırlar. Yüzeyde oluşan bozukluklar ise şeffaf bandın yüzeyindeki düzensizliklerden kaynaklanmaktadır. Ayrıca düzgün konturlar elde etmek ve oklüzal uyumu sağlamak için tüberkül ve fissürlerde polimerizasyon sonrası yapılan düzeltmeler sonucunda, şeffaf bant ile bitirilen düzgün yüzeyler pürüzlü hale gelmekte ve bu pürüzlülüğün giderilmesi amacıyla bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir [118, 130].

Aşındırıcı içeren polisaj patları ve aplikatör cihazları

Aşındırıcı içeren polisaj patları, diş hekimleri tarafından yıllardır kullanılmakta olup, çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içermektedirler. Su ile beraber

kullanıldıklarında daha iyi sonuç verirler, gözle görülür bir yüzey parlaklığı sağlarlar. Öncesinde yüksek hızla dönen elmas frezler kullanılmalıdır.

Polisaj patları için alüminyum oksit içerikli polisaj patı Poli I ve Poli II (Kota, Hindistan), ince elmas partikül içerikli polisaj patı Ultralap (Moyco Union Broach, ABD) örnek verilebilir [118, 127].

Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler

1990'lı yılların sonlarında, piyasa sunulan, polimer kıllara abraziv partiküllerin (alüminyum oksit, silikon karbit, elmas partikülleri) emdirilmesi ile üretilen abraziv içerikli polisaj fırçaları, seramik ve rezin kompozit restorasyonların diğer bitirme ve polisaj aletlerinin başarılı olarak uygulanamadığı oluklar, fissürler ve ara yüz bölgelerinde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir. Sivri uçlu ya da bardak şeklinde değişik biçimleri bulunabilir. Elmas emdirilmiş keçelerin, pürüzsüz yüzey elde etmede oldukça etkili olduğu bildirilmiştir.

Sof-Lex Brush (3M ESPE, Almanya) alüminyum oksit emdirilmiş fırçalara, Astrobrush (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ise silikon karbit emdirilmiş fırçalara örnek olarak gösterilebilir [127].

Rezin matriks frezler

Yapısında aşındırıcı olarak polimer veya rezin matriks bulunan bu frezler kontrollü aşındırma yapmaktadırlar. Diş yüzeyindeki yüzeysel lekelerin kaldırılmasında, braket altlarında kalan yapıştırıcı kalıntılarının temizlenmesinde ve periodontal kök planlamasında kullanılabilir.

StainBuster (Danville, Hindistan) rezin matriks frezlere örnek olarak gösterilebilir [118, 127].

2.3.6. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi

Restoratif materyallerin yüzey kalitesini değerlendirmede en sık kullanılan parametre yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey pürüzlülüğü, Ra değeri ile ifade edilir. Farklı bitirme ve polisaj malzemelerinin uygulanması, rezin kompozit yüzeyinde farklı Ra değerlerinin oluşmasına neden olur. Resin kompozitte pürüzsüz yüzey, şeffaf bant altında polimerizasyon sonrası elde edilmektedir. Ancak, elde edilen yüzey organik matriks açısından zengindir. Yapılan çalışmalarda, yüzeyde oluşan rezinden zengin bu tabakanın zayıf fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, resin kompozit yüzeyinde oluşan bu tabakanın klinik olarak uzaklaştırılması gerektiği bildirilmiştir [128, 130].

Resin kompozitin yüzey pürüzlülüğünü resin kompozitin tipinin yanı sıra bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemlerin özelliklerinin de etkili olduğu, konu üzerinde yapılan çalışmalar göstermiştir. Uygulanan bitirme ve polisaj uygulamasının kalitesinin, resin kompozit restorasyonun ömrü ve estetik görünümünü üzerinde önemli etkisinin olduğu bildirilmiştir [15, 132].

Resin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü; taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile kalitatif olarak, yüzey profil analizi (profilometre) ile ise kantitatif olarak değerlendirilebilir. Bunların yanı sıra son yıllarda dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla atomik kuvvet mikroskobu (AFM) da kullanılmaktadır [133].

Profilometre, resin kompozitin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemdir. Profilometre cihazında, çapı yaklaşık 5 µm olan elmas bir uç kullanılmaktadır. Profilometrenin ucu, yalnızca uç yarıçapından daha büyük olan yüzey ayrıntılarının değerlendirilmesine izin veren bir filtre görevi görür. Ancak, uygulanan yüke bağlı olarak, bu elmas uç ölçüm işlemi süresince yüzeyde değişikliklere sebep olabilmektedir [134, 135].

Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Yüzeylerin profilometre ile

incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz : Rpm oranıdır [136, 137].

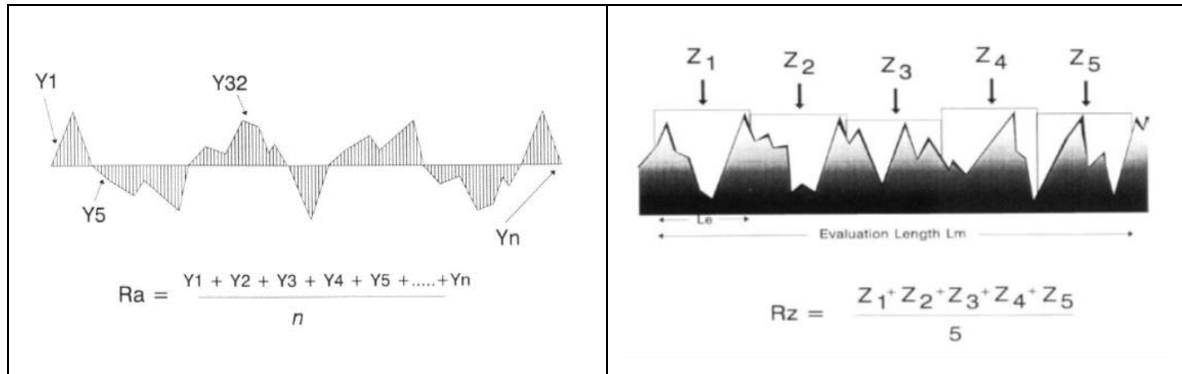
Pürüzlülük profili, Ra; örneğin boyu içerisinde, ortalama çizgiden artı ve eksi yöndeki yükselti ve çukur ölçülerinin mutlak değerlerinin ortalamasıdır. Ra değeri arttıkça, yüzey pürüzlülüğü artar [137].

Yüzey parametresi, Rz; ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır (Şekil 2.16.).

Yüzey parametresi, Rpm; ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır (Şekil 2.17.). İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır.

Ra ve Rz parametreleriyle karşılık gösterdiğinden, Rpm profil şekli hakkında daha iyi bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir.

Rz:Rpm oranı da önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili ifade eder [136].



Şekil 2.16. Ra ve Rz parametresi diagramı

2.4. Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamındaki bileşenler, dental restoratif materyallerin bozulmasına neden olarak erken dönemde başarısızlıklara yol açabilmektedir. Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmeleri için ağız içinde fonksiyon gördükleri süre boyunca özelliklerinin bozulmaması kritik önem taşır.

Rezin kompozit restorasyonlara olan talebin artması, rezin kompozitlerin ömrünü ve dayanıklılığını artırmak amacıyla ağız ortamındaki koşullarda bu materyallerin özelliklerinin nasıl değiştiğinin anlaşılması için daha kapsamlı analizler yapılmasına yönelik çalışmaların artmasına neden olmuştur [138].

Tükürük nedeniyle ağız ortamının nemli bir yapıya sahip olması, rezin kompozitlerin dayanıklılığını önemli ölçüde etkilemektedir. Ayrıca, klinik olarak restorasyonlar, nefes alıp verme, yeme ve içme sırasında rutin olarak dinamik sıcaklık dalgalanmalarına maruz kalmaktadır. Sıcaklık değişimleri, katı materyallerde rezidüel streslerin oluşumuna neden olmaktadır. Bu nedenle, ağız ortamındaki koşulların rezin kompozitlerin mekanik performansları üzerindeki etkileriyle ilgili çok sayıda araştırma yapılmaktadır. *In vitro* çalışmalarda restorasyonların yaşlandırılması, ağız koşullarını laboratuvar ortamına yansıtmayı ve ağız içi koşulların materyallerde oluşturduğu değişiklikleri taklit etmeyi amaçlar [139, 140].

Yaşlandırma; mekanik, termal, kimyasal yöntemlerle veya bu yöntemlerin bir kombinasyonu olarak uygulanabilir. Restoratif materyallerdeki bozulmanın şiddetini etkileyen ana faktörler maruz bırakılan sıcaklık ve yaşlandırma süresidir. Literatürde, yapılan çalışmaların yaşlandırma süreleri arasında büyük farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. Araştırma süreleri saatler, günler, 3-6 aylık veya daha uzun süreli periyotlar şeklinde planlanmaktadır. Dental materyallerin değişik özelliklerini değerlendirmek amacıyla ağız ortamını taklit eden çeşitli yaşlandırma yöntemlerinden yararlanılmaktadır [138, 141].

2.4.1. Suda bekletme ile yaşlandırma

Yapay yaşlandırma yöntemleri arasında en sık tercih edilenlerden biri, ağız boşluğundaki nemli ortamın etkisini, laboratuvar koşullarına uyarlamak için bir haftadan bir yıla kadar değişen sürelerde, örnekleri 37°C'deki distile/deiyonize suda bekletmedir. Yaşlandırma solüsyonu olarak doğal veya yapay tükürük bu amaçla kullanılabilir [138, 142].

2.4.2. Suda kaynatma ile yaşlandırma

Örneklerin 100°C'deki distile suda, değişik sürelerde kaynatılarak yaşlandırılması işlemidir. Suda kaynatma işlemi, rezin kompozitin yapısında termal ve hidrolitik bozulmayı hızlandırır. Bu yaşlandırma yönteminin, ağız ortamında gerçekleştirilmesi mümkün olmasa da hidrolitik ve termal bozulmanın birlikte oluşturulabilmesi ve ayrıca hızlandırılmış yaşlanmayı taklit etmek amacıyla kullanılabilecek bir yöntemdir [143].

2.4.3. PH Döngüsü ile yaşlandırma

Ağız ortamındaki pH, dentin sıvısındaki asidik bileşenlere, bakteri metabolizmasına, tükürüğe, yeme ve içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir. Asit-baz uygulamaları, ağız içinde oluşan bu pH değişikliklerini taklit etmek ve bu değişikliklerin özellikle adeziv-dentin arayüzüne olan etkisini değerlendirmek için uygulanan bir yaşlandırma yöntemidir [144].

2.4.4. Mekanik oklüzal yükleme ile yaşlandırma

Çiğneme kuvvetlerinin yaptığı etkiyi taklit etmek amacıyla, örneklerle statik veya dinamik kuvvetlerin belli bir frekansla döngüsel olarak uygulanması ile yapılan yaşlandırma yöntemidir [142].

2.4.5. UV ışık ile yaşlandırma

Örneklerle belirli bir mesafeden UV ışığının uygulanması ile yapılan yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntem sıklıkla, renklenme çalışmalarında kullanılmaktadır [145].

2.4.6. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma (HYY)

Restoratif materyallerin UV, ışık, nem ve sıcaklık değişikliklerine maruz bırakıldığı yaşlandırma yöntemine HYY denir. Bu yaşlandırma yöntemi, başlangıçta araba boyaları gibi ticari ürünlerin açık hava şartlarına maruz kaldıklarında nasıl değişim gösterdiklerini belirlemek üzere tasarlanmıştır. 1978'den sonra, bu yöntem dental rezinlerin renk stabilitelerinin tespit edilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. HYY'da, örnekler uzun dönem UV ışık (dışarıdaki gün ışığının sebep olduğu hasarı taklit etmek için kullanılan spektrumları 280 ile 315 nm arasında değişen xenon lambalar), sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz kalarak çevre şartları taklit edilmiş olur. Restoratif materyalde beklenen hasar rengin solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, puslu görünüm, su emmesi, direnç kaybı ve oksidasyon şeklinde olabilir [146].

Üretici firmalara göre 300 saatlik yaşlandırma işlemi, ağız ortamında bir yıla tekabül etmektedir. Hızlandırılmış yaşlandırmada en büyük renk değişiminin, uygulamanın ilk 300 saatinde ortaya çıktığı belirtilmiştir. Yaşlandırma cihazı günde 24 saat, haftada 7 gün otomatik olarak çalıştırılabilir [22].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

On farklı rezin kompozitin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı polisaj sistemlerinin ve HYY'nın etkilerini incelemek amacıyla planlanan bu tez çalışması, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Gazi Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Ağaçışleri Endüstri Mühendisliği Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda ise örneklere HYY testi uygulandı.

3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Çalışmada kullanılan rezin kompozitler ve özellikleri Çizelge 3.1.'de verilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin kompozitler ve özellikleri

Rezin kompozitler	Tipi	Rezin matriks yapısı	Doldurucu partiküller ve boyutları	Doldurucu partikül miktarları (w/v)
G-aenial (G) (GC, Japonya)	Mikrohibrit	UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri	Stronsiyum lantanoid florid pre-polimerize doldurucular (16-17 μm), silika, fumed silika (16-850 nm)	76/62
Filtek Z250 (FZ) (3M-ESPE, ABD)	Mikrohibrit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGMA	Silika/zirkonyum (0.01-3.5 μm)	75-85/60
Gradia Direct (GD) (GC, Japonya)	Mikrohibrit	UEDMA	F-Al-silikat cam, silika dioksit pre-polimerize doldurucu (16 μm), (ort: 0.85 μm)	77/65
Estelita Posterior (EP) (Tokuyama, Japonya)	Mikrohibrit	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-MPEPP	Silika/zirkonyum (1-10 μm , ort:2 μm)	84/70
Palfique Estelite (PE) (Tokuyama, Japonya)	Mikrohibrit	Bis-GMA, TEGDMA	Silika/zirkonyum (0.2 μm)	82/71
Ceram X DUO (CXD) (Dentspy, Almanya)	Nanoseramik	Metakrilat modifiye polisiloksan, dimetakrilat resin, Bis-GMA, TEGDMA	Ba-Al-borosilikat cam (1.1-1.5 μm), silikon dioksit nanodoldurucu (10 nm)	76/57
Filtek Ultimate (FU) (3M-ESPE, ABD)	Nanohibrit	Bis-GMA, UDMA, TEGMA, Bis-EMA, PEGDMA	Silika (20 nm), zirkonyum (4-11 nm), silika cluster doldurucu (0.6-10 μm)	72.5/55.6
Clearfil Majesty Es-2 (CM) (Kuraray, Japonya)	Nanohibrit	BIS-GMA, hidrofobik aromatic dimetakrilat	Silanlanmış baryum cam doldurucu (0.37-1.5 μm), pre-polimerize doldurucu (20 nm)	78/66
Charisma Diamond (CD) (Kulzer, Almanya)	Nanohibrit	UDMA, TCD-DI-HEA	Ba-Al-F cam (20 μm) silisyum dioksit nanodoldurucular (5 nm)	81/64
Tetric N Ceram Bulk-fill (TCB) (Ivoclar/Vivadent Liechtenstein)	Nanohibrit bulk-fil	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Baryum cam, yiterbium triflorid (0.04 μm), mixed oksit (3 μm)	75-77/53-55

Test örneklerinin hazırlanmasını standardize etmek amacıyla, tüm deney gruplarında rezin kompozitlerin A2 rengi kullanıldı.

Çalışmada rezin kompozit örneklerin polisajında kullanılan sistemler ve özellikleri Çizelge 3.2.'de ve Resim 3.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan polisaj sistemleri ve özellikleri

Polisaj sistemleri	Abraziv içeriği ve boyutu	Tipi	Uygulama aşaması
Clearfil Twist Dia (Kuraray, Japonya)	Elmas partikülleri Medium (25-35 µm) Fine (4-8 µm)	Spiral	İki aşamalı
Pogo (Dentsply, ABD)	Polimerize üretan dimetakrilat rezin, ince elmas tozu (7 µm), silikon oksit (20 µm)	Disk	Tek aşamalı
Sof-Lex (3M-ESPE, ABD)	Alüminyum oksit partikülleri Medium (turuncu - 29 µm) Fine (açık turuncu - 14 µm) Super fine (sarı - 5 µm)	Disk	Çok aşamalı
Super Snap (Shofu, ABD)	Medium (violet, silikon karpit - 30 µm) Fine (yeşil, alüminyum oksit - 20 µm) Super fine (pembe, alüminyum oksit - 7 µm)	Disk	Çok aşamalı

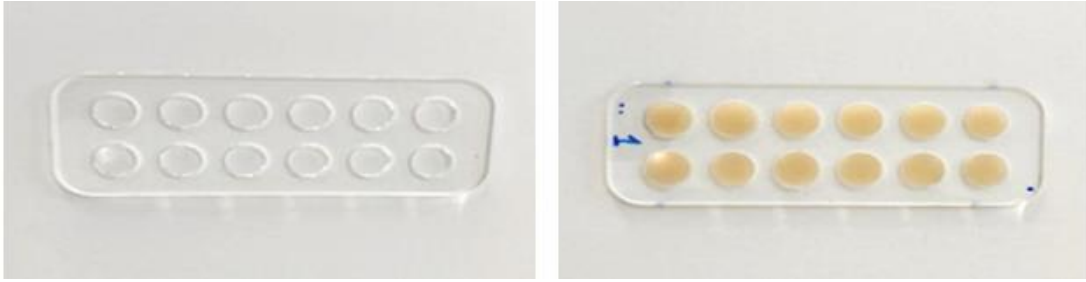


Resim 3.1. Çalışmada kullanılan polisaj sistemleri

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada her bir rezin kompozit için 60 adet örnek olacak şekilde toplam 600 örnek hazırlandı.

Çalışmada test örnekleri 8 mm çapında, 2 mm kalınlığında plexiglas kalıplardan hazırlandı, (Resim 3.2).



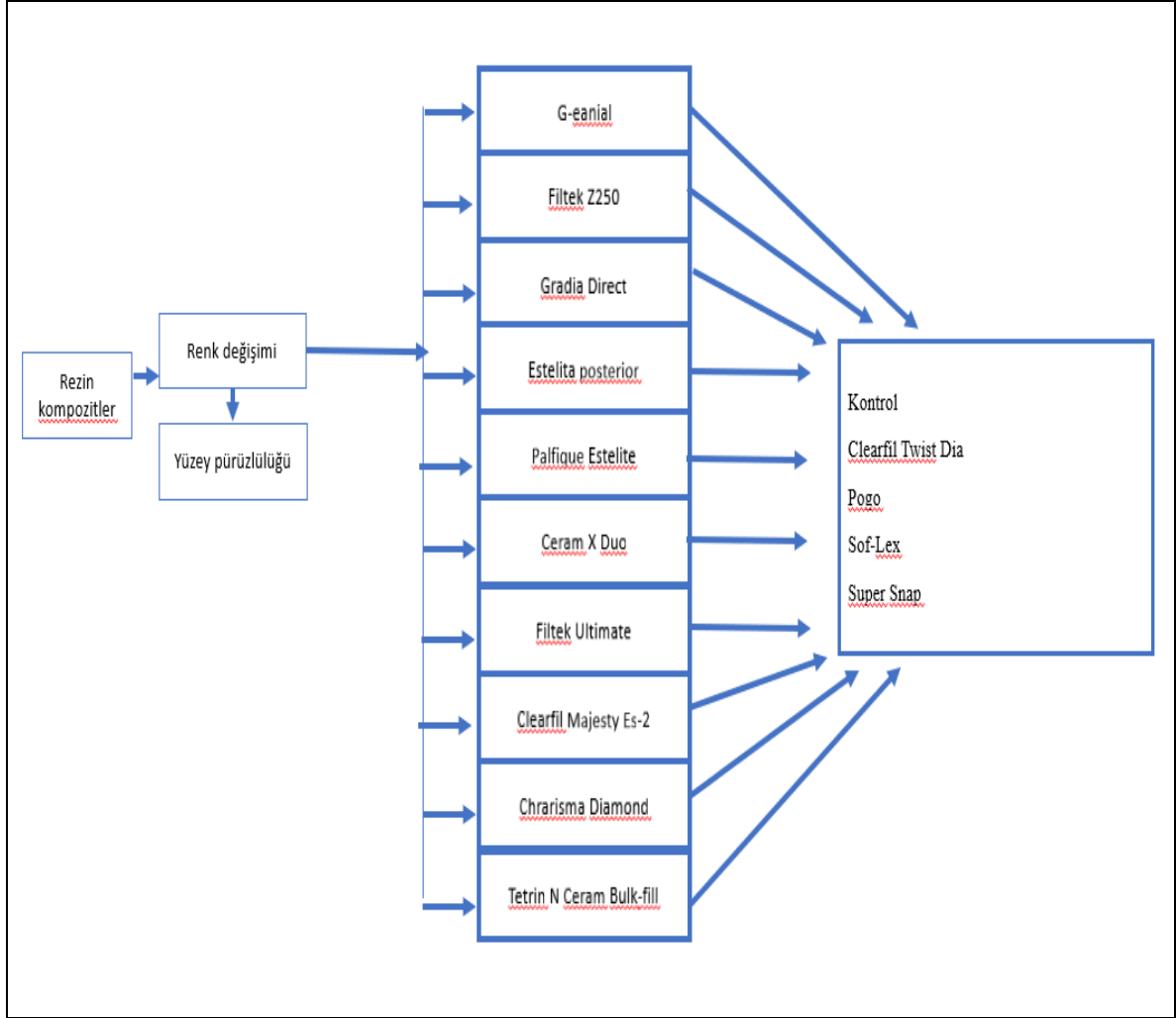
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan plexiglas kalıplar

Kalıplar, üzerine şeffaf selüloid bant yerleştirilmiş cam bir plaka üzerine yerleştirildi. Kalıpların içine rezin kompozit, hava kabarcığı kalmayacak şekilde dolduruldu. Rezin kompozitin üzerine ikinci bir şeffaf selüloid band ve cam plaka yerleştirilerek, hafif basınç uygulandı. Takiben, rezin kompozit örnekler camın üzerinden LED ışık kaynağı (D-Light Pro, GC, Tokyo, Japonya) ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 saniye ışık uygulanarak polimerize edildi. Işık cihazının ucu, cam plakaya temas ettirilerek ve örneğin merkezine gelecek şekilde konumlandırıldı. LED ışık cihazının gücü 1000 mW/cm^2 olup, her kullanımdan önce radyometre cihazı (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, ABD) ile gücü kontrol edildi. Hazırlanan örnekler 24 saat 37°C 'de distile su içerisinde karanlık ortamda bekletildi. Takiben her rezin kompozit grubu kendi içinde her birinde 12 adet olacak şekilde beş alt gruba ayrıldı.

Grup 1'deki örnek yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmayarak kontrol grubu oluşturuldu.

Grup 2'deki örnekler Clearfil Twist Dia ile, Grup 3'deki örnekler Pogo ile, Grup 4'deki örnekler Sof-Lex diskler ile, Grup 5'deki örnekler Super Snap diskler ile polisaj uygulaması yapıldı.

Çalışmanın akış şeması Şekil 3.1’de verilmektedir.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması

Polisaj sistemlerinin kullanımında üretici firmalarının kullanım tavsiyeleri esas alındı. Polisaj esnasında uygulama farklılıkları oluşturmamak için tüm örneklerin polisajı aynı araştırmacı tarafından 10.000 rpm hızda çalışan düşük devirli bir mikromotor kullanılarak kuru olarak gerçekleştirdi. Polisaj sistemlerinin her aşaması 20 saniye süreyle sürekli ve dairesel yönde, hafif basınç ile hareket edecek şekilde uygulandı. Birden fazla uygulama aşaması olan sistemlerde, her aşamadan sonra örnek yüzeyleri su spreyi ile yıkayıp kurutulduktan sonra, diğer aşamaya geçildi.

Polisaj uygulanan test örnekleri HYY testine maruz bırakılmak üzere gruplar halinde yaşlandırma cihazına (Atlas UV 2000 Material Testing Technology LLC, ABD)

yerleştirildi (Resim 3.3.). Örneklerde bir yıllık klinik kullanıma denk yaşlandırma etkisi oluşturabilmek amacıyla, 380 saat süresince cihaz içerisinde tutuldular [22]. Test cihazı, 37°C’de 40 dakika sadece ışık, 20 dakika ışık ve su püskürtme, 60 dakika sadece ışık ve 60 dakika karanlıkta su püskürtmenin döngü şeklinde uygulanması ile çalışmaktadır.



Resim 3.3. Çalışmada kullanılan yaşlandırma cihazı

HYY testine maruz bırakılan test örnekleri, distile su içinde ultrasonik temizleyicide (Pro-Sonic 600, Sultan Healthcare, NJ, ABD) 10 dakika bekletildi. Takiben, test örnekleri kurutma kağıdı (Kimwipes Lite 200, Kimberly Clark Corp., ABD) üzerinde kurutuldu.

3.3. Renk Değişimi Ölçümleri

Polisaj uygulamadan önce, polisaj uygulamasından sonra ve HYY testine maruz bırakıldıktan sonra resin kompozit örneklerin her birinin renk ölçümleri spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade V, Vita Zahnfabrik, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Çalışmada kullanılan renk ölçüm cihazı (VITA Easyshade V)

CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre renk farklılıklarının (ΔE^*) tespiti için test örneklerinin renk ölçümleri beyaz zemin üzerinde gerçekleştirildi. Renk ölçümlerden önce üretici firmanın talimatları doğrultusunda cihazın üzerinde bulunan seramik blok kullanılarak cihazın kalibrasyonu gerçekleştirildi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm renk ölçümleri aynı ortamda, günün aynı saatinde yapılarak çevresel faktörler ortadan kaldırılmaya çalışıldı. Polisaj uygulamadan önce, polisaj uygulamasından sonra ve HYY testine maruz bırakıldıktan sonra rezin kompozit örneklerin renk ölçümlerin üç kez tekrarlanarak, ortalamaları alındı (Resim 3.5.).



Resim 3.5. Renk ölçümlerinin yapılması

Test edilen rezin kompozitlerin polisaj öncesi ile polisaj sonrası (ΔE^{1*}) ve HYY testi sonrası (ΔE^{2*}) ve ayrıca polisaj sonrası ile HYY testi sonrası (ΔE^{3*}) elde edilen renk ölçüm değerleri CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre aşağıdaki formülle yerleştirilerek, her bir örneğin renk değişimini ifade eden ΔE^* değeri hesaplandı.

$$\Delta E^{1*} = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

Formülde L_1^* , a_1^* ve b_1^* polisaj öncesi renk ölçüm değerleri, L_2^* , a_2^* ve b_2^* ise polisaj sonrası elde edilen renk ölçüm değerleridir.

$$\Delta E^{2*} = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2} \quad (3.2)$$

Formülde L_1^* , a_1^* ve b_1^* polisaj öncesi renk ölçüm değerleri, L_2^* , a_2^* ve b_2^* ise HYY testi sonrası elde edilen ölçüm değerleridir.

$$\Delta E^{3*} = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2} \quad (3.3)$$

Formülde L_1^* , a_1^* ve b_1^* polisaj sonrası renk ölçüm değerlerini, L_2^* , a_2^* ve b_2^* ise HYY testi sonrası elde edilen ölçüm değerlerini ifade etmektedir.

3.4. Pürüzlülük Ölçümleri

Polisaj uygulamasından sonra ve HYY testine maruz bırakıldıktan sonra rezin kompozit örneklerin her birinin yüzey pürüzlülük ölçümü yüzey profilometre cihazı (Surfest SJ-301, Mitutaya, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.6.). Cihaz, ölçümlerden önce üretici talimatları doğrultusunda bir kalibrasyon bloğu kullanılarak kalibre edildi. Pürüzlülük ölçümleri rezin kompozit örneklerin yüzeylerinden cihazın uç kısmı aynı yönde çalışacak şekilde üç farklı noktadan ölçüldü ve her bir örnekten elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) kaydedildi. Çalışma koşullarını standardize etmek için “cut off” değerinin 0,8 mm, ölçüm uzunluğunun 4.0 mm ve hızının da 0,5 mm/sn olacak şekilde cihaz ayarlandı.



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan yüzey profilometre cihazı

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın sonucunda hem renk değişimi hem de pürüzlülük testlerinden elde edilen verilerin normallik varsayımını sağlayamaması nedeniyle, verilerin istatistiksel analizi parametrik olmayan testler ile %95 güven aralığında SPSS 25 programı kullanılarak yapıldı. Değişkenler için ortalama, standart sapma, minimum, maksimum istatistikleri hesaplandı.

Çalışmada test edilen rezin kompozitler ve polisaj sistemlerine göre oluşturulan grupların renk değişimi ve pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılmasında; Kruskal Wallis testi, her bir grubun kendi içinde karşılaştırılmasında; Mann Whitney U testi (Bonferroni düzeltmesi), hemen sonra, polisaj sonrası ve hızlandırılmış yaşlandırma sonrası elde edilen renk değişimi ve pürüzlülük ölçüm değerleri arasındaki farklılığın gruplara göre ayrı ayrı karşılaştırılmasında; Friedman testi, ölçümlerin kendi içinde karşılaştırılmasında ise Wilcoxon testi kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Renk Değişimi Bulguları

4.1.1. Rezin kompozit grupları arasındaki ilişki

Çalışmada test edilen tüm polisaj gruplarında, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerleri ve gruplar arasındaki karşılaştırmalara ait veriler Çizelge 4.1., 4.2. ve 4.3.'de verilmektedir.

Çizelge 4.1. Test edilen tüm rezin kompozitlerin polisaj sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki

Rezın kompozıtlr	Polısaj sonrası renk değışımı					
	Kontrol grubu	Clearfil Twist Dia	Pogo	Sof-Lex	Super Snap	P*
	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	
G	-	12,65 ± 4,03 ^a	10,95 ± 0,65	10,48 ± 0,44 ^{abc}	10,34 ± 0,64	0,250
FZ	-	1,52 ± 0,44 ^{bABC}	2,38 ± 0,38 ^{aADE}	8,73 ± 6 ,22 ^{adehfBD}	7,32 ± 2,03 ^{abCE}	0,000*
GD	-	2,24 ± 0,41 ^{cdeABC}	7,07 ± 1,37 ^{bAD}	9,97 ± 1 ,89 ^{bdiBDE}	7,02 ± 2,17 ^{acCE}	0,000*
EP	-	2,86 ± 1,44 ^{cfgA}	2,71 ± 0,31 ^{aB}	2,52 ± 0,38 ^{iC}	1,56 ± 0,29 ^{deABC}	0,000*
PE	-	1,98 ± 1,25 ^{bdfhA}	3,65 ± 0,66 ^{cAB}	2,95 ± 1,41 ^{ej}	1,89 ± 0,93 ^{dfB}	0,001*
CXD	-	11,57 ± 2,61 ^{aABC}	18,27 ± 1,49 ^{ADE}	15,1 ± 1,28 ^{BD}	15,28 ± 0,6 ^{CE}	0,000*
FU	-	21,14 ± 0,37 ^{AB}	12,03 ± 0,58 ^{ACD}	22,36 ± 1,06 ^{BC}	21,64 ± 2,57 ^D	0,000*
CM	-	5,19 ± 1,96 ^{iA}	5,06 ± 1,50 ^{cB}	8,74 ± 2,49 ^{cfikABC}	4,34 ± 0,93 ^C	0,000*
CD	-	2,22 ± 0,31 ^{eghABC}	1,77 ± 0,40 ^{AD}	1,43 ± 0,51 ^B	1,30 ± 0,24 ^{efCD}	0,000*
TCB	-	6,60 ± 1,82 ⁱ	8,16 ± 0,60 ^{bA}	8,10 ± 0,82 ^{hk}	7,50 ± 0,29 ^{bcA}	0,022*
p**	-	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	

p*; polısaj grupları arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05)
p**; rezin kompozıtlr arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05)
Aynı sutundaki küçük harfler rezin kompozıtlr arasında fark olmadığını, aynı satırdaki büyük harfler polısaj grupları arasında anlamlı fark olduğunu ifade etmektedir (p>0,010) (Mann Whitney testi - Bonferroni düzeltmesi)

Çizelge 4.2. Test edilen tüm rezin kompozitlerin HYY sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki

Rezin kompozitler	HYY sonrası renk değişimi					
	Kontrol grubu	Clearfil Twist Dia	Pogo	Sof-Lex	Super Snap	p*
	Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	
G	10,63 $\pm$ 0,73 ^{aABC}	8,47 $\pm$ 7,42 ^{ab}	1,78 $\pm$ 0,86 ^{abcdefA}	2,19 $\pm$ 1,08 ^{abcdeB}	1,50 $\pm$ 0,85 ^{abcdeFGC}	0,000*
FZ	3,37 $\pm$ 2,63 ^{bcdeA}	1,35 $\pm$ 0,32 ^{acABCD}	2,51 $\pm$ 0,60 ^{agB}	2,62 $\pm$ 1,05 ^{afC}	1,87 $\pm$ 0,47 ^{ahijD}	0,001*
GD	10,15 $\pm$ 0,60 ^{aABCD}	0,65 $\pm$ 0,48 ^{defghA}	1,28 $\pm$ 0,52 ^{bhijkBE}	0,61 $\pm$ 0,19 ^{fghiCEF}	1,22 $\pm$ 0,49 ^{bklmnDF}	0,000*
EP	3,84 $\pm$ 0,65 ^{bfABCD}	0,71 $\pm$ 0,24 ^{dijAEFG}	1,82 $\pm$ 0,49 ^{chlmnAEH}	2,26 $\pm$ 1,00 ^{bjklCF}	3,10 $\pm$ 0,72 ^{DGH}	0,000*
PE	3,58 $\pm$ 1,62 ^{cfgABCD}	0,84 $\pm$ 0,42 ^{ejklmAE}	0,71 $\pm$ 0,41 ^{oöpBF}	1,36 $\pm$ 0,38 ^{cjmnoöCEF}	1,12 $\pm$ 0,81 ^{chkoöpqD}	0,000*
CXD	19,97 $\pm$ 4,57 ^{ABCD}	1,23 $\pm$ 2,42 ^{fknnöAEF}	0,51 $\pm$ 0,24 ^{oqrBGH}	1,16 $\pm$ 0,28 ^{dkmpqCEG}	1,17 $\pm$ 0,26 ^{dlorsDFH}	0,000*
FU	22,17 $\pm$ 1,38 ^{ABCD}	0,80 $\pm$ 0,42 ^{glnöAE}	2,51 $\pm$ 0,88 ^{dgmsBEFG}	1,04 $\pm$ 0,61 ^{gnprsCF}	1,20 $\pm$ 0,72 ^{eimörtDG}	0,000*
CM	5,68 $\pm$ 1,67 ^{dgABCD}	4,08 $\pm$ 8,22 ^{cA}	1,35 $\pm$ 0,88 ^{einöqtB}	1,73 $\pm$ 0,41 ^{elotC}	1,97 $\pm$ 0,59 ^{fjD}	0,000*
CD	2,17 $\pm$ 0,72 ^{eABC}	0,65 $\pm$ 0,39 ^{himoöAD}	1,61 $\pm$ 0,65 ^{fjlsDEF}	0,75 $\pm$ 0,33 ^{hruBE}	0,54 $\pm$ 0,30 ^{puCF}	0,000*
TCB	8,91 $\pm$ 0,77 ^{ABC}	11,68 $\pm$ 3,02 ^{bDEF}	0,66 $\pm$ 0,48 ^{kpöAD}	1,05 $\pm$ 0,70 ^{iöqstuBE}	0,85 $\pm$ 0,43 ^{gnqstuCF}	0,000*
p**	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	
p*; polisaj grupları arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05) p**; rezin kompozitler arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05) Aynı sütundaki küçük harfler rezin kompozitler arasında fark olmadığını, aynı satırdaki büyük harfler polisaj grupları arasında anlamlı fark olduğunu ifade etmektedir (p>0,010) (Mann Whitney testi - Bonferroni düzeltmesi)						

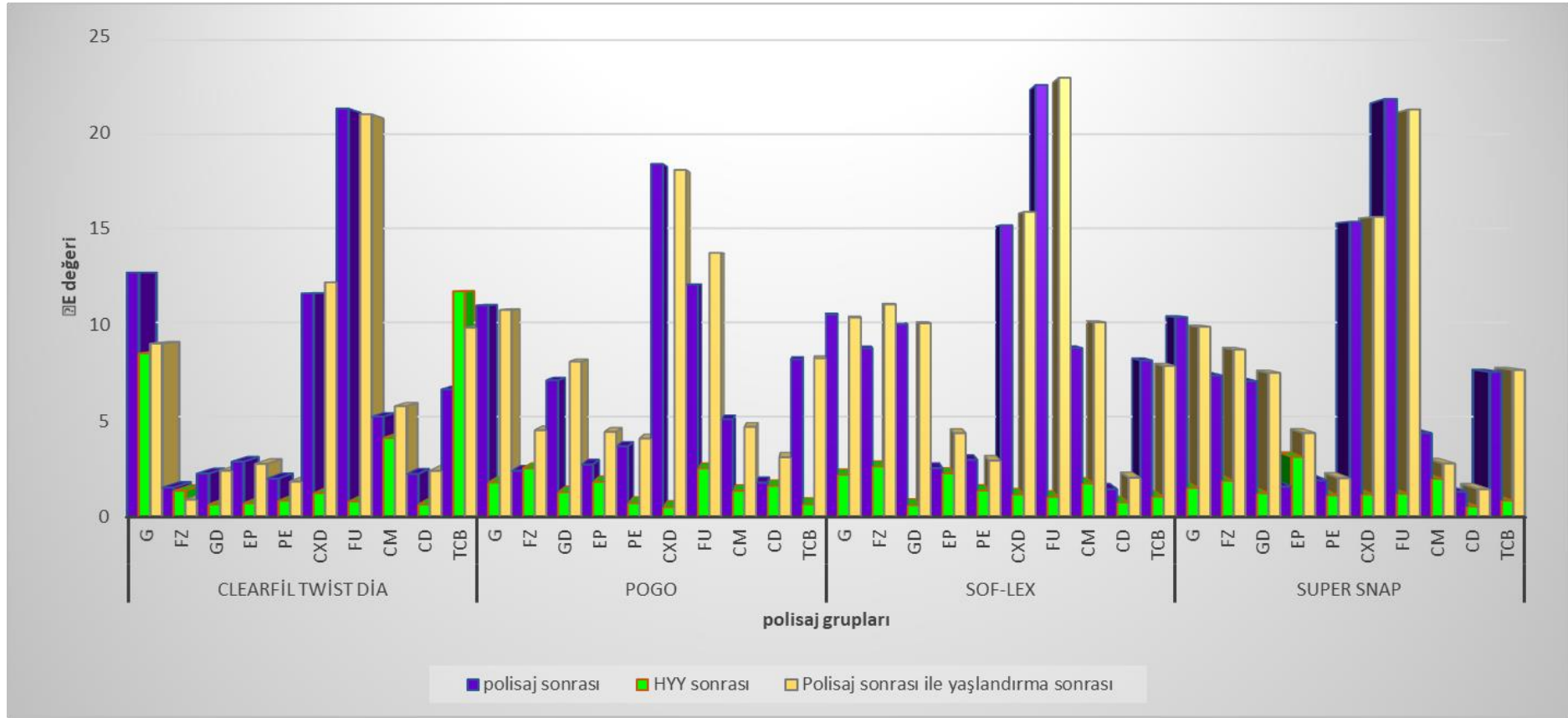
Çizelge 4.3. Test edilen tüm rezin kompozitlerin polisaj sonrası ile HYY sonrası ortalama renk değişim değerleri (ΔE) ve rezin kompozitler ile polisaj grupları arasındaki ilişki

Rezın kompozitler	Polisaj sonrası ile HYH sonrası renk değışimi					
	Kontrol grubu	Clearfil Twist Dia	Pogo	Sof-Lex	Super Snap	P*
	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	Ort ± Sd	
G	-	8,97 ± 0,90 ^{aAB}	10,71 ± 0,85 ^A	10,32 ± 0,60 ^{abcB}	9,84 ± 0,78 ^{ab}	0,000*
FZ	-	0,89 ± 0,35 ^{ABC}	4,48 ± 0,55 ^{abcADE}	11,00 ± 5,83 ^{adeFB}	8,66 ± 2,16 ^{acdCE}	0,000*
GD	-	2,39 ± 0,51 ^{bcABC}	8,04 ± 1,20 ^{dAD}	10,02 ± 2,15 ^{bdgBD}	7,45 ± 2,56 ^{bceC}	0,000*
EP	-	2,74 ± 1,24 ^{bdABC}	4,40 ± 0,50 ^{aefA}	4,33 ± 1,40 ^{hB}	4,34 ± 0,77 ^C	0,004*
PE	-	1,83 ± 0,92 ^{cA}	4,05 ± 0,78 ^{begAB}	2,91 ± 1,23 ^{hi}	2,00 ± 0,93 ^{fgB}	0,000*
CXD	-	12,14 ± 3,89 ^{ABC}	17,96 ± 1,41 ^{ADE}	15,79 ± 1,25 ^{BD}	15,53 ± 0,79 ^{CE}	0,000*
FU	-	20,84 ± 0,45 ^{AB}	13,67 ± 0,92 ^{ACD}	22,73 ± 0,73 ^{BC}	21,09 ± 2,33 ^D	0,000*
CM	-	5,73 ± 6,33 ^{AB}	4,66 ± 1,20 ^{cfgCD}	10,07 ± 2,57 ^{cegjACE}	2,76 ± 0,90 ^{fBDE}	0,000*
CD	-	2,38 ± 0,41 ^{dAB}	3,08 ± 0,83 ^{ACD}	2,03 ± 0,58 ^{iCE}	1,43 ± 0,53 ^{gBDE}	0,000*
TCB	-	9,79 ± 1,86 ^{aABC}	8,21 ± 0,61 ^{dAD}	7,81 ± 0,65 ^{fjB}	7,60 ± 0,35 ^{deCD}	0,000*
P**	-	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	

p*; polisaj grupları arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05)

p**; rezin kompozitler arasında fark var (Kruskal Wallis testi, p<0.05)

Aynı satırdaki küçük harfler rezin kompozitler arasında fark olmadığını, aynı satırdaki büyük harfler polisaj grupları arasında anlamlı fark olduğunu ifade etmektedir (p>0,010) (Mann Whitney testi - Bonferroni düzeltmesi)



Şekil 4.1. Polisaj gruplarının renk değişimi

Tüm polisaj gruplarında, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerlerinin rezin kompozitler arasındaki ilişkisi istatistiksel olarak incelendiğinde; her üç değerlendirmede de test edilen rezin kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,05$).

Polisaj sonrası verilerini gösteren Çizelge 4.1. incelendiğinde; en yüksek ΔE değerlerinin Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubu hariç, diğer polisaj gruplarında FU'in kullanıldığı örneklerden, Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda ise CXD'nun kullanıldığı örneklerden elde edildiği gözlemlendi.

HYY sonrası verilerini gösteren Çizelge 4.2. incelendiğinde; en yüksek ΔE değerlerinin hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubunda ve Pogo ile polisaj yapılan grupta FU'in kullanıldığı örneklerden, Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda TCB, Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda FZ'nin kullanıldığı örneklerden elde edildiği görüldü. Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise EP'un kullanıldığı örneklerin en yüksek ΔE değerleri gösterdiği tespit edildi.

Polisaj sonrası ile HYY sonrası verilerini gösteren Çizelge 4.3. incelendiğinde; Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubu hariç, diğer polisaj gruplarında FU'in, Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda ise CXD'nun kullanıldığı örneklerden en yüksek ΔE değerlerin elde edildiği görüldü.

4.1.2. Resin kompozitlerin ikili karşılaştırılması

Polisaj sonrası rezin kompozitlerin renk değişimini gösteren ΔE değerleri her bir polisaj grubunun içinde ikili olarak karşılaştırıldığında; Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda G ile CXD, FZ ile PE, GD ile EP, PE ve CD, EP ile PE, CM ile TCB ve CD ile EP ve PE arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın bulunmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$) (Çizelge 4.1.).

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda sadece FZ ile EP, GD ile TCB ve PE ile CM arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı tespit edildi ($p>0,010$).

Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ, GD ve CM, FZ ile GD, PE, CM ve TCB, Ep ile PE ve CM ile GD ve TCB arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$)

Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda sadece FZ ile GD, TCB, GD ile TCB, EP ile PE ve CD ile EP ve PE arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın bulunmadığı saptandı ($p>0,010$). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$)

HYY sonrası, her bir polisaj grubunda rezin kompozitlerin ΔE değerleri kendi içinde ikili karşılaştırıldığında; polisaj uygulaması yapılmayan kontrol grubunda, G ile GD, FZ ile EP, PE, CM ve CD, EP ile PE, CXD ile FU ve CM ile PE'den elde edilen ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın bulunmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$) (Çizelge 4.2.).

Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ ve TCB, FZ ile CM, EP ile GD, PE, CXD, FU ve CD arasında, GD ile CXD ve FU arasında, PE ile GD, CXD, FU ve CD arasında, CXD ile FU arasında, CD ile GD, CXD ve FU arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0,010$).

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ, GD, EP, FU, CM ve CD, FZ ile FU, GD ile EP, CD ve TCB, EP ile CD ve PE ile TCB, CXD ile PE, CM ve TCB, FU ile EP ve CD, CM ile GD, EP, PE, CD ve TCB arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın bulunmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamlı farklılığın olduğu saptandı ($p<0,010$).

Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ, EP, PE, CXD ve CM, FZ ile CM ve GD ile FU, CXD ile FU, EP ile FZ, CXD ve CM, EP ile PE, CXD ve CM, CD ile GD ve FU, TCB ile GD, PE, CXD, FU, CM ve CD arasındaki farklılığın istatistiksel olarak

anlamli olmadığı görüldü ($p>0,010$). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamli farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.010$).

Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ, GD, PE, CXD, FU, CM ve TCB, PE ile FZ, CXD, FU, GD, CD ve TCB, TCB ile GD, CXD, FU ve CD, FU ile FZ, GD ve CXD, FZ ile CM ve GD ile CXD arasında istatistiksel olarak anlamli farklılığın bulunmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise aralarında anlamli farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.010$).

Polisaj sonrası ile HYY sonrası, her bir polisaj grubunda rezin kompozitlerin ΔE değerleri kendi içinde ikili karşılaştırıldığında; Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda sadece G ile TCB, GD ile EP, PE ve CD, EP ile PE arasında istatistiksel olarak anlamli farklılığın bulunmadığı saptandı ($p>0,010$) (Çizelge 4.3.).

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda FZ ile EP, PE ve CM, CM ile EP ve PE, GD ile TCB, EP ile PE arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamli olmadığı görüldü ($p>0,010$).

Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda G ile FZ, GD ve CM, FZ ile GD, CM ve TCB, CM ile GD ve TCB, EP ile PE ve CD ile PE arasında istatistiksel olarak anlamli farklılığın olmadığı tespit edildi ($p>0,010$).

Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda; G ile FZ ve GD, Fz ile GD ve TCB, GD ile TCB, CM ile PE ve CD ile PE arasında istatistiksel olarak anlamli farklılığın olmadığı görüldü ($p>0,010$).

4.1.3. Polisaj gruplarının karşılaştırılması

Test edilen tüm rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerleri üzerine polisaj sistemlerinin etkisi istatistiksel olarak incelendiğinde; polisaj sonrası, rezin kompozitlerin (G hariç) her birinden elde edilen ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık gösterdiği tespit edildi ($p<0,05$) (Çizelge 4.1.). G'nin kullanıldığı örneklerde ise polisaj grupları arasında fark olmadığı saptandı ($p>0.05$).

HYY sonrası, test edilen rezin kompozitlerin her birinden elde edilen ΔE değerlerin polisaj grupları arasında istatistiksel olarak farklılık gösterdiği görüldü ($p>0,05$) (Çizelge 4.2.).

Aynı şekilde, polisaj ile HYY sonrası, test edilen rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p>0,05$) (Çizelge 4.3.).

4.1.4. Polisaj gruplarının ikili karşılaştırılması

Polisaj sonrası, her bir rezin kompozit için elde edilen ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında ikili karşılaştırılması yapıldığında (Çizelge 4.1.); G ile hazırlanan örneklerde tüm ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$). PE ile hazırlanan örneklerde Pogo ile Clearfil Twist Dia ve Super Snap arasında, CM ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile Clearfil Twist Dia, Pogo ve Super Snap arasında, TCB ile hazırlanan örneklerde sadece Pogo ile Super Snap arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$).

FZ ve CXD ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile Super Snap arasında, GD ile hazırlanan örneklerde Pogo ile Super Snap arasında, FU ile hazırlanan örneklerde Super Snap ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex arasında, EP ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo ve Sof-Lex ve ayrıca Pogo ile Sof-Lex arasında, CD ile hazırlanan örneklerde ise Sof-Lex ile Pogo ve Super Snap arasındaki farklılıkların sadece istatistiksel olarak önemli olmadığı ($p>0,010$), diğer ikili karşılaştırmalar arasında ise anlamlı farklılıkların olduğu görüldü ($p<0,010$).

HYY sonrası, her bir rezin kompozit için elde edilen ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında ikili karşılaştırılması yapıldığında (Çizelge 4.2.); G ile hazırlanan örneklerde polisaj uygulanmayan kontrol grubu ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap arasında, FZ ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile kontrol grubu, Pogo, Sof-Lex ve Super Snap arasında, CM ile hazırlanan örneklerde kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia, Pogo, Sof-Lex ve Super Snap arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$).

GD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap ve Pogo ile Super Snap arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı görüldü ($p>0,010$). GD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap ve Pogo ile Super Snap arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı görüldü ($p>0,010$). EP ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile Pogo ve Super Snap, PE ile hazırlanan örneklerde Super Snap ile Clearfil Twist Dia, Pogo, Sof-Lex ve Clearfil Twist Dia ile Pogo arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0,010$). CXD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo ve Sof-Lex ile Super Snap arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı görüldü ($p>0,010$). FU ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Sof-Lex ve Super Snap ve Sof-Lex ile Super Snap arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı görüldü ($p>0,010$). CD ile hazırlanan örneklerde kontrol grubu ile Pogo, Super Snap ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex, Clearfil Twist Dia ile Sof-Lex arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0,010$). TCB ile hazırlanan örneklerde kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia, Super Snap ile Pogo ve Sof-Lex ve ayrıca Pogo ile Sof-Lex arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0,010$).

Polisaj sonrası ile HYY sonrası, her bir rezin kompozit için elde edilen ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında ikili karşılaştırılması yapıldığında (Çizelge 4.3.); G ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo ve Sof-Lex, EP ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap, PE ile hazırlanan örneklerde Pogo ile Clearfil Twist Dia ve Super Snap arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0,010$).

FZ ve CXD ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile Super Snap, CM ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo, CD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile Sof-Lex arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0,010$). GD ile hazırlanan örneklerde Super Snap ile Pogo ve Sof-Lex, FU ile hazırlanan örneklerde Super Snap ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex, TCB ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile Pogo ve Super Snap arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p>0,010$).

4.1.5. Polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj sonrası ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin ikili karşılaştırılması

Çalışmada test edilen tüm deney gruplarında polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin ikili karşılaştırılmalarına ait veriler (Çizelge 4.4)'te verilmektedir.

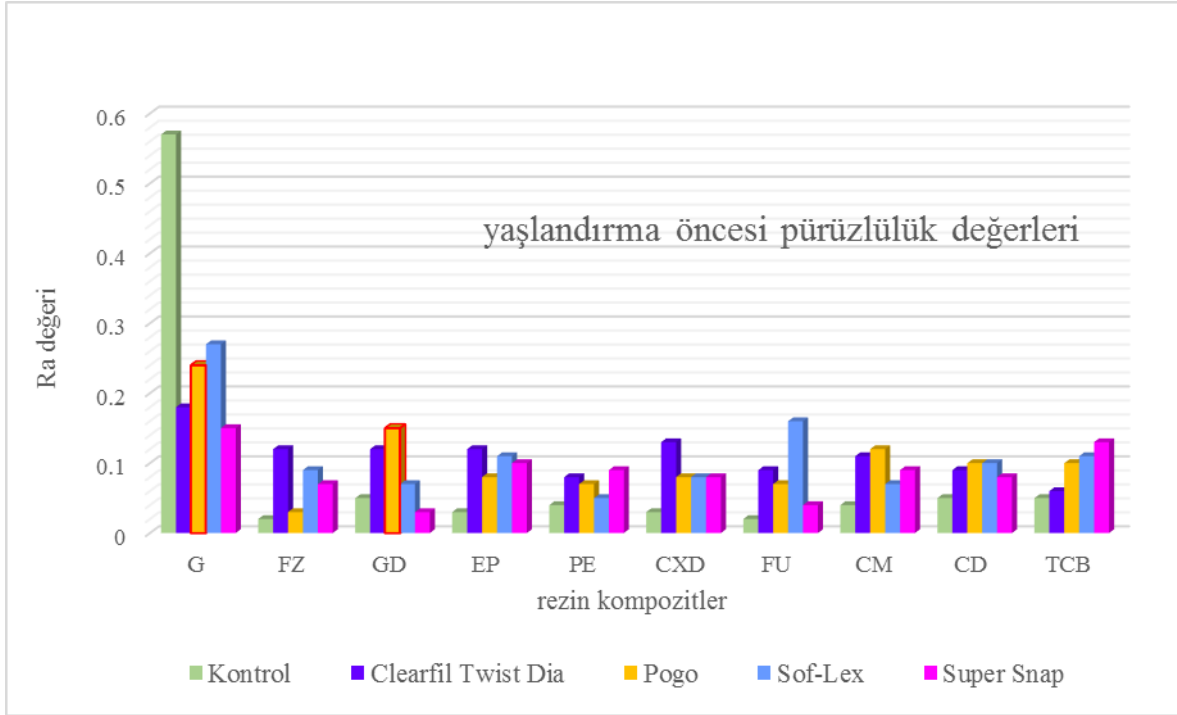
Çizelge 4.4. Hemen sonra ile polisaj sonrası, hemen sonra ile HYH sonrası ve polisaj sonrası ile HYH sonrası elde edilen ΔE değerlerinin karşılaştırılması

Rezin kompozitler	Polisaj grupları	Polisaj sonrası	HYH sonrası	Polisaj sonrası ile HYH sonrası	p* değeri
		Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	Ort $\pm$ Sd	
G	Clearfil Twist Dia	12,65 $\pm$ 4,03 ^a	8,47 $\pm$ 7,42 ^b	8,97 $\pm$ 0,90 ^{ab}	0,046*
	Pogo	10,95 $\pm$ 0,65 ^a	1,78 $\pm$ 0,86 ^a	10,71 $\pm$ 0,85	0,000*
	Sof-Lex	10,48 $\pm$ 0,44 ^a	2,19 $\pm$ 1,08	10,32 $\pm$ 0,60 ^a	0,000*
	Super Snap	10,34 $\pm$ 0,64 ^a	1,50 $\pm$ 0,85 ^a	9,84 $\pm$ 0,78	0,000*
FZ	Clearfil Twist Dia	1,52 $\pm$ 0,44 ^a	1,35 $\pm$ 0,32	0,89 $\pm$ 0,35 ^a	0,001*
	Pogo	2,38 $\pm$ 0,38	2,51 $\pm$ 0,6	4,48 $\pm$ 0,55	0,000*
	Sof-Lex	8,73 $\pm$ 6,22 ^a	2,62 $\pm$ 1,05	11,0 $\pm$ 5,83 ^a	0,000*
	Super Snap	7,32 $\pm$ 2,03 ^a	1,87 $\pm$ 0,47	8,66 $\pm$ 2,16 ^a	0,000*
GD	Clearfil Twist Dia	2,24 $\pm$ 0,41 ^a	0,65 $\pm$ 0,48	2,39 $\pm$ 0,51 ^a	0,000*
	Pogo	7,07 $\pm$ 1,37	1,28 $\pm$ 0,52	8,04 $\pm$ 1,20	0,000*
	Sof-Lex	9,97 $\pm$ 1,89 ^a	0,61 $\pm$ 0,19 ^a	10,02 $\pm$ 2,15	0,000*
	Super Snap	7,02 $\pm$ 2,17 ^a	1,22 $\pm$ 0,49 ^b	7,45 $\pm$ 2,56 ^{ab}	0,000*
EP	Clearfil Twist Dia	2,86 $\pm$ 1,44 ^a	0,71 $\pm$ 0,24	2,74 $\pm$ 1,24 ^a	0,000*
	Pogo	2,71 $\pm$ 0,31 ^a	1,82 $\pm$ 0,49	4,40 $\pm$ 0,50 ^a	0,000*
	Sof-Lex	2,52 $\pm$ 0,38 ^a	2,26 $\pm$ 1,00	4,33 $\pm$ 1,40 ^a	0,000*
	Super Snap	1,56 $\pm$ 0,29 ^a	3,10 $\pm$ 0,72	4,34 $\pm$ 0,77 ^a	0,000*
PE	Clearfil Twist Dia	1,98 $\pm$ 1,25 ^a	0,84 $\pm$ 0,42 ^a	1,83 $\pm$ 0,92	0,001*
	Pogo	3,65 $\pm$ 0,66	0,71 $\pm$ 0,41	4,05 $\pm$ 0,78	0,000*
	Sof-Lex	2,95 $\pm$ 1,41 ^a	1,36 $\pm$ 0,38	2,91 $\pm$ 1,23 ^a	0,013*
	Super Snap	1,89 $\pm$ 0,93 ^a	1,12 $\pm$ 0,81	2,00 $\pm$ 0,93 ^a	0,017*
CXD	Clearfil Twist Dia	11,57 $\pm$ 2,61 ^a	1,23 $\pm$ 2,42	12,14 $\pm$ 3,89 ^a	0,000*
	Pogo	18,27 $\pm$ 1,49	0,51 $\pm$ 0,24	17,96 $\pm$ 1,41	0,000*
	Sof-Lex	15,1 $\pm$ 1,28	1,16 $\pm$ 0,28	15,79 $\pm$ 1,25	0,000*
	Super Snap	15,28 $\pm$ 0,6	1,17 $\pm$ 0,26	15,53 $\pm$ 0,79	0,000*
FU	Clearfil Twist Dia	21,14 $\pm$ 0,37 ^a	0,80 $\pm$ 0,42	20,84 $\pm$ 0,45 ^a	0,000*
	Pogo	12,03 $\pm$ 0,58	2,51 $\pm$ 0,88	13,67 $\pm$ 0,92	0,000*
	Sof-Lex	22,36 $\pm$ 1,06 ^a	1,04 $\pm$ 0,61	22,73 $\pm$ 0,73 ^a	0,000*
	Super Snap	21,64 $\pm$ 2,57 ^a	1,20 $\pm$ 0,72	21,09 $\pm$ 2,33 ^a	0,000*
CM	Clearfil Twist Dia	5,19 $\pm$ 1,96 ^a	4,08 $\pm$ 8,22	5,73 $\pm$ 6,33 ^a	0,001*
	Pogo	5,06 $\pm$ 1,50 ^a	1,35 $\pm$ 0,88	4,66 $\pm$ 1,20 ^a	0,000*
	Sof-Lex	8,74 $\pm$ 2,49 ^a	1,73 $\pm$ 0,41	10,07 $\pm$ 2,57 ^a	0,000*
	Super Snap	4,34 $\pm$ 0,93 ^a	1,97 $\pm$ 0,59	2,76 $\pm$ 0,90 ^a	0,000*
CD	Clearfil Twist Dia	2,22 $\pm$ 0,31	0,65 $\pm$ 0,39	2,38 $\pm$ 0,41	0,000*
	Pogo	1,77 $\pm$ 0,40 ^{ab}	1,61 $\pm$ 0,65 ^{ac}	3,08 $\pm$ 0,83 ^{bc}	0,001*
	Sof-Lex	1,43 $\pm$ 0,51	0,75 $\pm$ 0,33	2,03 $\pm$ 0,58	0,000*
	Super Snap	1,30 $\pm$ 0,24	0,54 $\pm$ 0,30 ^a	1,43 $\pm$ 0,53 ^a	0,000*
TCB	Clearfil Twist Dia	6,6 $\pm$ 1,82 ^a	11,68 $\pm$ 3,02 ^a	9,79 $\pm$ 1,86	0,000*
	Pogo	8,16 $\pm$ 0,6	0,66 $\pm$ 0,48 ^a	8,21 $\pm$ 0,61 ^a	0,000*
	Sof-Lex	8,1 $\pm$ 0,82	1,05 $\pm$ 0,70	7,81 $\pm$ 0,65	0,000*
	Super Snap	7,5 $\pm$ 0,29 ^a	0,85 $\pm$ 0,43	7,60 $\pm$ 0,35 ^a	0,000*
*p<0,05 anlamlı fark var, Friedman testi Aynı küçük harfler arasında fark olmadığını ifade etmektedir (p>0,010) (Mann Whitney testi - Bonferroni düzeltmesi)					

Çalışmada Çalışmada test edilen tüm deney gruplarında polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu tespit edildi ($p < 0,05$). Bu farklılığın hangi ölçüm değerlerinden kaynaklandığı istatistiksel olarak incelendiğinde; polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin rezin kompozit ve kullanılan polisaj sistemine göre farklılık gösterdiği görüldü ($p > 0,010$) (Çizelge 4.4.).

4.2. Pürüzlülük Bulguları

Çalışmada test edilen rezin kompozitlerden elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri, standart sapmaları ve ikili karşılaştırmalarına ait veriler Çizelge 4.5. ve Şekil 4.2.'de verilmektedir.



Şekil 4.2. Çalışmada HYY öncesi elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri

Çalışmada HYY öncesi test edilen tüm rezin kompozitlerde, polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p < 0.05$). G ve GD'nin haricinde, diğer rezin kompozitlerde en düşük pürüzlülük değerleri hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubundan elde edilirken, G ve GD ile hazırlanan örneklerde en düşük pürüzlülük değerleri Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi. En yüksek pürüzlülük değerleri G ile hazırlanan örneklerde hiç polisaj uygulaması yapılmayan kontrol grubunda, GD ve CM ile hazırlanan örneklerde Pogo, CXD, FZ ve EP ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, FU ve CD'nin kullanıldığı örneklerde Sof-Lex, PE ve TCB'nin kullanıldığı örneklerde Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi.

Polisaj grupları arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı istatistiksel olarak incelendiğinde, CXD, CD, FZ, FU, CM VE EP'nin kullanıldığı örneklerde kontrol grubu ile diğer polisaj grupları arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p < 0.01$). Ayrıca, CXD'nun kullanıldığı örneklerde, Clearfil Twist Dia ile Sof-Lex ve Sof-Lex ile Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p < 0.01$). CD'nin kullanıldığı örneklerde, Super Snap ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu saptandı ($p < 0.01$). FZ'nin kullanıldığı örneklerde, Pogo

ile Clearfil Twist Dia, Sof-Lex ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında da anlamlı farklılığın olduğu gözlemlendi ($p<0.01$). FU'nin kullanıldığı örneklerde, Sof-Lex ile Clearfil Twist Dia, Pogo ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.01$). CM'nin kullanıldığı örneklerde, Pogo ile Clearfil Twist Dia, Sof-Lex ve Super Snap'in kullanıldığı polisaj grupları arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.01$). EP'un kullanıldığı örneklerde, Pogo ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex ve ayrıca Sof-Lex ile Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptandı ($p<0.01$).

G'in kullanıldığı örneklerde, kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edildi ($p<0.01$). Ayrıca, Clearfil Twist Dia ile Pogo ve Sof-Lex, Super Snap ile Pogo ve Sof-Lex in kullanıldığı polisaj gruplarından elde edilen pürüzlülük değerleri arasındaki farklılığın anlamlı olduğu gözlemlendi ($p<0.01$). GD'in kullanıldığı örneklerde, kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia ve Pogo'nun kullanıldığı polisaj grupları arasında, Clearfil Twist Dia ile Sof-Lex ve Super Snap'in ve ayrıca Pogo ile Sof-Lex ve Super Snap'in arasında anlamlı farklılığın olduğu gözlemlendi ($p<0.01$). PE'in kullanıldığı örneklerde, sadece kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.01$). TCB'in kullanıldığı örneklerde ise kontrol grubu ile Pogo ve Sof-Lex arasında ve ayrıca Super Snap ile Pogo ve Sof-Lex'in kullanıldığı gruplar arasında farklılığın anlamlı olduğu görüldü ($p<0.01$).

HYY öncesinde tüm polisaj gruplarında, rezin kompozitlerden elde edilen pürüzlülük değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$) (Çizelge 4.5.).

Tüm polisaj gruplarında en yüksek pürüzlülük değerleri G ile hazırlanan örneklerden elde edildi. Kontrol grubunda, en düşük pürüzlülük değerleri FU ile hazırlanan örneklerden elde edilirken, bunu sırasıyla FZ, EP, CXD, CM, PE, CD, TCB, GD izlediği görüldü.

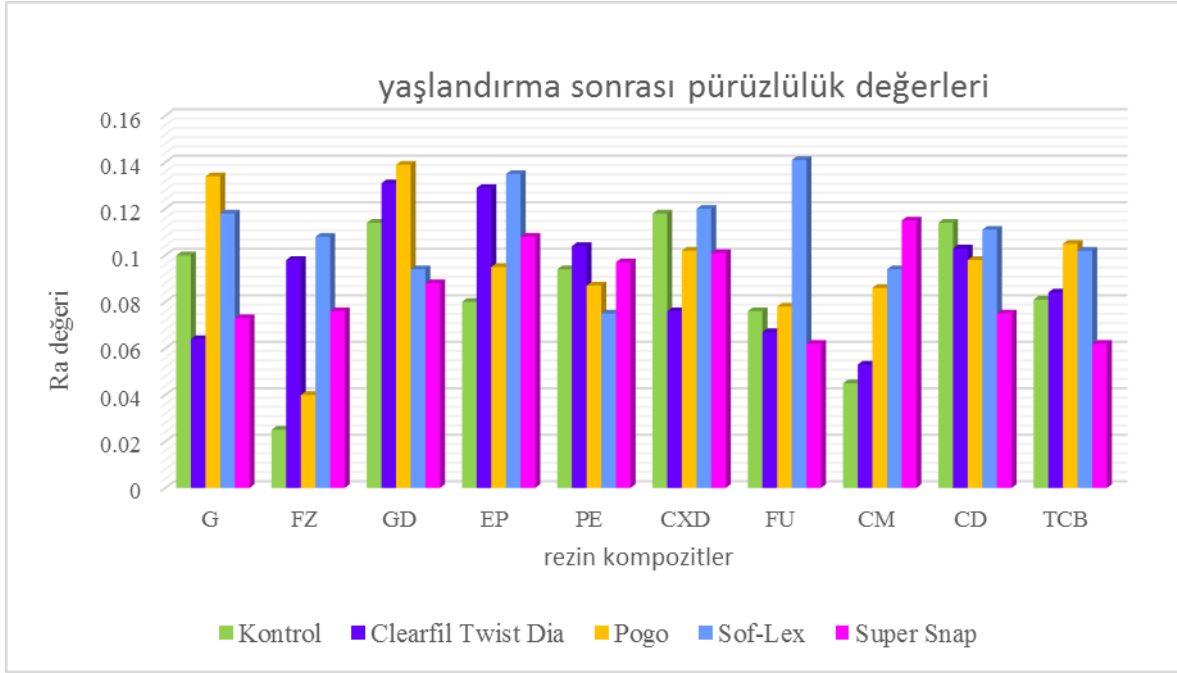
Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda, en düşükten en yükseğe doğru pürüzlülük değerlerinin TCB, PE, CD, FU, CM, GD, EP, FZ ve CXD şeklinde sıralandığı tespit edildi.

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda en düşük pürüzlülük değerlerinin PE ile elde edildiği, bunu GD, CM, CXD, FZ, CD, EP, TCB ve FU'dan elde edilen pürüzlülük değerlerinin izlediği saptandı.

Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda da en düşük pürüzlülük değerleri PE ile elde edildi, bunu GD, CM, CXD, FZ, CD, EP, TCB ve FU'dan elde edilen pürüzlülük değerlerinin izlediği tespit edildi.

Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise GD'nin kullanıldığı örneklerin pürüzlülük değerlerinin diğer tüm test edilen rezin kompozit gruplarından düşük olduğu, bunu sırasıyla FU, FZ, CXD, CD, PE, CM, EP ve TCB'den elde edilen değerlerin izlediği görüldü.

HYY sonrası, test edilen rezin kompozitlerden elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri standart sapmaları ve ikili karşılaştırmalara ait veriler Çizelge 4.6. ve Şekil 4.3.'de verilmektedir.



Şekil 4.3. HYY sonrası tüm deney gruplarından elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri

HYY sonrası PE haricinde, diğer resin kompozitlerde polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$). FZ, EP ve CM ile en düşük pürüzlülük değerleri hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubunda elde edilirken, G ve CXD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, PE’de Sof-Lex, GD, FU, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Super Snap’in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi. En yüksek pürüzlülük değerleri ise G, GD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Pogo, FZ, EP, CXD, FU ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex, PE ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, CM ile hazırlanan örneklerde Super Snap, CD’nin kullanıldığı örneklerde kontrol grubunda gözlemlendi.

HYY sonrası polisaj grupları arasındaki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı istatistiksel olarak incelendiğinde, G ile hazırlanan örneklerde kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia ve Pogo ile Super Snap’in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.01$). FZ ile hazırlanan örneklerde, tüm polisaj gruplarının ikili karşılaştırılması arasında fark olduğu tespit edildi ($p<0.01$). GD ile hazırlanan örneklerde Super Snap Dia ile Clearfil Twist, Pogo ve Sof-Lex arasında ayrıca Sof-Lex ile Clearfil Twist ve Pogo arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.01$). EP’nin kullanıldığı örneklerde kontrol grubu ile Clearfil Twist Dia ve Sof-Lex arasında ve ayrıca Clearfil Twist Dia ile

Pogo arasında anlamlı farklılığın olduğu saptandı ($p<0.01$). CXD'nun kullanıldığı örneklerde, Clearfil Twist Dia ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.01$). FU'in kullanıldığı örneklerde, Super Snap ile Clearfil Twist Dia, Pogo ve Sof-Lex, Sof-Lex ile Clearfil Twist Dia ve Pogo'nun kullanıldığı polisaj grupları arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.01$). CM'nin kullanıldığı örneklerde, kontrol grubu ile Pogo, Sof-Lex ve Super Snap'in kullanıldığı gruplar arasında ve Pogo ile Sof-Lex arasında anlamlı farklılığın olduğu saptandı ($p<0.01$).

CD'nin kullanıldığı örneklerde Kruskal Wallis testi polisaj grupları arasında fark tespit edilmesine rağmen farklılığın hangi polisaj grubundan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla uygulanan Mann Whitney testi ile yapılan değerlendirmede aralarında istatistiksel olarak farklılığın olmadığı görüldü ($p>0.01$).

TCB'nin kullanıldığı örneklerde Clearfil Twist Dia ile Pogo ve Sof-Lex, Super Snap ile Pogo ve Sof-Lex'in kullanıldığı gruplar arasında da anlamlı farklılığın olduğu gözlemlendi ($p<0.01$).

HYY sonrası tüm polisaj gruplarında, rezin kompozitlerden elde edilen pürüzlülük değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Farklılığın hangi rezin kompozitler arasında olduğunu tespit edebilmek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; yaşlandırma sonrası kontrol grubunda en düşük pürüzlülük değerlerinin FZ ile hazırlanan örneklerden elde edildiği, bunu sırasıyla CM, FU, EP, TCB, PE, G, GD = CD ve CXD'nin izlediği görüldü.

Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda, en düşükten en yükseğe doğru pürüzlülük değerlerinin CM, G, FU, CXD, TCB, FZ, CD, PE, EP ve GD şeklinde sıralandığı tespit edildi.

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda en düşük pürüzlülük değerlerinin FZ ile elde edildiği, bunu FU, CM, PE, EP, CD, CXD, TCB, G ve GD'den elde edilen pürüzlülük değerlerinin izlediği saptandı.

Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda ise PE'nin kullanıldığı örneklerin pürüzlülük değerlerinin diğer test edilen rezin kompozit gruplarından düşük olduğu, bunu sırasıyla CM = GD, TCB, FZ, CD, G, CXD, EP ve FU'den elde edilen değerlerin izlediği görüldü.

Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda da en düşük pürüzlülük değerleri FU= TCB ile elde edildiği, bunu G, CD, FZ, GD, PE, EP, CXD ve CM'dan elde edilen pürüzlülük değerlerinin izlediği tespit edildi.

HYY öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak incelendiğinde; kontrol grubunda FZ, CM ve TCB haricinde diğer rezin kompozitlerin HYY öncesi ve HYY sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın bulunduğu tespit edildi ($p<0.05$) (Çizelge 4.7.).

Clearfil Twist Dia ile polisaj yapılan grupta G, FZ, CXD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve HYY sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.05$).

Pogo ile polisaj yapılan grupta sadece G ve CM ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve HYY sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın bulunduğu saptandı ($p<0.05$).

Sof-Lex ile polisaj yapılan grupta G, GD, EP, PE, CXD ve FU ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve HYY sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p<0.05$).

Süper Snap ile polisaj yapılan grupta ise sadece G, GD ve EP ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve HYY sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Çizelge 4.7. HYY öncesi ve sonrası test edilen tüm grupların pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki

Rezın kompozıtlr	Polısaj grupları														
	Kontrol			Clearfil Twist Dia			Pogo			Sof-Lex			Super Snap		
	HYY öncesi	HYY sonrası	p*	HYY öncesi	HYY sonrası	p*	HYY öncesi	HYY sonrası	p*	HYY öncesi	HYY sonrası	p*	HYY öncesi	HYY sonrası	p*
G	0,570 ± 0,442	0,100 ± 0,030	0,002*	0,185 ± 0,082	0,064 ± 0,015	0,000*	0,249 ± 0,108	0,134 ± 0,026	0,006*	0,276 ± 0,165	0,118 ± 0,042	0,002*	0,154 ± 0,066	0,073 ± 0,025	0,004*
FZ	0,029 ± 0,008	0,025 ± 0,004	0,106	0,129 ± 0,011	0,098 ± 0,022	0,004*	0,039 ± 0,006	0,04 ± 0,018	0,637	0,092 ± 0,013	0,108 ± 0,045	0,308	0,076 ± 0,010	0,076 ± 0,021	0,937
GD	0,059 ± 0,066	0,114 ± 0,052	0,012*	0,123 ± 0,023	0,131 ± 0,035	0,624	0,151 ± 0,038	0,139 ± 0,035	0,240	0,071 ± 0,017	0,094 ± 0,018	0,002*	0,038 ± 0,030	0,088 ± 0,015	0,004*
EP	0,035 ± 0,012	0,080 ± 0,033	0,002*	0,126 ± 0,033	0,129 ± 0,033	0,609	0,084 ± 0,027	0,095 ± 0,030	0,528	0,110 ± 0,025	0,135 ± 0,018	0,003*	0,107 ± 0,027	0,108 ± 0,018	0,894
PE	0,049 ± 0,006	0,094 ± 0,040	0,003*	0,083 ± 0,020	0,104 ± 0,038	0,126	0,073 ± 0,028	0,087 ± 0,025	0,075	0,057 ± 0,028	0,075 ± 0,035	0,037*	0,092 ± 0,048	0,097 ± 0,066	0,783
CXD	0,039 ± 0,016	0,118 ± 0,091	0,003*	0,132 ± 0,023	0,076 ± 0,026	0,002*	0,080 ± 0,027	0,102 ± 0,048	0,289	0,084 ± 0,014	0,12 ± 0,037	0,003*	0,083 ± 0,052	0,101 ± 0,111	0,965
FU	0,026 ± 0,005	0,076 ± 0,05	0,004*	0,098 ± 0,021	0,067 ± 0,020	0,012*	0,079 ± 0,011	0,078 ± 0,043	0,387	0,161 ± 0,079	0,141 ± 0,056	0,328	0,047 ± 0,006	0,062 ± 0,027	0,062
CM	0,041 ± 0,022	0,045 ± 0,025	0,530	0,113 ± 0,043	0,053 ± 0,020	0,003*	0,121 ± 0,040	0,086 ± 0,022	0,028*	0,074 ± 0,018	0,094 ± 0,033	0,055	0,098 ± 0,026	0,115 ± 0,036	0,040*
CD	0,051 ± 0,097	0,114 ± 0,056	0,034*	0,097 ± 0,023	0,103 ± 0,025	0,387	0,102 ± 0,042	0,098 ± 0,042	0,755	0,101 ± 0,047	0,111 ± 0,029	0,196	0,087 ± 0,012	0,075 ± 0,014	0,068
TCB	0,058 ± 0,022	0,081 ± 0,04	0,065	0,069 ± 0,023	0,084 ± 0,028	0,092	0,105 ± 0,021	0,105 ± 0,026	0,906	0,111 ± 0,035	0,102 ± 0,024	0,449	0,139 ± 0,272	0,062 ± 0,010	0,683
*p; yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası pürüzlülük değerleri arasında fark var (Wilcoxon test, p<0,05)															

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde restoratif amaçla yapılan uygulamalarda gerek hekimin gerekse hastaların en önemli beklentilerinden biri yapılan restorasyonun estetik olmasıdır. Son yıllardaki gelişmeler şekil, renk ve boyut bakımından diş rengine benzer restorasyonların elde edilmesine imkan sağlamaktadır. Buna rağmen, elde edilen estetik görünümün idamesinin sağlanması günümüzde hala önemli bir sorun olmaya devam etmektedir [147].

Rezin kompozitler, amalgamın içerdiği civa nedeniyle hem hastalar hem de doğaya zararlı etkilerinin olması yanı sıra estetik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi nedeniyle günümüzde hem ön grup hem de arka grup dişlerin restorasyonunda oldukça yaygın kullanılmaktadır. Piyasada birbirinden farklı özelliklere sahip birçok rezin kompozit bulunmaktadır. Bu rezin kompozitler, aynı üretici tarafından aynı kategoride üretilmiş olsalar bile içerdikleri doldurucu partiküllerin boyut, şekil ve rezin matriks içerisine ilave edilme şekilleri arasında farklılıklar görülmektedir [148, 149].

Rezin kompozit ile yapılan restorasyonların estetik açıdan başarılı olabilmesi için pürüzsüz bir yüzeye sahip olması gerekmektedir. Restorasyon yüzeylerinin pürüzlü olmasının; plak birikimi, renklenme, restorasyon yüzeyinin bozulması ve dişeti iltihabı gibi bazı problemlerin klinik olarak görülmesine neden olduğu bildirilmiştir [150].

Rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü bitirme ve polisaj uygulaması ve bu amaçla kullanılan sistemlerin özellikleri etkilemektedir. Bitirme ile restorasyonun fazlalıklarının alınarak ideal anatomik formun verilmesi, sağlıklı embraşurların oluşturulması ve bunların sonucunda fonksiyonel okluzyonun elde edilmesi, polisaj ile de bitirme işlemi sırasında yüzeyde oluşan düzensizliklerin giderilmesi ve yüzey pürüzlülüğünün azaltılması amaçlanır [151, 152].

Bir restorasyonun yüzey kalitesi, klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Rezin kompozitler heterojen yapıya sahip materyallerdir, rezin matriks, doldurucu partikül ve silan olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadırlar [51]. Bitirme ve polisaj uygulaması ile doldurucu partiküller ve rezin matrikste bir miktar aşınma meydana gelir. Ancak doldurucu partiküller ve rezin matriksin aşınma miktarları birbirinden farklıdır. Çünkü doldurucu partiküllerin ve rezin matriksin sertlik değerleri farklılık göstermektedir. Rezin

kompozitin bileşenlerinin farklı aşınması, rezin kompozit yüzeyinde düzensizlikler oluşmasına neden olur. Bunun oluşmasında, doldurucu partiküllerin şekli ve boyutu önem taşır. Daha küçük boyutlarda doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin polisaj sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin daha düşük, düzensiz şekle sahip doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin ise daha pürüzlü yüzeylerin oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir. Pürüzsüz yüzeyler elde etmek ve restorasyonun renklenmesini azaltmak için rezin matriks ve doldurucu partiküllerin eş değer miktarda aşınması istenir. Ancak bu durumu sağlamak oldukça güçtür [51, 151, 153].

Yapılan birçok çalışmada, rezin kompozit restorasyonlarda en düzgün yüzeyin şeffaf bant altında bitirilmesi ile elde edildiği bildirilmiştir. Şeffaf bant altında bitirilen rezin kompozit yüzeyi rezinden zengin “oksijen inhibisyon tabakası” ile kaplıdır. Yeterli olarak polimerize olmamış bu tabakanın sertlik değerinin düşük olmasından dolayı daha kolay aşındığı gösterilmiştir. Bu nedenle bu tabakanın rezin kompozit yüzeyinden uzaklaştırılması gereklidir. Böylece, daha sert, aşınmaya karşı daha dirençli ve estetik açıdan daha stabil yüzey elde edilmiş olur [154, 155, 156, 157].

Bitirme ve polisaj uygulamasının etkinliği rezin kompozit yüzeyleri için oldukça önemlidir. Bitirme ve polisaj uygulamasının yüksek kalitede olması estetik görünümü artırır, rezin kompozit restorasyonun ömrünü uzatır. Bunun tersine, pürüzlü ve iyi parlatılmamış yüzeyler renklendirici partiküllerin restorasyon yüzeyine tutunmasını kolaylaştırarak renk değişimini hızlandırır, sekonder çürük oluşumuna, plak birikimine ve periodontal hastalıklara sebep olur. Bu nedenle rezin kompozit restorasyonlara bitirme ve polisaj uygulamasının yapılması bir zorunluluktur [158].

Bu amaçla kullanılmak üzere değişik özelliklere sahip birçok bitirme ve polisaj sistemi geliştirilmiştir. Bunlardan en sık kullanılanları elmas ve karpid frezler, alüminyum oksit kaplı diskler, aşındırıcı lastikler, taşlar, zımparalar ve polisaj pastalarıdır. Bu sistemlerin uygulama şekli birbirinden farklılık göstermektedir. Elmas ve karpid kaplı frezler genelde bitirme aşamasında tercih edilir. Ancak, bunların kullanımlarından sonra alüminyum oksit kaplı disklerin kullanımı ile yüzey pürüzlülüğünün daha başarılı bir şekilde azaltıldığı bildirilmiştir [159]. Alüminyum oksit kaplı diskler ile yeterli yüzey pürüzsüzlüğünün elde edildiğini bildiren birçok çalışma sonuçları bulunmaktadır [160]. Farklı gren boyutlarına sahip bu diskler aşındırıcılarının boyutuna göre sıra ile kullanılırlar. Bu da zaman alıcı bir

uygulamadır. Bu nedenle günümüzde mikro boyutta elmas partikülleri içeren aşındırıcı lastik, silikon karbit partikülleri ilave edilmiş fırça ve lastikler gibi tek aşamada kullanılan sistemler geliştirilmiştir. Böylece hem uygulama basamak sayısı azaltılarak bitirme ve polisaj uygulamasının kolaylaştırılması hem de daha pürüzsüz yüzey elde edilmesi amaçlanmıştır [161].

Rezin kompozit restorasyonların renklenmesi, en önemli estetik başarısızlık olarak kabul edilmektedir. Böyle bir durum oluştuğunda, çoğu zaman restorasyonun yenilenmesi ile sorun giderilmeye çalışılmaktadır. Bu da hem hasta hem de hekim için ekstra maliyet ve zaman gereksinimi anlamına gelmektedir [162].

Rezin kompozit restorasyonların klinik başarısında kullanılan restoratif materyallerin optik özelliklerinin ve yüzey pürüzlülüğünün etkisi olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ile optik özellikler arasında ilişki olduğu, yüzey pürüzlülüğü fazla olan bir rezin kompozit yüzeyin gelen ışığın farklı açılardan yansımaya neden olduğu belirtilmiştir [74, 163]. Ayrıca, yüzey pürüzlülüğünün rezin kompozite ilave edilen doldurucu partiküllerinin tipi, boyu ve miktarından da etkilendiği rapor edilmiştir. Doldurucu partikül boyutundaki çeşitliliğin artmasının gelen ışığın saçılması nedeniyle rezin kompozitte daha fazla renk değişiminin oluşmasına neden olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı, pürüzsüz bir rezin kompozit yüzeyi elde etmek için kullanılan rezin kompozitin yapısal özelliklerinin yanı sıra bitirme ve polisaj amacıyla kullanılan sistemlerin seçiminin de önemli olduğu unutulmamalıdır [163, 164, 165].

Rezin kompozitin renklenmesi, materyalin derin tabakalarındaki fiziko-kimyasal reaksiyonlar sonucu oluşan içsel faktörler ve yüzey boyayıcıların rezin kompozitin dış yüzeyinde birikmesi ve emilimi sonucu oluşan dışsal faktörler nedeniyle oluşabilir [166].

Restoratif materyallerin en önemli dezavantajlarından biri ağız ortamında zaman içinde yapılarında fiziksel ve kimyasal değişikliklerin oluşmasıdır. Ağızda uzun süre fonksiyon gören restoratif materyallerdeki estetik kayıplar restorasyonun uzun süre klinik başarısını etkileyebilir [147, 167].

Ağız ortamını taklit etmek için *in vitro* çalışmalarda ısısal döngü testi, suda bekletme, ışık uygulayarak yaşlandırma, suda kaynatma ve HYY testi gibi birçok farklı yaşlandırma

yöntemleri kullanılmaktadır. HYY testinde, *in vitro* olarak restoratif materyal UV ışık, nem ve ani sıcaklık değişimlerine maruz kalır. Rezin kompozit örneklerin bu teste maruz bırakılmasının rezin matriksin bozulmasına neden olduğu bildirilmiştir [167]. Rezin matriksin bozulması ise zaman içinde oluşan renk değişiminin esas nedenidir. Ayrıca, restoratif materyallerin uzun süre UV ışığa maruz bırakılmasının, restoratif materyalin yüzey bozulmasını uyaran foto-kimyasal reaksiyona katkıda bulunduğu da rapor edilmiştir [76, 168].

Literatürde farklı bitirme ve polisaj sistemlerin rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Ancak, günümüzde partiküllerin boyutu ve rezin matriks içine ilave edilme şekline göre mikrodolduruculu, mikrohibrit, nanodolduruculu, nanohibrit olarak sınıflandırılan çok sayıda rezin kompozit bulunmaktadır. Ancak, bu rezin kompozitlerin her biri için en uygun polisaj sisteminin ne olduğu ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. Ayrıca, günümüz farklı polisaj sistemleri ile polisaj uygulanan rezin kompozit örneklerin *in vitro* olarak HYY testine maruz bırakılmasının rezin kompozitlerin hem renk değişimi hem de yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi hakkında da yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu nedenle bu tez çalışmasında farklı polisaj sistemlerinin ve HYY testine maruz bırakılmanın farklı yapıya sahip rezin kompozitlerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin *in vitro* olarak incelenmesi amaçlanmıştır [169, 170].

Bu amaçla test edilen rezin kompozit örnekler standart şartlarda tek araştırmacı tarafından hazırlandıktan sonra renk ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ise yüzey profilometre cihazı kullanılarak ölçüldü.

Çalışmada kullanılan spektrofotometre cihazı (VITA Easysshade V) üretici firmanın ürettiği yeni ürettiği bir cihazdır. Üretici firma bu cihazın öncü versiyonlarından çok daha gelişmiş olduğunu iddia etmektedir [102]. Ayrıca, bu cihaz ile yapılan renk ölçümlerinin son derece güvenilir ve tekrarlanabilir olduğu, bu nedenle de kliniklerde hem dişin rengini hem de tedavi sonrası restorasyonun renk değişimini belirlemek amacıyla kullanılabileceğini belirtmiştir [102, 105].

Renk ölçümlerini çevresel faktörlerin etkilememesi için ölçümler aynı şekilde aydınlatılmış ortamda ve beyaz zemin üzerinde gerçekleştirildi. Her örnekten üç ölçüm

alınarak, her örneğin ortalama renk değeri kaydedildi. Ayrıca, renk ölçümlerden önce üretici firmanın talimatları doğrultusunda cihazın üzerinde bulunan seramik blok kullanılarak cihazın kalibrasyonu gerçekleştirildi.

Yüzey profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü tespit etmek için en yaygın olarak kullanılan cihazdır. Bu cihaz ile rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır [18, 120]. Bu çalışmalarda profilometre cihazı ile güvenilir sonuçlar alınabileceği bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı her pürüzlülük ölçümünden önce bir kalibrasyon bloğu kullanılarak kalibre edildi. Pürüzlülük ölçümleri, rezin kompozit örneklerin yüzeylerinden cihazın uç kısmı aynı yönde çalışacak şekilde üç farklı noktadan gerçekleştirildi ve elde edilen değerlerin ortalaması alınarak örneğin yüzey pürüzlülük değeri (Ra) kaydedildi. Çalışma koşullarını standardize etmek için “cut off” değerinin 0,8 mm, ölçüm uzunluğunun 4.0 mm ve hızının da 0,5 mm/sn olacak şekilde cihaz ayarlandı.

Bu tez çalışmasında rezin kompozit örneklerin polisajı Clearfil Twist Dia, Pogo, Sof-Lex veya Super Snap ile yapıldı. Clearfil Twist Dia iki aşamalı bir polisaj sistemidir. Birinci aşamada 25-35 μm elmas partikülleri ile kaplı spiral, ikinci aşamada ise 4-8 μm elmas partikülleri ile kaplı spiral kullanılarak polisaj uygulaması gerçekleştirilmektedir. Clearfil Twist Dia ile çok sayıda çalışma bulunmamaktadır. Mevcut çalışmalarda ise yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı etkiler bildirilmiştir [171, 172, 173]. Bu da çalışmaların metodolojisindeki farklılıktan kaynaklanabilir.

Pogo tek aşamalı bir sistemdir ve polimerize edilmiş üretan dimetakrilat rezin, ince elmas tozu (7 μm) ve silikon dioksitten (20 μm) oluşmaktadırlar. Disk, çanak ve ince uçlu formları olan bu sistemin bitim yapılmış rezin kompozit restorasyonunun polisajında kullanılabileceği bildirilmiştir.

Sof-Lex çok aşamalı bir sistemdir. Çalışmada medium (turuncu), fine (açık turuncu) ile super fine (sarı) diskler kullanıldı. Bu diskler farklı boyutta (sırasıyla 29 μm , 14 μm ve 5 μm) alüminyum oksit partikülleri ile kaplıdır. Üretici firma diskleri sıra ile kullanımını tavsiye etmiştir.

Super Snap de çok aşamalı bir sistemdir, bu sistemin medium (violet), fine (yeşil) super fine (pembe) diskleri kullanılarak polisaj uygulaması yapıldı. Bu disklerde farklı boyutta (sırasıyla 30 µm, 20 µm, 7 µm) aşındırıcı partikül ile kaplıdır. Ancak Sof-Lex'ten farklı olarak medium disk silikon karpit ile diğer diskler ise alüminyum oksit partikülleri ile kaplıdır.

Çalışmada kullanılan polisaj sistemlerin kullanım şeklinin (kullanılan mikromotorun kullanım özellikleri, uygulama basıncı ve süresi, uygulama yönü, kuru veya su ile birlikte kullanılması ve uygulayıcı farklılıkları) rezin kompozitlerin yüzey özelliklerini etkilediği bildirilmiştir [26]. Bu nedenle çalışmada polisaj uygulaması esnasında uygulama farklılıkları oluşturmamak için tüm örneklerin polisajı aynı araştırmacı tarafından 10.000 rpm hızda çalışan düşük devirli bir mikromotor kullanılarak kuru olarak gerçekleştirdi. Polisaj sistemlerinin her aşaması 20 saniye süreyle sürekli ve dairesel yönde, hafif basınç ile hareket edecek şekilde uygulandı. Birden fazla uygulama aşaması olan sistemlerde, her aşamadan sonra örnek yüzeyleri su spreyi ile yıkanıp kurutulduktan sonra, diğer aşamaya geçildi.

Dental restoratif materyaller, ağız içerisinde çeşitli uyaranların etkisinde kalır ve zaman içerisinde doğal olarak yaşlanma gösterirler. Ağız ortamında doğal yollardan meydana gelen yaşlanma olgusu, *in vitro* olarak restorasyonlara uygulanan “yaşlandırma” testleri ile taklit edilebilmektedir. Diğer bir ifadeyle, laboratuvar ortamında deneysel olarak gerçekleştirilen yaşlandırma ile hızlandırılmış bir zaman sürecinde ısı, nem ve ışık uygulanarak, dental restoratif materyalde oluşan etkilenme ve bozulmanın doğal ağız ortamını taklit edecek şekilde benzerlerini oluşturabilmek mümkündür. Bu da restoratif materyallerin üzerinde yapılan *in vitro* çalışmaların daha gerçekçi ortamda yapılmasına olanak sağlamaktadır [88, 174].

HYY testi, klinik koşulları taklit eden dental materyallerin zaman içindeki renk farklılıklarının belirlenmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. HYY testinde materyal, UV ışık, sıcaklık değişiklikleri ve sürekli nem dahil olmak üzere bir dizi koşula maruz bırakılarak, klinik koşullar mümkün olduğunca taklit edilmeye çalışılır. Bu yaşlandırma testinin, dental materyallerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğünü araştırmak amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir [175, 176]. Bu nedenle tez çalışmasının amacına yönelik

olarak rezin kompozit örneklerde renk değişimi oluşturabilmek için örnekler HYY testine maruz bırakıldı.

HYY testinde en büyük renk değişiminin, işlemin ilk 300 saatinde ortaya çıktığı belirtildiğinden, rezin kompozit örnekler 380 saat boyunca HYY testine maruz bırakılarak bir yıllık klinik kullanıma denk yaşlandırma etkisi oluşturulmaya çalışıldı [177]. Etkinin kesintiye uğramaması için cihaz günde 24 saat, haftada 7 gün olmak üzere otomatik çalıştırılacak şekilde ayarlandı [177, 178]. Cihazın içinde kontrollü olarak ışık veren bir xenon lamba bulunmaktadır. Deney örnekleri cihaz içine kalıpları ile birlikte sadece bir yüzeyleri açıkta olacak şekilde yerleştirildi. Cihazın çalışma prensibi siyah panel ısısı karanlıkta 38⁰C, aydınlıkta 70⁰C, kuru lamba ısısı karanlıkta 38⁰C, aydınlıkta 47⁰C, nem karanlıkta %95, aydınlıkta %50 şeklindedir. Test 40 dakika sadece ışık, 20 dakika ışık + su spreyi, 60 dakika sadece ışık ve 60 dakika karanlık olacak şekilde uygulanmaktadır.

5.1. Renk değişimi bulgularının tartışması

Rezin kompozitlerin renk değiştirmesinin içsel ve dışsal faktörlere bağlı olarak meydana geldiği rapor edilmiştir [4]. İçsel faktörlere bağlı renklenme, rezin matriksin yapısı, rezin matriks ile doldurucu partiküller arasındaki bağlanmada oluşan değişimler sonucu oluşur. İçsel faktörlere bağlı olarak renk değişiminin oluşmasında, rezin kompozite polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için ilave edilen amin bileşenin oksidasyonu ile rezin kompozitin yeterli polimerize olmaması nedeniyle içerisinde kalan artık monomerlerin reaksiyonunun da neden olduğu bildirilmiştir [179].

Dışsal faktörler ise rezin kompozit tarafından renklendirici ajanların emilimi ile meydana gelen renklenmedir. Rezin kompozitlerin dışsal faktörlerle renklenmesinde diyet alışkanlıklarının önemli yeri bulunmaktadır. Ayrıca, rezin kompoziti polimerize etmek için kullanılan ışık cihazının özellikleri, ışık uygulama gücü ve süresi ile birlikte ortamdaki UV ışığa maruz kalmak gibi dışsal faktörler de rezin kompozitin renklenmesine neden olabilir [74, 179]. Bunların yanı sıra, rezin kompozitin su emilimi göstermesi, kavite kenarlarında mikrosızıntının oluşması ve rezin kompozit yüzeyinde pürüzlülük oluşmasının da rezin kompozit restorasyonların renklenmesine neden olduğu bildirilmiştir. Dışsal faktörlere bağlı renklenme oluşmasında rezin kompozitin yapısal özelliklerinin rolünün olduğu da rapor edilmiştir [120, 179].

Rezin kompozitin su emilimine bağlı olarak oluşan içsel renklenme, diyet ve kimyasal boyayıcı ajanlar nedeniyle oluşan dışsal renklenmeye göre daha az görülür. Ayrıca, içeceklerin ve solüsyonların rezin kompoziti renklendirmesinde, rezin kompozitin yapısı, polimerizasyon şekli, doldurucu partikül tipi, su emilimi, diyet, sigara içme alışkanlığı, kötü oral hijyen ve yüzey pürüzlülüğüne bağlı nedenlerin de etkisinin olduğu bildirilmiştir [82, 180].

Rezin kompozitlerin renklenmeye karşı gösterdikleri direnç, restorasyon yüzeyine bitirme ve polisaj uygulamasından etkilenir. Pürüzsüz bir yüzey, restorasyonun estetiği ve uzun ömürlü olması açısından klinik olarak son derece önemlidir. Yetersiz bitirme ve polisaj uygulamasından kaynaklanan yüzey düzensizliğinin renklenme, plak retansiyonu, periodontal problemler ve tekrarlayan çürük gibi klinik sorunları ortaya çıkarabildiği gösterilmiştir [106]. Bu nedenle, rezin kompozit restorasyonlara yeterli bitirme ve polisaj uygulanması sadece estetik için değil, aynı zamanda plak retansiyonunu önlediğinden ağız sağlığını koruma açısından da önemlidir [126].

Rezin kompozitin içerdiği doldurucu partiküllerin boyutunun yüzey pürüzlülüğünü etkilediği bildirilmiştir [132]. Bu nedenle de doldurucu partiküllerin boyutu ile rezin kompozitin dışsal faktörlere bağlı renklenmesi arasında etkileşim görülebilir. Nitekim, doldurucu partikülleri büyük olan rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün ve renklenme miktarının daha fazla olduğu gösterilmiştir. Bunun tersine, doldurucu partiküllerin boyutu küçüldükçe yüzey pürüzlülüğünün azaldığı, renklenmeye karşı direncin arttığı bildirilmiştir. Bu nedenle, doldurucu partiküllerin boyutunu k  lt erek, ilave edilen doldurucu partiküllerin miktarını arttırmaya çalışmak daha düzgün rezin kompozit yüzeyler elde edilmesine olanak sağlar [132, 181].

Günümüzde oldukça yaygın kullanım alanı bulan nanodolduruculu rezin kompozitlerin renklenmeye karşı daha dirençli olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, doldurucu oranı yüksek olan rezin kompozitlerin de renklenmeye daha dirençli bir yapı oluşturdukları rapor edilmiştir. G n l l ve ark., küçük boyutta doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin daha az renklendiğini ve rezin kompozitin renklenmesi ile doldurucu partikül boyutu, miktarı ve yüzey pürüzsüzlüğü arasında ilişki olduğunu belirtmişlerdir [9, 126, 182].

Estetik ve renk; güncel diş hekimliği pratiğinde gittikçe önem kazanan ve yapılan araştırma sayısının gün geçtikçe arttığı bir konudur. Renk; ışığın yapısına veya cisimler tarafından yayılma şekline bağlı olarak, göz üzerinde yaptığı etki olarak tanımlanır. Renk sistemleri cisimlerin renk parametrelerini tanımlamak amacıyla kullanılır [174].

Renk değişimi, en yaygın olarak spektrofotometre ile ölçülür ve ΔE biriminden ifade edilir. ΔE değeri, bir gözlemcinin tedaviden sonra veya zaman periyotları arasında rezin kompozitin renk değişimini ifade eder. Klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri hakkında tam bir fikir birliğine varılamamıştır [91].

Spektrofotometreler, rengi sayısallaştırmak amacıyla geliştirilmiş cihazların en güvenilir olanı olarak kabul edilir. En yaygın kullanılan renk sistemin CIE Lab sistemi olduğu rapor edilmiştir [91]. Renk değişiklikleri farklı örneklerin ya da aynı örneğin farklı yerlerinin $L^*a^*b^*$ değerleri arasındaki farkın (ΔE) matematiksel ifadesidir. Prensipinde, eğer bir materyalin rengi tamamen stabil ise yapılan testlere maruz kalma sonucu renkte hiç değişiklik olmaması gerekir. Diğer bir deyişle, $\Delta E=0$ olmalıdır. ΔE değeri spektrofotometre yardımıyla ölçülebilmesine rağmen, insan gözü 1,5’den daha az olan değerleri saptayamaz. Estetik restorasyonlardaki renk farklılıklarını gözlemlerken, ΔE değerleri 3,3’e eşit ya da 3,3’den fazla olduğunda klinik olarak izlenebileceği bildirilmiştir [91, 183].

Rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve renklenmesi üzerine yapılan çalışmalar, rezin kompozitler ve kullanılan polisaj sistemlerinin farklılığından dolayı her bir rezin kompozit tipinde kullanılabilecek polisaj sistemi hakkında kanıta dayalı net bir bilgi bulunmamaktadır. Hatta bu konu üzerinde belirgin bir kafa karışıklığı söz konusudur. Bu nedenle bu tez çalışması rezin kompozitlerin renk değişimi üzerine hem polisaj sistemlerinin hem de kliniği taklit etmek amacıyla polisaj uyguladıktan sonra örneklerin HYY testine maruz bırakılmasının etkilerinin incelenmesi amacıyla planlandı. Bu amaçla hazırlanan rezin kompozit örnekler beş ayrı polisaj grubuna ayrıldıktan sonra renk ölçümleri yapıldı. Daha sonra polisaj uygulaması yapılarak renk ölçümleri tekrarlandı. Takiben, örnekler klinik koşulları taklit etmek amacıyla HYY testine maruz bırakıldı ve daha sonra tekrar renk ölçümleri alındı. Elde edilen veriler renk değişim formülüne yerleştirilerek polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası renk değişim değerleri (ΔE) test edilen rezin kompozitlerin herbiri için hesaplandı.

Çalışmanın sonucunda, tüm polisaj gruplarında polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerlerinin test edilen rezin kompozitler arasında farklılık gösterdiği görüldü. Bu test edilen rezin kompozitlerin yapısal içeriklerinin (monomer tipi, doldurucu tipi, boyutu, miktarı) farklı olmasından ileri gelebilir [119, 184].

Polisaj sonrası, en yüksek ΔE değerlerinin Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubu hariç diğer polisaj gruplarında FU'in kullanıldığı örneklerden, Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda ise CXD'nun kullanıldığı örneklerden elde edildiği gözlemlendi. Polisaj gruplarının her birinde rezin kompozitlerden farklı ΔE değerlerinin elde edilmesi polisaj sistemlerinin rezin kompozit yüzeyinde oluşturduğu etkilerin farklı olmasıyla açıklanabilir. Bu bulgumuz Pala ve ark.'nın bulgularıyla uyum içinde bulunmaktadır [16].

HYY sonrası, en yüksek ΔE değerlerinin kontrol grubunda eve Pogo ile polisaj yapılan grupta FU'in kullanıldığı örneklerden, Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda TCB, Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda FZ, Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise EP'un kullanıldığı örneklerden elde edildiği görüldü. Bu HYY testinin rezin kompozitlerin renk değişimi üzerine farklı etki gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Rezin kompozitin bitişiğindeki diş dokusu ile renk uyumunun olması ve bu uyumu klinik olarak uzun süre koruması arzu edilen bir durumdur. Ancak rezin kompozitlerin zaman içerisinde renk değişimi gösterdiği bilinmektedir. Daha önce yapılan çalışmalarda, rezin kompozitin yaşlandırma sonrası renk değişiminin rezin kompozitin yapısal özelliklerine bağlı olarak farklılık gösterdiği bildirilmiştir. Nitekim, Rosentritt ve ark. rezin kompozitlerin renk değişiminin bir iki yıl sonra gözle görülür duruma geldiğini rapor etmişlerdir [185, 186].

HYY testinin dental materyallerin renk değişimi üzerindeki etkilerini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda da HYY testine maruz bırakılan örneklerde renk değişiminin rezin kompozitin yapısına bağlı olarak içsel faktörler nedeniyle oluştuğu rapor edilmiştir [83, 187, 188, 189].

HYY testinde rezin kompozit örnekler UV ışık, sıcaklık değişimi ve neme maruz bırakıldığından, rezin kompozitte yüzeyel veya yüzey altı seviyesinde renk değişimi

meydana gelir. Bunun UV ışık, sıcaklık ve nemin rezin kompozitin içeriğindeki aminin oksidasyonuna neden olması sonucu olduğu bildirilmiştir. Aromatik aminlerin çift bağları, rezinlerin sararmasına neden olduğu gösterilmiştir. Bunun mekanizması, aromatik aminin UV ışığı emmesi sonucu yüksek enerjiye sahip moleküllerin oluşması ve bu moleküllerin diğer aromatik gruplardaki oksijen ile reaksiyona girmesi ile açıklanabilir [190, 191].

UV ışık ile yaşlandırmadan sonra rezin kompozitin bileşiminde bulunan UDMA monomerinde sararma eğilimi görüldüğü bazı çalışmalarda gösterilmiştir. Ayrıca, Bis-GMA monomerinin de UV ışık ve sıcaklık değişimine maruz kaldığında sararma gösterdiği bildirilmiştir. [41, 193].

Power ve ark. [146], HYY testinde kullanılan xenon ışık ve yüzde 90 bağıl nemin rezin matriksin aşınmasına neden olduğunu, bunun doldurucu partiküllerin açığa çıkmasına, rezin kompozit yüzeyinin tebeşirimsi bir görünüm göstermesine ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğunu rapor etmişlerdir. Powers ve ark.'nın yaptığı diğer bir çalışmada [193], geleneksel rezin kompozitlerin HYY sonrası renk değişiminin rezin kompozitin yüzey bozulmasından oldukça fazla etkilendiğini, bunun ışığın artması ve rezin kompozitin parlaklığının azalması nedeniyle olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, mikro dolduruculu rezin kompozitlerde renk değişiminin daha az olduğunu, daha az renk değişimine, yüzeyin aşınmasından ziyade renkli bozulma ürünlerinin oluşumunun devam etmesinin neden olduğunu da belirtmişlerdir [187].

Rezin kompozitlerin renk değişiminde rezin matriksi oluşturan monomer yapısının önemli rol oynadığı birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir [5, 194]. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan monomerler; Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA'dır. Bu monomerlerin hidrofobik ve/veya hidrofilik özelliklere sahip olması ile rezin kompozitin su emilimi arasında çok yakın ilişki bulunmaktadır. Hidrofilik özelliğe sahip rezin kompozitlerin daha fazla su emilimi gösterdiği rapor edilmiştir [62].

Hidrofilik özelliği en fazla olan monomer TEGDMA'dır. TEGDMA monomeri su molekülüne afinitesi olan etoksi gruplarını içerir. Bu gruplar da rezin kompozitin hidrofilik özelliğinin artmasına neden olur. Daha visköz yapıya sahip bir monomer olan Bis-GMA içeren rezin kompozitlerde TEGDMA içeren rezin kompozitlere göre daha az su emilimi

görüldüğü rapor edilmiştir [195]. Buna rağmen, Bis-GMA monomerinin TEGDMA monomeri kadar olmasa bile hidrofilik özelliğe sahip olduğu gösterilmiştir. Nitekim, Bis-GMA içeren rezin kompozitlerin UDMA ve Bis-EMA içeren rezin kompozitlere göre daha fazla su Emilimi gösterdiği bildirilmiştir [193]. Bis-GMA esaslı rezin kompozitlerde su Emilimi %0-1 iken, ilave edilen TEGDMA oranına bağlı olarak bu oran %3-6'ya kadar çıkabilir. UDMA monomerinin ise su Emilimi Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerine göre daha azdır. Su Emiliminin düşük olması yanı sıra çözünürlüğünün de düşük olması bu monomeri içeren rezin kompozitlerin daha az renklenmesine neden olur. Bis-EMA monomeri ise yapısındaki hidrofobik gruptan dolayı düşük su Emilimi gösterir. TEGDMA monomerinin Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA monomerine göre önemli derecede daha yüksek su Emilimi değerleri gösterdiği rapor edilmiştir [195, 196, 197].

Iazzetti ve ark. [198], hidrofobik monomerleri içeren dental materyallerin daha az renk değişimi gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Khokhar ve ark. [199], UDMA monomeri içeren rezin kompozitlerin, Bis-GMA içerenlere göre renklenmeye karşı daha dirençli olduklarını bildirmişlerdir. Bunun nedeninin UDMA monomerinin düşük viskoziteye sahip olması, su emme özelliğinin zayıf olması ve görünür ışıkla kolayca polimerize olmasının olduğu belirtilmiştir. Yapılan çalışmalarda, Bis-GMA esaslı rezin kompozitlerde TEGDMA oranının artırılmasının su Emilimini arttırdığı ve bu durumun hidrofilik özelliğın artmasına bağlı olarak ortaya çıktığı belirtilmiştir [200, 201].

Dietschi ve ark. [202], rezin kompozit restorasyonlardaki renklenme ile su Emilimi arasında ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Resin matriks tarafından emilen suyun, matriks ile doldurucu arasındaki bağın kopmasına veya doldurucunun resin matriksten ayrılmasına neden olduğu, bunun da resin kompozitin renklenmesinde önemli rol oynadığını belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra resin matriksin polimerizasyonunun yetersiz olması durumunda, sertleşmiş resin kompozitin içinde kalan artık monomerlerin de resin kompozitin renklenmesinde sorumluluğunun olabileceğini bildirmişlerdir [30, 202].

Resin kompozitler su ile birlikte diğer sıvıları ve pigmentleri de absorbe edebilir. Bunlar da resin kompozitin renklenmesine neden olur. Eğer bir resin kompozit su Emilimi gösterirse, aynı zamanda suda çözünen pigmentleri de absorbe edebilir. Bu da resin kompozitin renklenmesine yol açabilir [46, 180].

Dental literatür, suyun rezin matrikse veya matriks ile doldurucu partikül ara yüzüne girebildiğini göstermiştir. Resin kompozitin yapısındaki doldurucu partikül miktarının düşük oranda olmasının, dönüşüm derecesinin azalmasına ve dolayısıyla oluşan polimerik ağ içinde daha fazla miktarda artık monomer kalmasına neden olduğu bildirilmiştir. Böyle bir durumda, resin kompozit sudan daha fazla etkilenecektir. Suyun resin matriksin içine nüfuz etmesi resin matriks ile doldurucu partikülleri birbirine bağlayan bağların "şişmesine" neden olacaktır. Bu etkinin oluşması resin kompozitin plastikleşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu kavram, HYY sonrası resin kompozitte renk değişimi ile birlikte daha fazla yüzey pürüzlülüğünün oluşmasını açıklamaktadır [64, 91, 101].

Çalışmamızda HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerleri incelendiğinde, en yüksek ΔE değerleri FU ve CXD'nun kullanıldığı örneklerde, en düşük ΔE değerleri ise CD'nin kullanıldığı örneklerde gözlemlendi. Bu FU ve CXD'nun hidrofilik monomerler olan TEGDMA ve Bis-GMA'yı içermesinden ileri gelebilir. CD, UDMA monomerini içermektedir. UDMA monomeri ise daha önce bahsedildiği üzere Bis-GMA ve TEGDMA'ya göre daha hidrofobik özelliğe sahip bir monomerdur. Bu bulgumuz UDMA monomerini içeren resin kompozitlerin daha az renklenme gösterdiğini bildiren çalışmaların bulgularıyla örtüşmektedir [197].

Resin kompozitlerin renklenmesinde, içerdiği doldurucu partikül miktarının da önemli etkilerinin olduğu bildirilmiştir. Doldurucu partikül miktarı düşük resin kompozitlerin renk stabilitelerinin daha az olduğu bilinen bir durumdur. Bu tip resin kompozitlerin aşınması, doldurucu partiküllerin resin matriksten ayrılmasına, yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve restorasyonun dışsal renklenmeye karşı daha uygun hale gelmesine neden olabilir [203].

Birkaç çalışmada, doldurucu partikül miktarı düşük olan resin kompozitlerin daha yüksek ΔE değerleri gösterdiği bildirilmiştir [21, 204]. Vichi ve ark. [9], doldurucu partikül oranı yüksek olan resin kompozitlerin renklenmeye karşı daha dirençli olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmalar ile uyumlu olarak çalışmamızda test edilen resin kompozitlerden FU en az doldurucu partikül miktarına sahip resin kompozit iken CD'nin doldurucu partikül miktarı daha fazladır. Bu nedenle hem polisaj sonrası hem de polisaj ile HYY testi sonrası en yüksek ΔE değerleri FU'nun kullanıldığı örneklerden, en düşük ΔE değeri ise CD'nin kullanıldığı örneklerden elde edilmiş olabilir.

Test edilen rezin kompozitlerden CXD ve G ise aynı oranda (%76) doldurucu partikül içermektedir. Ancak bu iki rezin kompozit ile genelde yüksek ΔE değeri elde edilmesine rağmen, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası CXD ve G'den elde edilen ΔE değerlerinin polisaj gruplarının her birinde farklılık gösterdiği görüldü. CD (%81) ve PE (%82) hemen hemen aynı oranda doldurucu partikül içermektedirler. Çalışmamızda CD ile en düşük ΔE değerleri elde edilirken, PE ile yüksek ΔE değerleri elde edildi. En yüksek doldurucu oranına (%84) sahip olan EP ise yüksek ΔE değerleri gösterdi. Elde ettiğimiz bu bulgular doldurucu oranı ile renk değişimi arasında test edilen bazı rezin kompozitlerde ilişki bulunurken, bazılarında bulunmadığını ortaya koymaktadır. Bu da renk değişiminde doldurucu partikül miktarı yanı sıra monomer yapılarının da önemli rol oynadığını göstermektedir. Bu bulgumuz doldurucu partikül miktarı yüksek olan rezin kompozitlerin daha fazla renk değişimi gösterdiğini bildiren çalışma bulguları ile ters düşmektedir [21, 204].

Renklenmenin makrodolduruculu ve Bis-GMA miktarı fazla olan rezin kompozitlerde daha fazla, mikrodolduruculu rezin kompozitlerde ise daha az rastlandığı bildirilmiştir [8]. Vichi ve ark. [9], nanohibrit ve mikrohibrit rezin kompozitlerin renk stabilitelerinin değerlendirildiği bir araştırmada, nanohibrit rezin kompozitlerin daha düşük renk stabilitesine sahip olduklarını bildirilmişlerdir. Çalışmamızda test edilen rezin kompozitlerden G, FZ, EP ve PE mikrohibrit, CXD nanoseramik, FU, CM, CD ve TCB ise nanohibrit yapıya sahiptir. Bu rezin kompozitlerin her birinden elde edilen bulgular Vichi ve ark.'nın çalışma bulgularıyla uyumlu değildir. Bu çalışmamızın metodolojisi ile Vichi ve ark.'nın çalışma metodolojisinin farklı olmasından ileri gelebilir. Çalışmamızda polisaj sonrası ve polisaj ile HYY sonrası en yüksek ΔE değeri FU (nanohibrit rezin kompozit) ile en düşük ΔE değeri ise CD (nanohibrit rezin kompozit) ile elde edildi. Bu bulgumuz, renk değişimi ile sadece rezin kompozitin tipi arasında bir ilişki olmadığını, doldurucu partikül miktarı, tipi, boyutu ve rezin matrisin yapısı gibi diğer faktörlerin renk değişiminde önemli etkilere sahip olduğunu göstermektedir.

Gönülol ve Yılmaz [182], daha küçük boyuta sahip doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin her zaman daha az renklenme göstermediğini, büyük doldurucu partikül boyutuna sahip rezin kompozitlerin renk değişiminin daha küçük doldurucu boyutuna sahip rezin kompozitlerin renk değişimi ile karşılaştırıldığında, küçük doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerde daha az renk değişiminin oluştuğunu bildirmişlerdir. Bunun da

küçük doldurucu partiküllerin rezin matrisi içindeki dağılımının daha homojen olması ve doldurucu partikül oranıyla açıklanabileceğini belirtmişlerdir.

Doldurucu partikül boyutu ile renk değişimi arasında da ilişki bulunmaktadır. Büyük boyutta doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin su emme ve renk değişikliğine daha duyarlı olduğu bildirilmiştir [205]. Kawaguchi ve ark.'na [206] göre hibrit rezin kompozitler doldurucu partiküllerinin çeşitli boyutları nedeniyle daha düşük bir ışık iletim katsayısına sahiptirler.

Çalışmamızda test edilen rezin kompozitlerde en büyük doldurucu partikül boyutuna sahip rezin kompozit CD'dir. Fakat HYY sonrası en düşük ΔE değeri bu rezin kompozit ile elde edildi. Bunun CD'nin hem rezin matrisinin hidrofobik monomerlerden (UDMA) hem de yüksek doldurucu partikül miktarına sahip olmasından ileri geldiği düşünülmektedir. En düşük doldurucu boyutuna sahip CM ile yüksek ΔE değeri elde edildi. Bu CM'nin hidrofilik monomer (Bis-GMA) içermesiyle açıklanabilir. G ve GD hidrofobik monomer (UDMA) içermesine rağmen, pre-polimerize büyük doldurucu partiküller içerdiğinden, HYY sonrası yüksek ΔE değeri gösterdi. Bu bulgumuz şaşırtıcı değildir. Çünkü pre-polimerize doldurucu partiküllerin polisaj sonrası yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır [205].

Polisaj sistemlerinin rezin kompozitlerin renk değişimi üzerine etkisi incelendiğinde; test edilen tüm rezin kompozitlerde polisaj grupları arasında farklılığın olduğu bulundu (G hariç). Buna kullanılan polisaj sistemlerinin şekli, tipi, aşındırma özellikleri, aşındırıcı tipleri, boyutları ve sertlikleri ile uygulama şekillerinin farklı olması neden olabilir. Ayrıca, bu faktörlerden dolayı polisaj sonrası test edilen rezin kompozitlerde oluşan yüzey özelliklerinin de farklı olması bu bulgunun elde edilmesine neden olmuş olabilir. Ancak çalışmada polisaj sistemlerinin yüzey özellikleri ile ilgili inceleme yapılmadığından bu konuda başka çalışmaların yapılması gerekmektedir. Bu bulgumuz polisaj sistemlerinin renk değişimi üzerinde farklı etkilerinin olduğunu bildiren Pala ve ark. nın çalışma bulgularıyla örtüşmektedir [16].

Polisaj sonrası, en yüksek ΔE değerleri G, EP ve CD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, FZ, GD, PE, FU ve CM ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex, CXD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Pogo ile elde edildi. En düşük ΔE değerlerinin ise G, EP, PE, CM ve

CD ile hazırlanan örneklerde Super Snap, FZ, GD, CXD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, FU ile hazırlanan örneklerde ise Pogo ile elde edildiği görüldü.

Kabul edilebilir renk değişiminde ΔE değerinin 3,3'den küçük veya eşit olması istenir. Bu çalışmada, polisaj sonrası tüm deney gruplarında bu değer elde edilememiştir. Polisaj sonrası, Clearfil Twist Dia ile FZ, GD, EP, PE ve CD, Pogo ile FZ, EP ve CD, Sof-Lex ile EP, PE ve CD, Super Snap ile EP, PE ve CD'nin kullanıldığı örneklerde ΔE değerinin 3,3'den küçük olduğu ve sadece bu örneklerde polisaj sonrası oluşan renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu görüldü.

HYY sonrası, test edilen rezin kompozitlerde (TCB hariç) en yüksek ΔE değerleri hiç polisaj uygulaması yapılmayan kontrol grubundan elde edildi. Bu şeffaf bant altında bitirilen ve polisaj uygulamadan önce elde edilen renk değerleri ile HYY testi sonrası elde edilen renk değerleri arasındaki matematiksel ilişkinin diğer bir deyişle renk değişiminin polisaj uygulanan diğer gruplara göre daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu da polisaj uygulanan rezin kompozit yüzeylerinin HYY'dan daha az etkilendiğini göstermektedir. Bu hiç polisaj uygulanmayan rezin kompozitlerde HYY sonrası renk değişiminin daha fazla olduğunu bildiren çalışmaların bulgularıyla örtüşmektedir [206]. En düşük ΔE değerlerinin ise G ve CD ile hazırlanan örneklerde Super Snap, FZ, EP ve FU ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, PE, CXD CM ve TCB ile hazırlanan örneklerde Pogo, GD ile hazırlanan örneklerde ise Sof-Lex ile elde edildiği görüldü. Ayrıca, HYY sonrası, Clearfil Twist Dia ile polisaj uygulanan G, CM ve TCB haricinde, diğer rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerinin klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin altında olduğu görüldü.

Polisaj ile HYY testi sonrası en yüksek ΔE değerleri G, EP, PE, CXD ve CD ile hazırlanan örneklerde Pogo, FZ, GD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerde ise Sof-Lex, TCB ile hazırlanan örneklerde ise Clearfil Twist Dia ile elde edildi. Clearfil Twist Dia ile polisaj uygulanan FZ, PE, CD, GD ve EP, Pogo ile polisaj uygulanan CD, Sof-Lex ile polisaj uygulanan CD ve PE, Super Snap ile polisaj uygulanan CD, PE ve CM'den elde edilen ΔE değerinin klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin altında olduğu görüldü. Bu da renk değişimi üzerine polisaj uygulamasının oluşturduğu olumsuz etkilerin, polisaj sonrası örneklerin HYY testine maruz bırakılması ile azaldığını göstermektedir. Bu da klinik olarak bir rezin kompozit restorasyona polisaj uygulanması sonrasında ortaya çıkabilecek etkilerin neden olduğu renk değişiminin ağız ortamının şartlarında bir miktar tolere

edilebileceğini göstermektedir. Ancak konu üzerinde çalışma yapılmasına gereksinim bulunmaktadır.

Çalışmada test edilen tüm deney gruplarında polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin arasında da fark olduğu bulundu. Bu bulgumuz *in vitro* olarak yapılan çalışmalarda rezin kompozitlerin renk değişiminde örneklerle sadece polisaj uygulaması veya sadece HYY testine maruz bırakmanın etkisinin olmadığını, aynı zamanda klinik şartları taklit etmek amacıyla polisaj uygulanan örneklerin HYY testine maruz bırakılmasının da renk değişimine neden olduğunu göstermektedir. Bu nedenle de renk değişimi üzerinde yapılacak *in vitro* çalışmalarda bu konunun da dikkate alınması gereklidir.

5.2. Pürüzlülük ile ilgili bulguların tartışması

Farklı içeriğe sahip (doldurucu içeriği, miktarı, monomer yapısı) rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı polisaj sistemlerinin etkisinin incelendiği bu tez çalışmasının sonucunda, test edilen tüm rezin kompozitlerde polisaj grupları arasında anlamlı farklılıkların olduğu tespit edildi.. Polisaj amacıyla kullanılan sistemlerin aşındırıcı tipi, boyutu, şekli ve kesme yeteneklerinin yanı sıra test edilen rezin kompozitlerin yapısal farklılıklarının bu bulgunun elde edilmesinde rolü olabilir. Polisaj sistemlerinin rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü farklı şekilde etkilediğini bildiren çalışmalar bu çalışmanın bulguları ile örtüşmektedir [153, 207].

G ve GD haricinde diğer rezin kompozitlerde, hiç polisaj uygulaması yapılmayan kontrol grubunda en düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edildi. Resin kompozitlerin şeffaf bant altında bitirilmesiyle en düzgün yüzeylerin elde edildiğini bildiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır [154, 159, 169, 208]. Ancak, klinik olarak rezin kompozit restorasyonların şeffaf bant altında polimerize edilerek tamamlanması her zaman mümkün olmayabilir [165].

Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda, genelde daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edildi. Bu polisaj grubunda en düşük pürüzlülük değerlerinin TCB ile elde edildiği, bunu PE, CD, FU, CM, GD, EP, FZ, CXD ve G'nin izlediği görüldü. Clearfil Twist Dia, ince elmas partiküller emdirilmiş lastik bir spiraldir. Bu sistemin kullanımı ile

daha pürüzlü rezin kompozit yüzeyinin oluştuğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır [209]. Buna elmas partiküllerinin diğer aşındırıcılara göre daha sert olmasının neden olduğu bildirilmiştir [5]. Gömleksiz ve Gömleksiz [172] ise bulk-fill rezin kompozitler de Clearfil Twist Dia ile daha düşük pürüzlülük değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da bulk-fil rezin kompozit, TCB ile elde edilen bulgular Gömleksiz ve Gömleksiz'in [172] bulgularını desteklemektedir.

Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda en düşük pürüzlülük değerlerinin PE ile hazırlanan örneklerden elde edildiği, bunu sırasıyla GD, CM, CXD, FZ, CD, EP, TCB, FU ve G'nin izlediği tespit edildi. Pogo, 7 µm boyutunda elmas partiküller ile kaplı, disk şeklinde, tek aşamalı bir polisaj sistemidir. Üretici firma bu ürünü polisaj amacıyla tek başına kullanılabileceği gibi alüminyum oksit partikülleri içeren ve bitirme fonksiyonu olan Enhance sistem ile birlikte de kullanılabileceğini bildirmiştir. Çalışmamızda örnek yüzeylerine herhangi bir bitirme işlemi uygulanmadığından, Pogo tek başına kullanıldı ve tek aşamalı polisaj sistemi olarak sınıflandırıldı. Pogo ile pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini bildiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır [5,150, 211]. Bunun da ince elmas tozları emdirilmiş üretan dimetakrilat yapısından ileri geldiği bildirilmiştir. Bu çalışmada da benzer şekilde, FZ, CXD, PE, EP ve FU ile hazırlanan örneklerde, Pogo ile daha düşük pürüzlülük değerleri elde edildi. CM, CD ve GD ile hazırlanan örneklerde ise Pogo ile daha yüksek pürüzlülük değerleri tespit edildi. Bu bulgu, Pogo'nun rezin kompozit yüzeyinde oluşturduğu etkilerin rezin kompozitin yapısal özelliklerine bağlı olarak değişkenlik gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Alüminyum oksit kaplı disk, Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda en düşük pürüzlülük değerleri bir mikrohibrit rezin kompozit olan PE ile hazırlanan örneklerden elde edildi. Bunu sırasıyla GD, CM, CXD, FZ, CD, EP, TCB, FU ve G ile hazırlanan örnekler izledi. Sof-Lex disklerin hem mikrohibrit hem de nanodolduruculu rezin kompozitlerde doldurucu partikülleri ve rezin matriksi eşit olarak aşındırdığı, bu nedenle de daha düzgün yüzey oluşumunu neden olduğu bildirilmiştir. [212]. Sof-Lex diskler ile ilgili en büyük dezavantaj ise kullanım esnasında oluşan sürtünme ısısının polimer matriksinde mikro çatlaklar oluşturması, dolayısıyla pürüzlü yüzey oluşumuna neden olmasıdır [213].

Alüminyum oksit kaplı disk şeklindeki diğer bir polisaj sistemi olan Super Snap ile elde edilen pürüzlülük değerlerinin ise en düşükten en yükseğe doğru GD, FU, FZ, CXD, CD,

PE, CM, EP, TCB ve G şeklinde bir sıralama oluşturduğu tespit edildi. Super Snap, alüminyum oksit ve silikon karpit kaplı esnek disklerdir. Silikon karpit partiküllerinin boyutu 30 ile 60 μm arasında iken, alüminyum oksit partiküllerinin boyutu 7 ile 20 μm arasında değişmektedir.

Sof-Lex ile Super Snap disklerin pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında, PE haricinde test edilen mikrohibrit rezin kompozitlerde Super Snap ile Sof-Lex'in pürüzlülük değerlerinin birbirine yakın ancak Super Snap ile daha düşük pürüzlülük değerleri elde edildiği görüldü. Super Snap diskler ile düşük pürüzlülük değerleri elde ettiklerini bildiren çalışmaların bulguları ile bu bulgumuz paralellik göstermektedir [159, 210]. Buna Super Snap'in medium diskinde aşındırıcı olarak silikon karpit partiküllerinin kullanılması neden olabilir. Polisaj sistemlerinde kullanılan en sert aşındırıcının elmas partikülleri olduğu, bunu silikon karpit ve daha sonra alüminyum oksit partiküllerinin izlediği bildirilmiştir. Silikon karpit partiküller ile rezin matriks ve doldurucu partiküller aşındırılırken, alüminyum oksit kaplı fine ve süper fine diskler ile rezin kompozit yüzeyinde kumlama etkisi oluşturulduğu ve bunun sayesinde de doldurucu partiküllerin rezin matriksden çıkarılmadan homojen bir şekilde kaldırabildiği bildirilmiştir [214].

Çalışmada tüm polisaj gruplarında test edilen rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin arasında anlamlı farklılıklar olduğu görüldü. Bu rezin kompozitlerin doldurucu partiküllerinin tipi, boyutu, miktarı, rezin matriks içine ilave edilme şekilleri ve monomer tipinin birbirinden farklı olmasından ileri gelebilir.

Çalışmada tüm polisaj gruplarında mikrohibrit rezin kompozit olan G ile en yüksek pürüzlülük değerleri elde edildi. Buna bu rezin kompozitin yapısına ilave edilen pre-polimerize doldurucular (16-17 μm) neden olabilir. Daha büyük partikül boyutuna sahip pre-polimerize doldurucuların, rezin matriksin daha kolay aşınmasına, doldurucu partiküller ile rezin matriksi arasındaki bağlanmanın daha fazla zarar görmesine ve dolayısıyla da daha pürüzlü yüzey oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir [212, 215, 216]. Bu çalışmada, G ile hazırlanan örneklerde en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri Super Snap ile elde edilirken, bunu sırasıyla Clearfil Twist Dia, Pogo, Sof-Lex ve kontrol grubunun izlediği tespit edildi. Test edilen diğer mikrohibrit rezin kompozit, GD ile hazırlanan örneklerde de Super Snap ile en düşük pürüzlülük değerleri elde edildi. Bunu kontrol grubu, Sof-Lex, Clearfil Twist Dia ve Pogo'nun izlediği görüldü. Bu rezin

kompozitin içeriğinde de prepolimerize doldurucular (16 µm) bulunmaktadır. Buna rağmen, GD'nin pürüzlülük değerleri üzerine polisaj sistemlerinin G'den farklı etki göstermesi, bu iki rezin kompozitin doldurucu tiplerinin ve monomer yapılarının farklı olmasıyla izah edilebilir.

Mikrohibrit rezin kompozit, FZ ile hazırlanan örneklerde, yüzey pürüzlülük değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru Pogo, Super Snap, Sof-Lex ve Clearfil Twist Dia sıralandığı görüldü. FZ, silika ve zirkonyum doldurucu partiküllerini içermektedir ve doldurucu oranı test edilen diğer rezin kompozitlere göre oldukça yüksektir. Doldurucu oranı fazla olan rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olduğunu bildiren çalışma bulgularına dayanarak sert elmas partikülleri emdirilmiş Pogo ile bu rezin kompozitte daha düşük pürüzlülük değerleri elde edilmesi şaşırtıcı bir sonuç değildir [217]. Ancak, Clearfil Twist Dia ile FZ'de daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmesi beklemediğimiz bir sonuçtu. Buna Clearfil Twist Dia'nın elmas partiküllerinin boyutunun Pogo'dan büyük olması neden olabilir.

EP ve PE ise çalışmada test edilen diğer mikrohibrit yapıya sahip rezin kompozitlerdir. Aynı firmanın ürettiği bu iki rezin kompozit silika ve zirkonyum doldurucu partiküllerini içermektedir. EP'de bu partiküllerin boyutu 0.1 ile 10 µm arasında iken, PE'de 0.2 µm (yuvarlak şekle sahip) boyutundadır. Diğer bir deyişle, EP'nin doldurucu partikülleri heterojen bir yapı gösterirken, PE homojen bir yapıya sahiptir. Ayrıca, doldurucu partikülleri PE'ye sol gel tekniği ile ilave edilmiştir. Bu iki rezin kompozitin diğer bir farklılığı ise EP'nin patentli bir fotobaşlatıcı sistemini içermesidir. Üretici firma bunun sayesinde EP'nin daha iyi polimerize olduğunu iddia etmektedir. EP ile hazırlanan örneklerde Pogo ile diğer polisaj sistemlerine göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edilirken, bunu Super Snap, Sof-Lex ve Clearfil Twist Dia izledi. PE'de ise pürüzlülük değerlerinin en düşükten en yükseğe doğru sıralaması Sof-Lex, Pogo, Clearfil Twist Dia ve Super Snap şeklinde olduğu görüldü. Aynı doldurucu içermeleri ve doldurucu miktarlarının birbirine yakın olmasına rağmen, polisaj sonrası bu iki rezin kompozitte farklı pürüzlülük değerleri elde edilmesi, doldurucu partiküllerin rezin matrikse ilave edilme şekillerinin ve ayrıca polimerizasyon mekanizmalarının farklı olması ile açıklanabilir.

CXD, nanoseraamik yapıda bir rezin kompozittir. CXD, ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia ile yüksek, Pogo, Super Snap ve Sof-Lex ile birbirine yakın değerde ve daha düşük pürüzlülük değeri elde edildi. Farklı polisaj uygulamalarının nanodoldurucu ve hibrit rezin kompozitlerin üzerine etkilerini inceleyen bir çalışmada, CXD'nin yüzey özelliklerinin alınan SEM görüntülerinde pöröz bir görüntü verdiği, bunun ise tam olarak nedenini belirlenemediği, ancak bu rezin kompozitin sadece kâmpül şeklinde mevcut olmasından dolayı üretime bağılı olarak bu durumun oluştuğı belirtilmiştir [117]. Bu çalışmada CXD ile bazen test edilen mikrohibrit bazen de nanohibrit rezin kompozitlerden daha yüksek pürüzlülük değeri elde edildi. Nanohibrit ve bulk-fil rezin kompozitlerin nanoseraamik rezin kompozitlere göre polisaj sonrası daha düşük yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini bildiren Magdy ve ark.'nın [218] çalışma bulguları bu çalışmanın bulgularıyla örtüşmektedir.

Çalışmada test edilen FU, CM ve CD ise nanohibrit yapıda rezin kompozitlerdir. FU ve CD ile hazırlanan örneklerde Super Snap, CM ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex ile daha düşük pürüzlülük değeri elde edildi. En yüksek pürüzlülük değeri ise FU'da Sof-Lex, CM ve CD'de Pogo ile elde edildi. Test edilen nanohibrit rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne polisaj sistemlerinin farklı etki göstermesi, test edilen rezin kompozitlerin yapısına ilave edilen nanodoldurucu partiküllerin tipi, boyutu ve ilave edilme şekillerinin farklı olmasından ileri gelebilir. Nano boyuttaki partiküller tek tek veya nono kümecikler şeklinde rezin kompozite ilave edilebilirler [169]. Nano kümecikler şeklinde doldurucu partiküllerin ilave edilmesinin doldurucu partiküller arasındaki mesafenin azalmasına, doldurucu miktarının artmasına ve dolayısıyla rezin kompozitin yüzey pürüzlülüğünün azalmasına neden olduğu rapor edilmiştir [219]. Ayrıca, nano kümecikler içeren rezin kompozitlerde polisaj ile nano doldurucu partiküller kolaylıkla uzaklaştırılabilirken, nano kümecikler uzaklaştırılmaz, bunun sonucunda da daha az yüzey defektli ve daha iyi polisajlanmış yüzey elde edilmiş olur [220].

TCB ise nanohibrit yapıda bir bulk-fil rezin kompozittir. TCB ile en düşük pürüzlülük değeri Clearfil Twist Dia ile elde edildi. Bunu sırasıyla Pogo, Sof-Lex ve Super Snap'in izlediği görüldü. Paolone ve ark.'nın [221] farklı bulk-fil rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne tek aşamalı, iki aşamalı ve üç aşamalı polisaj sistemlerinin etkilerini inceledikleri bir çalışmada, bulk-fil rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün klinik olarak kabul edilebilir değerde olduğu ve bu rezin kompozitlerin polisajında çok aşamalı

sistemlerin kullanımının tavsiye edildiği rapor edilmiştir. Her ne kadar çalışmada kullanılan bulk-fil rezin kompozit, çalışmamızda kullanılan bulk-fil rezin kompozitten farklı olsa bile TCB ile hazırlanan örneklerden elde edilen pürüzlülük değerlerinin klinik olarak kabul edilen eşik değerinden (0.2 Ra) düşük olduğu görüldü. Ayrıca bu rezin kompozitin polisajında iki aşamalı Clearfil Twist Dia ve tek aşamalı Pogo kullanımı ile diğer polisaj sistemlerine göre daha düşük Ra değerleri elde edildi. Bu bulgumuz Paolone ve ark.'nın [221] çalışma bulgularıyla ters düşmektedir. Bu da iki çalışmada kullanılan polisaj sistemlerinin farklılığından ileri gelebilir.

In vitro olarak yapılan çalışmalarda ağız ortamını taklit etmek için rezin kompozit örneklerin yaşlandırma testine maruz bırakılmasının rezin matriks ile doldurucu partikülleri arasındaki bağlanmanın bozulmasına ve bunun sonucu doldurucu partiküllerin rezin matriksten koparak yüzeyde mikro çatlakların oluşmasına neden olduğundan daha önce bahsedilmişti [30, 41, 222]. Rezin matriks ile doldurucu partiküller arasındaki bağlanmanın bozulmasının temel iki nedeni bulunmaktadır. Bunlardan biri rezin matriks ile doldurucu partikülleri birbirine bağlayan silan bağlayıcı ajanın hidrolize olması, diğeri ise suyun etkisiyle rezin matriksin yumuşamasıdır. Bu etkilerin oluşmasında rezin kompozitin su emme özelliği önemli rol oynar [223, 224].

Rezin kompozitlerin su Emilimini etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunların başında rezin matriksi oluşturan monomerlerin tipi ve miktarı ile doldurucu partiküllerin tipi, boyutu ve miktarı gelmektedir. Ayrıca reaksiyona girmemiş monomer varlığı ve miktarı, polimerizasyon yöntemi ve polimerizasyon derecesi de su Emilimini etkilemektedir. Bunlara ilaveten, *in vitro* çalışmalarda kullanılan yaşlandırma testine ait özelliklerin (yaşlandırma testinde kullanılan sıvının cinsi, uygulanma süresi, sıcaklığı ve pH'sı gibi) de rezin kompozitlerin su Emilimini etkilediği bildirilmiştir [225].

Bu tez çalışmasında HYY sonrası da test edilen rezin kompozitlerin (PE hariç) yüzey pürüzlülük değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık gösterdiği tespit edildi. En düşük pürüzlülük değerleri FZ, EP ve CM ile hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubunda elde edilirken, G ve CXD ile Clearfil Twist Dia, PE'de Sof-Lex, GD, FU, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi. En yüksek pürüzlülük değerleri ise G, GD ve TCB ile Pogo, FZ, EP, CXD ve FU ile Sof-Lex, PE ile Clearfil Twist Dia, CM ile Super Snap, CD ile kontrol grubundan elde edildi. Polisaj

gruplarının her birinde test edilen rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin HYY sonrasında farklılık göstermesi, çalışmada kullanılan polisaj sistemlerine ait özelliklerin farklı olmasından ileri gelebilir.

Ayrıca, tüm polisaj gruplarında, test edilen rezin kompozitlerin HYY sonrası pürüzlülük değerlerinin de birbirinden farklılık gösterdiği görüldü. Bu bulgunun elde edilmesinin nedeni test edilen rezin kompozitlerin yapısal özelliklerinin farklı olması ile açıklanabilir. Ayrıca HYY testinde rezin kompozit örneklerin sürekli olarak UV ışık, nem ve sıcaklık değişimine maruz kalmasının rezin matriks ile doldurucu partikül arasındaki bağlanmanın bozulmasına ve dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün de artmasına neden olduğunu bildiren çalışmalar elde ettiğimiz bulguları doğrulamaktadır [9, 128].

Çalışmamızda test edilen rezin kompozitlerin en büyük doldurucu partikül boyutuna sahip olanların G, GD ve CD, en küçük doldurucu partikül boyutuna sahip rezin kompozitlerin ise PE ve TCB'dir. Ayrıca, test edilen rezin kompozitlerin doldurucu oranları da farklılık göstermekte olup, en fazla doldurucu partikül içeren rezin kompozitlerin EP, PE ve CD olduğu, en az doldurucu partikül içeren rezin kompozit ise FU'dur. Hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubunda HYY testine maruz bırakıldıktan sonra en düşük pürüzlülük değerleri FZ ile hazırlanan örneklerden elde edildi. Bunu sırasıyla, CM, FU, EP, TCB, PE, G, GD=CD ve CXD'nin izlediği görüldü. Bu da rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünde HYY testine maruz bırakılmanın etkisinin incelendiğinde doldurucu partikül boyutu ve miktarının yanı sıra monomer yapısının da önem gösterdiğini ortaya koymuştur. Nitekim, en düşük pürüzlülük değeri elde ettiğimiz FZ hem nispeten yüksek oranda küçük boyutta doldurucu zirkonyum partikülleri içermektedir. Ayrıca, hidrofilik özelliğe sahip monomerin (TEGDMA) yanı sıra hidrofobik özelliğe sahip monomerler (UDMA, Bis-EMA) içermektedir. En yüksek pürüzlülük gösteren CXD daha küçük boyutta doldurucu partiküller içermesine rağmen, doldurucu partikül oranı daha az ve rezin matriksi hidrofilik monomerlerden (TEGDMA ve BIS-GMA) oluşmaktadır.

HYY öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak incelendiğinde; kontrol grubunda FZ, CM ve TCB haricinde, diğer rezin kompozitlerin HYY öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi. Ayrıca, G ve FZ hariç, diğer rezin kompozitlerde HYY sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde artış olduğu gözlemlendi. Bu bulgumuz HYY testi ile

yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini inceleyen bazı çalışmalarla uyum içinde iken bazı çalışmalarla ters düşmektedir [146, 226].

Clearfil Twist Dia ile polisaj yapılan grupta G, FZ, CXD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında farklılığın olduğu görüldü. HYY sonrası G, FZ, CXD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerleri azalırken, GD, EP, PE, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde artma olduğu görüldü.

Pogo ile polisaj yapılan grupta sadece G ve CM ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılıkların olduğu görüldü. HYY sonrası G, FZ, GD, FU, MC ve CD ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinin azaldığı, EP, PE ve CXD ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinin ise arttığı tespit edildi. TCB ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde ise hiçbir değişiklik olmadığı saptandı.

Sof-Lex ile polisaj yapılan grupta G, GD, EP, PE, CXD ve FU ile hazırlanan örneklerde HYY öncesi ve sonrası farklı pürüzlülük değerleri elde edildi. HYY sonrası test edilen rezin kompozitlerin (G, FU ve TCB hariç) pürüzlülük değerlerinde artma olduğu görüldü.

Süper Snap ile polisaj yapılan grupta ise sadece G, GD ve EP ile hazırlanan örneklerin HYY öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri arasında farklılığın olduğu görüldü. HYY sonrası G, PE, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde düşme gözlenirken, GD, EP, PE, CXD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde yükselme olduğu görüldü. FZ ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde ise HYY sonrası herhangi bir değişikliğin olmadığı görüldü.

Ayrıca, tüm polisaj gruplarında EP ile hazırlanan örneklerin HYY sonrası pürüzlülük değerlerinin yükseldiği, G ile hazırlanan örneklerde ise düştüğü görüldü. EP'nin yüksek oranda zirkonyum/silika doldurucu partiküllerini ve hidrofilik özelliğe sahip TEGDMA monomerini içermesinin yaşlandırma sonrası daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmesine neden olduğu bildirilmiştir [128, 205]. G'nin ise nispeten büyük boyutta pre-polimerize doldurucu partiküller içermesi bu materyalin yüzey pürüzlülüğünün polisajdan daha fazla etkilenmesine, ancak örneklerin HYY testine maruz bırakılması ile yüzey

özelliklerinde pozitif bir iyileşme olduğunu göstermektedir [128]. Büyük olasılıkla bu polisaj sonrasında rezin matriks ve doldurucu partiküllerin farklı aşınması sonucu ortaya çıkan pürüzlü yüzeyde oluşan düzensizlik HYY testinin uygulanmasıyla düzensizliğe neden olan doldurucu partiküllerin yüzeyden kopması sonucu daha düzgün bir yüzey oluşumunun gerçekleştiği kanısındayız. Ancak yüzey özellikleri ile ilgili bir değerlendirme yapılmadığından bu konunun başka çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Çalışmada polisaj sonrası ve HYY sonrası elde edilen tüm renk değişimi değerleri ile yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde; test ettiğimiz rezin kompozitlerin tümünde renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü arasında ilişki olmadığı görüldü. Bu renk değişiminin yüzey pürüzlülüğünden ziyade rezin kompozitin yapısıyla ilişkisi olduğunu bildiren Pinto ve ark.'nın [205] çalışma bulgularıyla uyum içindedir. Ancak HYY sonrası indirekt rezin kompozitlerin renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü arasında ilişki olduğunu bildiren Zanin ve ark.'nın çalışma bulgularıyla çalışmadan elde edilen bulgularımız ters düşmektedir. Bu Zanin ve ark.'nın [227] çalışmalarında kullandıkları rezin kompozitler ile bizim çalışmamızda test edilen rezin kompozitlerin farklı olmasından ileri gelebilir.

Çalışmadan elde edilen tüm bulgular analiz edildiğinde; klinik olarak kabul edilebilir bir rezin kompozit restorasyonun elde edilmesinde rezin kompozitin yanı sıra polisaj sistemlerin seçiminin de önemli olduğu söylenebilir. Ancak bu çalışmanın polisaj öncesi rezin kompozit yüzeyine herhangi bir bitirme uygulamasının yapılmaması, bitirme ve polisaj sistemlerin rezin kompozitlerin yüzey özelliklerine etkisi ile ilgili bir değerlendirme yapılmaması gibi bazı sınırlamaları mevcuttur. Bu nedenle konu ile ilgili başka çalışmaların yapılması gereklidir. Ancak, *in vitro* olarak elde edilen bulgularımızın kullanılan rezin kompozitin özelliklerine uygun polisaj sistemlerini seçme açısından klinisyenlere fayda sağlayacağı kanısındayız.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yapıda rezin kompozitlerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı polisaj sistemlerinin ve HYY testine maruz bırakılmanın etkilerinin *in vitro* olarak incelendiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

6.1. Renk sonuçları

Bu tez çalışmasının çalışma akışı sonucu elde edilen renk değerlerinin formülasyonu sonucunda, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası renk değişimini gösteren ΔE değerleri elde edilmiştir. Bu değerler analiz edildiğinde;

1. Tüm polisaj gruplarında, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin rezin kompozitler arasında farklılık gösterdiği görüldü ($p < 0,05$).

a. Polisaj sonrası, en yüksek ΔE değerleri Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda CXD, diğer polisaj gruplarında ise FU'in kullanıldığı örneklerden elde edildi.

b. HYY sonrası, en yüksek ΔE değerlerinin kontrol grubu ve Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda FU, Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda TCB, Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda FZ'nin, Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise EP'un kullanıldığı örneklerin gösterdiği tespit edildi.

c. Polisaj ile HYY sonrası, Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda CXD, diğer polisaj gruplarında ise FU'in kullanıldığı örneklerde en yüksek ΔE değerleri elde edildi.

2. Polisaj grupları değerlendirildiğinde;

a. Polisaj sonrası, G hariç, rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerlerinin polisaj grupları arasında farklılık gösterdiği tespit edildi. En yüksek ΔE değerleri; G, EP ve CD için Clearfil Twist Dia, CXD ve TCB için Pogo, FZ, GD, PE, FU ve CM için Sof-Lex ile elde edildi. En düşük ΔE değerleri ise FZ, GD, CXD ve TCB için Clearfil Twist Dia, FU için Pogo, G, EP, PE, CM, CD için Super Snap ile elde edildi.

b. HYY sonrası, test edilen tüm rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerlerin polisaj grupları arasında farklılık olduğu görüldü. en yüksek ΔE değerleri TCB hariç, diğer rezin kompozitlerde kontrol grubu, TCB de ise Clearfil Twist Dia ile elde edildi. En düşük ΔE değerleri ise FZ, EP ve FU için Clearfil Twist Dia, PE, CXD, CM ve TCB için Pogo, G ve CD için Sper Snap ile elde edildi.

c. Polisaj sonrası ile HYY sonrası, test edilen rezin kompozitlerden elde edilen ΔE değerleri arasında farklılık olduğu görüldü. En yüksek ΔE değerleri G, EP, PE, CXD, CD için Pogo, FZ, GD, FU ve CM için Sof-Lex, TCB için Clearfil Twist Dia gösterirken, en düşük ΔE değerleri G, FZ, GD, EP, PE ve CXD için Clearfil Twist Dia, CM, CD ve TCB için Super Snap, FU için Pogo gösterdi.

3. Ayrıca, polisaj sonrası, HYY sonrası ve polisaj ile HYY sonrası elde edilen ΔE değerlerinin de rezin kompozit ve kullanılan polisaj sistemine göre farklılık gösterdiği tespit edildi ($p<0,05$).

6.2. Pürüzlülük Sonuçları

1. HYY öncesi;

a. Test edilen rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerlerinin çalışmada kullanılan polisaj sistemlerinden farklı şekilde etkilendiği görüldü. Diğer bir deyişle, polisaj gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılığın olduğu saptandı ($p<0.05$).

b. G ve GD'nin haricinde, diğer rezin kompozitlerde en düşük pürüzlülük değerleri hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubundan elde edildi. G ve GD ile hazırlanan örneklerde ise en düşük pürüzlülük değerleri Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi.

c. En yüksek pürüzlülük değerleri G ile hazırlanan örneklerde hiç polisaj uygulaması yapılmayan kontrol grubunda, GD ve CM ile hazırlanan örneklerde Pogo, CXD, FZ ve EP ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, FU ve CD'ın kullanıldığı örneklerde Sof-Lex, PE ve TCB'nin kullanıldığı örneklerde Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi.

d. Her bir polisaj grubunda, rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerleri arasında da anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

e. Tüm polisaj gruplarında en yüksek pürüzlülük değerleri G ile hazırlanan örneklerden elde edildi.

f. Kontrol grubunda, en düşük pürüzlülük değerleri FU ile hazırlanan örneklerden, Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda TCB, Pogo ve Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda PE, Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise GD'dan elde edildiği görüldü.

2. HYY sonrası,

a. PE haricinde, diğer rezin kompozitlerde polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

b. FZ, EP ve CM ile en düşük pürüzlülük değerleri hiç polisaj uygulanmayan kontrol grubunda elde edilirken, G ve CXD ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, PE'de Sof-Lex, GD, FU, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubundan elde edildi.

c. En yüksek pürüzlülük değerleri ise G, GD ve TCB ile hazırlanan örneklerde Pogo, FZ, EP, CXD, FU ile hazırlanan örneklerde Sof-Lex, PE ile hazırlanan örneklerde Clearfil Twist Dia, CM ile hazırlanan örneklerde Super Snap, CD'nın kullanıldığı örneklerde kontrol grubunda gözlemlendi.

d. Tüm polisaj gruplarında, rezin kompozitlerden elde edilen pürüzlülük değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

e. Resin kompozitlerin pürüzlülük değerlerinin en düşüğe en yükseğe doğru sıralamasının; kontrol grubunda FZ, CM, FU, EP, TCB, PE, G, GD = CD ve CXD; Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda, CM, G, FU, CXD, TCB, FZ, CD, PE, EP ve GD; Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda FZ, FU, CM, PE, EP, CD, CXD, TCB, G ve GD; Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda PE, CM = GD, TCB, FZ, CD, G, CXD, EP

ve FU; Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise FU= TCB, G, CD, FZ, GD, PE, EP, CXD ve CM şeklinde olduğu tespit edildi.

3. HYY öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; kontrol grubunda G ve FZ hariç, diğer test edilen rezin kompozitlerde arttığı görüldü. Clearfil Twist Dia'nın kullanıldığı polisaj grubunda G, FZ, CXD, FU ve CM ile hazırlanan örneklerde HYY sonrası pürüzlülük değerlerinin düştüğü, diğer rezin kompozitlerde ise arttığı gözlemlendi. Pogo'nun kullanıldığı polisaj grubunda G, GD, FU, CM, CD ile hazırlanan örneklerde HYY sonrası pürüzlülük değerlerinin düştüğü, diğer rezin kompozitlerde ise arttığı, TCB ile hazırlanan örneklerin ise HYY öncesi ve sonrası pürüzlülük değerlerinin değişmediği saptandı. Sof-Lex'in kullanıldığı polisaj grubunda G, FU ve TCB ile hazırlanan örneklerde HYY sonrası pürüzlülük değerlerinin düştüğü, diğer rezin kompozitlerde ise arttığı tespit edildi. Super Snap'in kullanıldığı polisaj grubunda ise G, CD ve TCB ile hazırlanan örneklerin pürüzlülük değerlerinde HYY sonrası düşüş, diğer rezin kompozitlerde ise artış görüldüğü tespit edildi.

KAYNAKLAR

1. Genç, G., Toz, T. (2014). Ön Dişlerin Direkt Restorasyonlarında Uygulanan Kompozit Rezinlerin Renk Stabiliteleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 14(2), 7-19.
2. Sarrett, D. C., Brooks, C. N., Rose, J. T. (2006). Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137(1), 71-80.
3. Sakaguchi, R. L., Peters, M., Nelson, S. R., Douglas, W. H., Poort, H. W. (1992). Effects of polymerization contraction in composite restorations. *Journal of Dentistry*, 20(3), 178-182.
4. Kumar, M. S., Ajay, R., Sahib, S. A. M., Chittrarasu, M., Navarasu, M., Ragavendran, N., Mohammed, O. F. B. (2017). Color stability assessment of two different composite resins with variable immersion time using various beverages: An in vitro study. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 9(Suppl 1), S161.
5. Türkün, L. S. (2004). Effect of re-use of a disposable micro-polisher on the surface of a microhybrid resin composite. *American Journal of Dentistry*, 17(4), 279-282.
6. García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., Galve, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2), E215-220.
7. Senawongse, P., Pongprueksa, P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 265-273.
8. Janda, R., Roulet, J., Kaminsky, M., Steffin, G., Latta, M. (2004). Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *European Journal of Oral Sciences*, 112(3), 280-285.
9. Vichi, A., Ferrari, M., Davidson, C. L. (2004). Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dental Materials*, 20(6), 530-534.
10. Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., Ambrosano, G. M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19(1), 12-18.
11. Patel, S. B., Gordan, V. V., Barrett, A. A., Shen, C. (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 587-594.
12. Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., Fusayama, T. (1984). Relation of finish to discoloration of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(6), 811-814.

26. Turssi, C. P., Ferracane, J. L., Vogel, K. (2005). Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials*, 26(24), 4932-4937.
27. Randolph, L. D., Palin, W. M., Leloup, G., Leprince, J. G. (2016). Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials*, 32(12), 1586-1599.
28. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.
29. Koizuka, M., Komine, F., Blatz, M. B., Fushiki, R., Taguchi, K., Matsumura, H. (2013). The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva-colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clinical Oral Implants Research*, 24(9), 977-984.
30. Söderholm, K.-J., Mariotti, A. (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-209.
31. Gajewski, V. E. S., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R. G., Boaro, L. C. C., Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian Dental Journal*, 23(5), 508-514.
32. Ellakwa, A., Cho, N., Lee, I. B. (2007). The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dental Materials*, 23(10), 1229-1235.
33. de Godoy Fróes-Salgado, N. R., Gajewski, V., Ornaghi, B. P., Pfeifer, C. S. C., Meier, M. M., Xavier, T. A., Braga, R. R. (2015). Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*, 103(2), 160-168.
34. Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
35. Dogon, I. L. (1990). Present and future value of dental composite materials and sealants. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*, 6(3), 369-377.
36. Anusavice, K. J. (2003). Finishing and polishing materials. *Phillips' Science of Dental Materials*, 351-377.
37. Dayangaç, G. B. (2000). Kompozit rezinler. Kompozit Rezin Restorasyonlar. (Dayangaç GB, ed), 1, 1-20.
38. Cengiz, S., Sarac, S., Oezcan, M. (2014). Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dental Materials Journal*, 33(3), 343-348.

39. Bahşı, E. (2015). Endodontik tedavi yapılmış dişlerde kor materyallerinin kırılma dirençlerinin incelenmesi. (*Doctoral dissertation, Doktora tezi Kocaeli Üniversitesi*).
40. Roberson, T., Heymann, H. O., Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences. 497-521.
41. Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
42. Ikejima, I., Nomoto, R., & McCabe, J. F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206-211.
43. Nihei, T. (2016). Dental applications for silane coupling agents. *Journal of Oral Science*, 58(2), 151-155.
44. Wilson, K. S., Zhang, K., Antonucci, J. M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095-5103.
45. Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.
46. Kwon, T., Bagheri, R., Kim, Y. K., Kim, K., Burrow, M. F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(1), 3-16.
47. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24(9), 641-658.
48. Klapdohr, S., Moszner, N. (2005). New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte Für Chemie/Chemical Monthly*, 136(1), 21-45.
49. Oduncu, B. S. (2009). Farklı dolgular kullanılarak hazırlanmış dental kompozitlerin ışık ile sertleştirilmesi sırasındaki polimerizasyon büzülmesinin incelenmesi. *Yıldız Teknik Üniversitesi, FBE Biyomühendislik Anabilim Dalı (Yüksek Lisans Tezi), İstanbul*.
50. Lutz, F., Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480-488.
51. Burgess, J. O., Walker, R., Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-479.
52. Sturdevant, C. M. (1995). *The art and science of operative dentistry*. Mosby Elsevier Health Science. St Louis.
53. Swift Jr, E. J., Swift Jr, E. J. (2005). Nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(1), 3-4.

54. Stefanski, S., van Dijken, J. W. V. (2012). Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 147-153.
55. 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.
56. Demirci, M., Tuncer, S., Öztaş, E., Tekçe, N., Uysal, Ö. (2015). A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clinical Oral Investigations*, 19(9), 2187-2199.
57. Heymann, H. O., Sturdevant, J. R., Bayne, S., Wilder, A. D., Sluder, T. B., Brunson, W. D. (1991). Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *The Journal of the American Dental Association*, 122(5), 41-47.
58. Olmez, A., Oztas, N., Bodur, H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *Operative Dentistry*, 29(6), 713-719.
59. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J., Vreven, J., Lambrechts, P., Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090-1101.
60. Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift Jr, E. J., Stamatiades, P., Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-577.
61. Manhart, J, Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40.
62. Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., Curtis, J. W., Davis, H. C., Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., Davis, H. C. (1994). A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *International Journal of Prosthodontics*, 7(2), 159-166
63. Musa, A. H. Al, Nahedh, H. N. A. Al. (2014). Incremental layer shear bond strength of low-shrinkage resin composites under different bonding conditions. *Operative Dentistry*, 39(6), 603-611.
64. Ferracane, J. L., Mitchem, J. C. (2003). Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *American Journal of Dentistry*, 16(4), 239-243.
65. Yap, A. U., Lim, L. Y., Yang, T. Y., Ali, A., Chung, S. M. (2005). Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Operative Dentistry*, 30(1), 129-133.
66. Ilie, N, Bucuta, S., Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-625.

67. Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K., Pallesen, U. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190-200.
68. Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. Compendium of Continuing Education in Dentistry. (Jamesburg, NJ: 1995). *Supplement*, (25), S4-15.
69. Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., Neiva, G. F. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448.
70. Corral-Núñez, C., Vildósola-Grez, P., Bersezio-Miranda, C., Campos, A.-D., Fernández Godoy, E. (2015). State of the art of bulk-fill resin-based composites: a review. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 27(1), 177-196.
71. Zorzin, J., Maier, E., Harre, S., Fey, T., Belli, R., Lohbauer, U., Taschner, M. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 31(3), 293-301.
72. Burgess, J., Cakir, D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31, 10-15.
73. Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344.
74. Saraç, D., Saraç, Y. Ş., Külünk, T., Külünk, Ş., Ural, Ç. (2006). Kompozitlerin renk stabilitelere ışık kaynaklarının etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.(Clinical Dentistry and Research)*, 30(2), 77-82.
75. Kıvrak, T. Ç., Gökay, O. (n.d.). (2018). Kompozit rezinlerin renk stabilitesine etki eden faktörler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45(2) 105-114,
76. 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.
77. Choi, J.-W., Lee, M.-J., Oh, S.-H., Kim, K.-M. (2019). Changes in the physical properties and color stability of aesthetic restorative materials caused by various beverages. *Dental Materials Journal*, 38(1), 33-40.
78. Vogel, R. I. (1975). Intrinsic and extrinsic discoloration of the dentition.(A literature review). *Journal of Oral Medicine*, 30(4), 99-104.
79. Eriksen, H. M., Nordbø, H. (1978). Extrinsic discoloration of teeth. *Journal of clinical periodontology*, 5(4), 229-236.

80. Al-Samadani, K. H. (2013). Color stability of restorative materials in response to Arabic coffee, Turkish coffee and Nescafe. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(4), 681-690.
81. Yap, A. U. J., Yap, S. H., Teo, C. K., Ng, J. J. (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Operative Dentistry-University Of Washington*, 29, 275-279.
82. Bagheri, R., Burrow, M. F., 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.
83. Mundim, F. M., Garcia, L. da F. R., Pires-de-Souza, F. de C. P. (2010). Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 249-254.
84. Kim, K., Son, K. M., Kwon, J. H., Lim, B.-S., Yang, H.-C. (2013). The effects of restorative composite resins on the cytotoxicity of dentine bonding agents. *Dental Materials Journal*, 32(5), 709-717.
85. Brackett, M. G., Brackett, W. W., Browning, W. D., Rueggeberg, F. A. (2007). The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. *Operative Dentistry*, 32(5), 443-450.
86. Boaro, L. C. C., Gonçalves, F., Guimarães, T. C., Ferracane, J. L., Versluis, A., & Braga, R. R. (2010). Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26(12), 1144-1150.
87. Keyf, F., Uzun, G., Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
88. Paravina, R D, & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. *St. Louis, Missouri. Mosby Inc.*, (Vol. 1), p165-174.
89. Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 23(4), 709-739.
90. Sproull, R. C. (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 453-457.
91. Brewer, J. D., Wee, A., Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
92. Chu, S. J., Devigus, A., Mieleszko, A. J. (2004). Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. Illinois: *Quintessence Publishing Company*. (2).
93. Bayındır, F., AG, W. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 40-46.
94. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12.

95. Dennison, J. B., Powers, J. M., Koran, A. (1978). Color of dental restorative resins. *Journal of Dental Research*, 57(4), 557-562.
96. Altunsoy, S. (2001). Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi (*Doctoral dissertation, Doktora tezi Ankara*).
97. O'Brien, W. J., Boenke, K. M., Groh, C. L. (1991). Coverage errors of two shade guides. *International Journal of Prosthodontics*, 4(1) 45-50.
98. Russell, M. D., Gulfranz, M., Moss, B. W. (2000). In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(9), 786-792.
99. Saraç, D., Saraç, Ş., Yüzbaşıoğlu, E. (2005). Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 77-82.
100. Heydecke, G., Zhang, F., Razzoog, M. E. (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 551-557.
101. Buyukyilmaz, S., Ruyter, I. (1994). Color Stability of Denture Base Polymers. *International Journal of Prosthodontics*, 7(4) 370-382.
102. Kurt, M., Turhan Bal, B., Bal, C. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 22(2) 130-146.
103. Sato, R. R., Shiraishi, A., Ishibashi, K. (1994). Using a computer color-matching system. A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. *International Journal of Prosthodontics*, 7, 50-58.
104. Johnston, W M, Kao, E. C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68(5), 819-822.
105. Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
106. Johnston, William M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37, e2-e6.
107. Lehmann, K. M., Igiel, C., Schmidtman, I., Scheller, H. (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *Journal of Dentistry*, 38, e65-e70.
108. Gürdal, I. (2017). Rezin simanların güncel estetik restoratif cadcam materyallerinin rengi üzerine etkisi. (*Doctoral dissertation*) *Bezmialem Vakıf University*.
109. Schemehorn, B., González-Cabezas, C., Joiner, A. (2004). A SEM evaluation of a 6% hydrogen peroxide tooth whitening gel on dental materials in vitro. *Journal of Dentistry*, 32, 35-39.

110. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
111. Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 24(3), 222-231.
112. Stephen, J. C., Alessandro, D., Adam, M. (2004). Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. *Chicago: Quintessence*, 28-30.
113. Corciolani, G. (2009). A study of dental color matching, color selection and color reproduction. (A Phd thesis, *Biotechnologies: section of biomaterials*) University of Sienna.
114. Freedman, G. A. (2011). *Contemporary esthetic dentistry*. Elsevier Health Sciences. 162-169.
115. Zenthöfer, A., Cabrera, T., Corcodel, N., Rammelsberg, P., Hassel, A. J. (2014). Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 18(5), 1473-1479.
116. Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77-82.
117. Jung, M., Eichelberger, K., Klimek, J. (2007). Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Operative Dentistry*, 32(4), 347-355.
118. Ölmez, A., Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-122.
119. Jones, C S, Billington, R. W., Pearson, G. J. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42-45.
120. Biçer, C. Ö., Attar, N., Korkmaz, Y. (2011). Farklı polisaj tekniklerinin estetik kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkileri. *European Annals of Dental Sciences*, 38, 71-76.
121. Jones, Colin S, Billington, R. W., Pearson, G. J. (2006). Interoperator variability during polishing. *Quintessence International-English Edition*, 37(3), 183-190.
122. Sarac, 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.
123. Turkun, L. S., Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry*, 29(2), 203-211.
124. Anusavice, K. J., Shen, C., Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials* (12. Edition). Elsevier Health Sciences. 275-307.

125. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.
126. Saraç, D., Saraç, Ş., Külünk, Ş., Kural, Ç., Külünk, T. (2006). Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 169-175.
127. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.
128. Da Costa, J. B., Goncalves, F., Ferracane, J. L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Operative Dentistry*, 36(2), 205-212.
129. Bayne, S. C. (2005). Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of Dental Education*, 69(5), 571-585.
130. Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47(1), 21-25.
131. Zimmerli, B., Lussi, A., Flury, S. (2011). Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Operative Dentistry*, 36(1), 52-59.
132. Jung, M., Hornung, K., Klimek, J. (2005). Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Operative Dentistry*, 30(2), 139-146.
133. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
134. Chiang, Y.-C., Lai, E. H.-H., Kunzelmann, K.-H. (2016). Polishing mechanism of light-initiated dental composite: Geometric optics approach. *Journal of the Formosan Medical Association*, 115(12), 1053-1060.
135. Takahashi, R., Jin, J., Nikaido, T., Tagami, J., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H. (2013). Surface characterization of current composites after toothbrush abrasion. *Dental Materials Journal*, 32(1), 75-82.
136. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., Wilson, N. H. F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427.
137. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D., Plietsch, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics*, 20(1), 79-92.

138. Oskoe, S. K., Drummond, J. L., Rockne, K. J. (2019). The effect of esterase enzyme on aging dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(6), 2178-2184.
139. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
140. Hampe, R., Lümekemann, N., Sener, B., Stawarczyk, B. (2018). The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 86, 191-198.
141. Loomans, B. A. C., Mesko, M. E., Moraes, R. R., Ruben, J., Bronkhorst, E. M., Pereira-Cenci, T., Huysmans, M. (2017). Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *Journal of Dentistry*, 59, 18-25.
142. Montagner, A. F., Opdam, N. J., De Munck, J., Cenci, M. S., Van Meerbeek, B., Huysmans, M.-C. D. (2017). Bonding Efficacy and Fracture Pattern of Adhesives Submitted to Mechanical Aging with the Rub&Roll Device. *Journal Adhesive Dentistry*, 19(1), 59-68.
143. Özcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A. P., Bottino, M. A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*, 23(10), 1276-1282.
144. Deng, D., Yang, H., Guo, J., Chen, X., Zhang, W., Huang, C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1577-1585.
145. De Oliveira, D. C. R. S., Ayres, A. P. A., Rocha, M. G., Giannini, M., Puppini Rontani, R. M., Ferracane, J. L., Sinhoreti, M. A. C. (2015). Effect of Different In Vitro Aging Methods on Color Stability of a Dental Resin-Based Composite Using CIELAB and CIEDE 2000 Color-Difference Formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 322-330.
146. Powers, J. M., Dennison, J. B., Koran, A. (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of Dental Research*, 57(11–12), 964-970.
147. Turgut, S., Bağış, B., Bağış, Y. H., Korkmaz, F. M., Tüzüner, T., Baygın, Ö. (2011). Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi. *European Annals of Dental Sciences*, 38, 15-21.
148. Lee, I., Chang, J., Ferracane, J. (2008). Slumping resistance and viscoelasticity prior to setting of dental composites. *Dental Materials*, 24(12), 1586-1593.
149. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J., Vreven, J., Lambrechts, P., Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1090-1101.

150. Barakah, H. M., Taher, N. M. (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 625-631.
151. Reis, A. F., Giannini, M., Lovadino, J. R., Ambrosano, G. M. (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19(1), 12-18.
152. Rimondini, L., Farè, S., Brambilla, E., Felloni, A., Consonni, C., Brossa, F., Carrassi, A. (1997). The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *Journal of periodontology*, 68(6), 556-562.
153. Marghalani, H. Y. (2010). Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *Journal of Applied Oral Science*, 18(1), 59-67.
154. Roeder, L. B., Tate, W. H., Powers, J. M. (2000). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Operative Dentistry*, 25(6), 534-543.
155. Uctasli, M. B., Arisu, H. D., Omurlu, H., Eliguzeloglu, E., Ozcan, S., Ergun, G. (2007). The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *Journal Contemp Dental Practic*, 8(2), 89-96.
156. O'Brien, W J W F F L S, Johnston, W. M., Fanian, F., Lambert, S. (1984). The surface roughness and gloss of composites. *Journal of Dental Research*, 63(5), 685-688.
157. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane tıp dergisi*, 47(1), 77-82.
158. Lopes, G. C., Vieira, L. C. C., Araujo, E. (2004). Direct composite resin restorations: a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(1), 19-31.
159. Yadav, R. D., Raisingani, D., Jindal, D., Mathur, R. (2016). A comparative analysis of different finishing and polishing devices on nanofilled, microfilled, and hybrid composite: a scanning electron microscopy and profilometric study. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 9(3), 201-208.
160. Nair, V. S., Sainudeen, S., Padmanabhan, P., Vijayashankar, L. V., Sujathan, U., Pillai, R. (2016). Three-dimensional evaluation of surface roughness of resin composites after finishing and polishing. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 19(1), 91-95.
161. Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N. U. R. A. Y., Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative dentistry*, 33(1), 44-50.
162. Mei, L., Busscher, H. J., van der Mei, H. C., Ren, Y. (2011). Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dental Materials*, 27(8), 770-778.

163. Lee, Y. K., Lim, B. S., Kim, C. W. (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 63(5), 657-663.
164. Kaizer, M. R., de Oliveira-Ogliari, A., Cenci, M. S., Opdam, N. J. M., 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.
165. Barakat, O., Abbas, M. (2019). Effect of different finishing and polishing systems on surface roughness and color changes of resin composites: An in vitro study. *Egyptian Dental Journal*, 65(1-January (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)), 657-666.
166. Korkut, B. (2021). Cila Sistemlerinin Mikrohibrit ve Nanohibrit Rezin Kompozitlerin Renklenmesi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 27(3), 451-461.
167. Gaintantzopoulou, M., Kakaboura, A., Vougiouklakis, G. (2005). Colour stability of tooth-coloured restorative materials. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 13(2), 51-56.
168. Aytac, F., Karaarslan, E. S., Agaccioglu, M., Tastan, E., Buldur, M., Kuyucu, E. (2016). Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(4), 247-261.
169. Ehrmann, E., Medioni, E., Brulat-Bouchard, N. (2019). Finishing and polishing effects of multiblade burs on the surface texture of 5 resin composites: microhardness and roughness testing. *Restorative dentistry & endodontics*, 44(1), 1-12.
170. Kılıç, V., Gök, A. (2021). Effect of different polishing systems on the surface roughness of various bulk-fill and nano-filled resin-based composites: An atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. *Microscopy Research and Technique*, 84(9), 2058-2067.
171. Gömleksiz, S., Gömleksiz, O. (2022). The effect of contemporary finishing and polishing systems on the surface roughness of bulk fill resin composite and nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
172. 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.
173. Barbosa, S. H., Zanata, R. L., Navarro, M. F. D. L., Nunes, O. B. (2005). Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Brazilian Dental Journal*, 16(1), 39-44.

174. Lee, Y.-K., Lu, H., Oguri, M., Powers, J. M. (2005). Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 370-376.
175. Bagis, B., Tüzüner, T., Turgut, S., Korkmaz, F. M., Baygın, Ö., Bağış, Y. H. (2014). Effects of protective resin coating on the surface roughness and color stability of resin-based restorative materials. *The Scientific World Journal*, 2014, 1-7.
176. Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C., Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry*, 39, e30-e36.
177. Douglas, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 166-170.
178. Temizci, T. (2019). Farklı Yaşlandırma Tekniklerinin Farklı Kalınlıktaki Tam Seramik Materyallerin Renk Değişimi Üzerine Etkisinin İncelenmesi (*Doctoral dissertation, Necmettin Erbakan University (Turkey)*).
179. Venz, S., Antonucci, J. M. (1987, March). Effect of photoaccelerators on curing and discoloration of composites. *Journal Of Dental Research* 66, 246-246.
180. Arocha, M. A., Mayoral, J. R., Lefever, D., Mercade, M., Basilio, J., Roig, M. (2013). Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1481-1487.
181. Maalhagh-Fard, A., Wagner, W. C., Pink, F. E., Neme, A. M. (2003). Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Operative Dentistry*, 28(6), 734-739.
182. Gönülol, N., Yılmaz, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of Dentistry*, 40, e64-e70.
183. Lasserre, J.-F., Pop-Ciutrla, I.-S., Colosi, H.-A. (2011). A comparison between a new visual method of colour matching by intraoral camera and conventional visual and spectrometric methods. *Journal of Dentistry*, 39, e29-e36.
184. da Rosa Kaizer, M., Diesel, P. G., Mallmann, A., Jacques, L. B. (2012). Ageing of silorane-based and methacrylate-based composite resins: effects on translucency. *Journal of Dentistry*, 40, e64-e71.
185. Rosentritt, M., Esch, J., Behr, M., Leibrock, A., Handel, G. (1998). In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures. *Quintessence International-English Edition*, 29, 517-522.
186. Park, H.-J., Son, S.-A., Hur, B., Kim, H.-C., Kwon, Y.-H., Park, J.-K. (2011). Effect of the difference in spectral outputs of the single and dual-peak LEDs on the microhardness and the color stability of resin composites. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 36(2), 108-113.

187. Sarafianou, A., Iosifidou, S., Papadopoulos, T., Eliades, G. (2007). Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Operative Dentistry*, 32(4), 406-411.
188. Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., Meyer, J.-M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental Materials*, 10(6), 353-362.
189. Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*, 27(4), 279-283.
190. Roselino, L. de M. R., Cruvinel, D. R., Chinelatti, M. A., Pires-de, F. de C. P. (2013). Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. *Journal of Dentistry*, 41, e54-e61.
191. Ghavam, M., Amani-Tehran, M., Saffarpour, M. (2010). Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative Dentistry*, 35(6), 605-609.
192. Faltermeier, A., Behr, M., Müßig, D. (2007). Esthetic brackets: the influence of filler level on color stability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(1), 5-e13.
193. Powers, J M, Fan, P. L. (1980). Erosion of composite resins. *Journal of Dental Research*, 59(5), 815-819.
194. Barghi, N., Lind, S. D. (2000). A guide to polishing direct composite resin restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 21(2), 138-142.
195. 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.
196. Moharamzadeh, K., Van Noort, R., Brook, I. M., Scutt, A. M. (2007). HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 133-137.
197. Shortall, A. C., Palin, W. M., Burtscher, P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of Dental Research*, 87(1), 84-88.
198. Iazzetti, G., Burgess, J. O., Gardiner, D., Ripps, A. (2000). Color stability of fluoride-containing restorative materials. *Operative Dentistry*, 25(6), 520-525.
199. Khokhar, Z. A., Razzoog, M. E., Yaman, P. (1991). Color stability of restorative resins. *Quintessence International*, 22(9), 733-737.
200. Khan, Z., Von Fraunhofer, J. A., Razavi, R. (1987). The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(3), 384-386.

201. Arima, T., Hamada, T., McCabe, J. F. (1995). The effects of cross-linking agents on some properties of HEMA-based resins. *Journal of Dental Research*, 74(9), 1597-1601.
202. Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., Meyer, J.-M. (1994). Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental Materials*, 10(6), 353-362.
203. Samra, A. P. B., Pereira, S. K., Delgado, L. C., Borges, C. P. (2008). Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian Oral Research*, 22(3), 205-210.
204. Yikilgan, İ., Akgul, S., Hazar, A., Kedicli Alp, C., Baglar, S., Bala, O. (2019). The Effects of Fresh Detox Juices on Color Stability and Roughness of Resin-Based Composites. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e82-e88.
205. Inokoshi, S., Burrow, M. F., Kataumi, M., Yamada, T., Takatsu, T. (1996). Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Operative Dentistry*, 21, 73-80.
206. dos Santos Pinto, G. D. C., Dias, K. C., Cruvinel, D. R., Garcia, L. da F. R., Consani, S., Pires-De, F. de C. P. (2013). Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian Journal of Dental Research*, 24(3), 363-368.
207. Kawaguchi, M., Fukushima, T., Miyazaki, K. (1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *Journal of Dental Research*, 73(2), 516-521.
208. Antonson, S. A., Yazici, A. R., Kilinc, E., Antonson, D. E., Hardigan, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39, e9-e17.
209. Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., Ozsoy, A., Topcu, F. T. (2013). Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 160-169.
210. Soliman, H. A., Elkholy, N. R., Hamama, H. H., El-Sharkawy, F. M., Mahmoud, S. H., Comisi, J. C. (2021). Effect of different polishing systems on the surface roughness and gloss of novel nanohybrid resin composites. *European Journal of Dentistry*, 15(02), 259-265.
211. Ergücü, Z., Türkün, L. S. (2007). Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Operative Dentistry*, 32(2), 185-192.
212. Venturini, D., Cenci, M. S., Demarco, F. F., Camacho, G. B., Powers, J. M. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative Dentistry*, 31(1), 11-17.
213. Marigo, L., Rizzi, M., La Torre, G., Rumi, G. (2001). 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Operative Dentistry*, 26(6), 562-568.

214. Setcos, J. C., Tarim, B., Suzuki, S. (1999). Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence International*, 30(3), 169-173.
215. Paravina, R. D., Roeder, L., Lu, H., Vogel, K., Powers, J. M. (2004). Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *American Journal of Dentistry*, 17(4), 262-266.
216. Özgünaltay, G., Yazici, A. R., Görücü, J. (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 218-224.
217. Borges, A. B., Marsilio, A. L., Pagani, C., Rodrigues, J. R. (2004). Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(1), 42-47.
218. Magdy, N. M., Kola, M. Z., Alqahtani, H. H., Alqahtani, M. D., Alghmlas, A. S. (2017). Evaluation of surface roughness of different direct resin-based composites. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 7(3), 104-109.
219. Cangül, S., Adıgüzel, Ö., Tekin, S., Öztekin, F., Satici, Ö. (2020). pH değerleri farklı kahve türlerinde bekletilen kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 252-258.
220. Oglakci, B., Kucukyildirim, B. O., Özdoğan, Z. C., Eliguzeloglu Dalkilic, E. (2021). The Effect of Different Polishing Systems on the Surface Roughness of Nanocomposites: Contact Profilometry and SEM Analyses. *Operative Dentistry*, 46(2), 173-187.
221. Paolone, G., Moratti, E., Goracci, C., Gherlone, E., Vichi, A. (2020). Effect of finishing systems on surface roughness and gloss of full-body bulk-fill resin composites. *Materials*, 13(24), 1-9.
222. Elwardani, G., Sharaf, A. A., Mahmoud, A. (2019). Evaluation of colour change and surface roughness of two resin-based composites when exposed to beverages commonly used by children: an in-vitro study. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 20(3), 267-276.
223. Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Fuentes, V., Prati, C., García-Godoy, F. (2003). Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *Journal of Dentistry*, 31(1), 43-50.
224. Biazuz, J., Zardo, P., Rodrigues-Junior, S. A. (2015). Water sorption, solubility and surface roughness of resin surface sealants. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 14, 27-30.
225. Castro, F. L. A. de, Campos, B. B., Bruno, K. F., Reges, R. V. (2013). Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 157-162.

226. Catelan, A., Briso, A. L. F., Sundfeld, R. H., Dos Santos, P. H. (2010). Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 324-330.
227. Zanin, F. R., da Fonseca Roberti Garcia, L., Casemiro, L. A., de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, F. (2008). Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(1), 10-14.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler:

Soyadı, adı : AISA, Amira M.
 Uyuğu : LİBYA
 Medeni hali : Evli



Öğrenim Bilgisi:

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	EL Mergib Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi - LİBYA	2011
Lise	Fatat Al tahadi Okulu, Zliten - LİBYA	2005

Yabancı Dil

İngilizce

Görev ve Deneyim:

Alasmarya Üniversitesi (Zliten – LİBYA) 2012 – Devam ediyor

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler:

Restoratif Diş Hekimliği Derneği

Katıldığı kongreler:

3. Uluslararası Sempozyum 'Çürümeden Korumak', Online, 2020

Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Derneği Kongresi, İstanbul-Türkiye, 2019

Yayınlar:

Aisa A, Bala O. (2022). Farklı Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Farklı Polisaj Sistemlerinin Etkisi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi (kabul edildi).

Aisa A, Hwidi M, Bala O. (2019). Rezin Kompozit Kullanılarak Mine Hipoplazisinin Estetik Rehabilitasyonu. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Derneği Kongresi, İstanbul - Türkiye (Özet Bildiri/Poster)

Hwidi M, Aisa A, Üçtaşlı M.B. (2019). İki Farklı Yapıda Diş Renginde CAD/CAM Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüğü. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Derneği Kongresi, İstanbul - Türkiye (Özet Bildiri /Sözlü Sunum)



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...