

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HIZLANDIRILMIŞ YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN İKİ
FARKLI POLİSAJ TEKNİĞİ UYGULANAN KOMPOZİT
MATERYALLERDE RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

MUHAMMET FİDAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ

KONYA, 2021

İÇ KAPAK SAYFASI

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**HIZLANDIRILMIŞ YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN İKİ
FARKLI POLİSAJ TEKNİĞİ UYGULANAN KOMPOZİT
MATERYALLERDE RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

MUHAMMET FİDAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **201924001** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA, 2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **MUHAMMET FİDAN**'nın “**Hızlandırılmış Yaşlandırma İşleminin İki Farklı Polisaj Tekniği Uygulanan Kompozit Materyallerde Renk Stabilitesi ve Yüzey Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi**” başlıklı tezi tarafımdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya, TÜRKİYE / 01.06.2021

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Dekanlığı tarafından tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

İmzası

TEZ BEYAN SAYFASI

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih: 01.06.2021

Adı Soyadı: Muhammet FİDAN

İmzası:

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi birikimi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, anlayışı ve samimiyetiyle her zaman yanımda olan değerli danışman hocam **Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ**'ye,

Lisans eğitimimden itibaren akademisyenliğine, kişiliğine ve çalışkanlığına saygı duyduğum kıymetli hocam Sayın **Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ**'ye,

Uzmanlık eğitimim ve tez sürem boyunca destek ve yardımlarını her zaman gösteren ve her zaman anlayışla yaklaşan değerli hocalarım **Doç. Dr. Said KARABEKİROĞLU**'na, **Doç. Dr. Makbule Tuğba TUNÇDEMİR**'e ve **Dr. Öğr. Üyesi Hakan Yasin GÖNDER**'e,

Özellikle tez yazım süresince destek ve yardımlarını eksik etmeyen araştırma görevlisi arkadaşlarım **Dt. Meltem BATTAL**, **Dt. Nurcihan YEŞİLIRMAK**, **Dt. Ceyda ÖZ** ve **Dt. İrem ELMACI**'ya,

Tezimin uygulama sürecinde emeği geçen ve desteğini gördüğüm **İrfan Akgül** hocama, **Necmettin Erbakan Üniversitesi BİTAM** birimine ve çalışmaya maddi destek sağlayan **Necmettin Erbakan Üniversitesi BAP Birimi**'ne,

Tüm hayatım boyunca her zaman her türlü desteği veren, ihtiyacım olduğu her zaman maddi manevi hiçbir yardımı benden esirgemeyen, canım babam **İsmail FİDAN**'a ve canım annem **Ayşe FİDAN**' a, hayatım boyunca her zaman en büyük destekçim canım abim **Dr. Öğr. Üyesi Mustafa FİDAN**' a,

Hayatımı paylaştığım, her günümü güzelleştiren, en büyük destekçim, her anımda olduğu gibi tez çalışmam boyunca da yanımda olan, hayatıma girdiği andan itibaren neşe katan, uzmanlığı kazanma sürecim ve uzmanlık sürecim boyunca sabrını hiç bıkmadan sürdüren, tez çalışmam boyunca bana rehberlik eden, beni anlayışla karşılayıp hayatımı kolaylaştıran canım eşim **Dt. Safiye FİDAN**'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI	ii
TEZ ONAY SAYFASI	iii
TEZ BEYAN SAYFASI	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar	x
ŞEKİLLER	xiii
KISALTMALAR VE SİMGELER	xvi
ÖZET	xvii
ABSTRACT	xix
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kompozit Rezinler	4
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi	4
2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	5
2.1.2.1. Organik Matriks (Rezin) Faz	5
2.1.2.2. Ara Faz (İnterfasial Faz /Coupling veya Birleştirici Faz)	9
2.1.2.3. İnorganik Faz (Dispersed Phase).....	9
2.1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	10
2.1.3.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Boyutlarına ve Miktar- Yüzdeye Göre Sınıflandırılması	11
2.1.3.2. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	14
2.1.3.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon yöntemlerine Göre Sınıflandırılması... 16	

2.1.4. Kompozit Rezinlerde Güncel Gelişmeler	18
2.2. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Sistemleri.....	26
2.2.1. Munsell Renk Sistemi	30
2.2.1.1.Hue (Renk Tonu)	30
2.2.1.2.Value (Renk Değeri/Açıklık-Koyuluk)	31
2.2.1.3.Chroma (Renk Yoğunluğu)	32
2.2.2. CIE Standart Kolorimetrik Renk Sistemi.....	32
2.2.3. CIELab Renk Sistemi.....	33
2.3. Renk ve Işık Terimleri.....	36
2.3.1. Kırılma (Refraction), Yansıma (Reflection) ve Emilim (Absorption).....	36
2.3.2. Opasite	36
2.3.3. Saydamlık (Transparanlık).....	36
2.3.4. Yarı Saydamlık (Translucency)	36
2.3.5. Işıma (Fluorescence)	37
2.3.6. Metamerizm	37
2.3.7. Pigmentasyon	38
2.3.8. Opalesanslık	39
2.3.9. Parlaklık (Gloss)	39
2.4. Renk Ölçüm Yöntemleri	40
2.4.1. Görsel Ölçüm	40
2.4.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Ölçüm.....	40
2.4.2.1. Kolorimetreler	41
2.4.2.2. Spektrometreler:	41
2.4.2.3. Spektrofotometreler	42
2.4.2.4. Dijital Kamera ve Görüntüleme Sistemleri	42

2.5. Kompozit Rezinlerde Renk Stabilitesi	44
2.6. Kompozit Rezinlerde Bitirme ve Polisaj	44
2.7. Kompozit Rezinlerin Yüzey Özellikleri	46
2.7.1. Yüzey pürüzlülüğü	46
2.7.2. Yüzey Sertliği	47
2.7.2.1. Brinell sertlik testi	48
2.7.2.2. Rockwell Sertlik Testi	48
2.7.2.3. Shore sertlik testi	50
2.7.2.4. Barcol Sertlik Testi	50
2.7.2.5. Knoop Sertlik Testi	51
2.7.2.6. Vickers Sertlik Testi	52
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope) ile Yüzey Görüntülenmesi	53
2.9. Dental materyallerde yaşlandırma	53
3. GEREÇ ve YÖNTEM	54
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar	54
3.2. Örneklerin hazırlanması	57
3.3. Çalışmada Kullanılan Test Yöntemleri ve Ölçümler	60
3.3.1. Renk Ölçümleri	60
3.3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	62
3.3.3. Yüzey Sertliği Ölçümleri	63
3.3.4. Hızlandırılmış Yaşlandırma Cihazı	65
3.3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	66
3.4. İstatistiksel Analiz	67
4. BULGULAR	68

4.1. Renk Değişimi Bulguları.....	68
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	71
4.3. Yüzey Sertliği Bulguları.....	82
4.4. Çalışmada Araştırılan Parametrelere Ait Korelasyon Bulguları.....	93
4.5. SEM Analizi Sonucu Elde Edilen Görüntüler.....	95
4.5.1. Ceram-X Duo.....	96
4.5.2. IPS Empress Direct.....	96
4.5.3. Admira.....	97
4.5.4. Clearfil Majesty Esthetic.....	98
4.5.5. Universal Restoratif 200.....	98
4.5.6. G-Aenial Anterior.....	99
5. TARTIŞMA.....	100
5.1. Renk Değişimi Bulgularının Tartışılması.....	100
5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması.....	111
5.3. Yüzey Sertliği Bulgularının Tartışılması.....	119
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	124
7. KAYNAKLAR.....	127
8. ÖZGEÇMİŞ.....	155
9. EKLER.....	157
9.1. EK 1: Etik Kurul Onayı.....	157
9.2. EK 2: Tez Onay Belgeleri.....	158
9.3. EK 3: Benzerlik Raporu.....	162

TABLULAR

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması	11
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller ve özellikleri	55
Tablo 3.2. Bitirme-polisaj işlemleri için çalışmada kullanılan materyaller.....	56
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazların marka-model-üretici firmaları.....	56
Tablo 4.1. ΔE_{00} değerlerinin grup, kompozit tipi ortak etkileşimi ve ana etkilerinin iki yönlü varyans analiz sonuçları.....	69
Tablo 4.2. ΔE_{00} değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri.....	69
Tablo 4.3. ΔL değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri.....	70
Tablo 4.4. Δa değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri.....	70
Tablo 4.5. Δb değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri.....	70
Tablo 4.6. Grup ve kompozit tipinin birbirinden bağımsız renk değişimlerine (ΔE_{00}) ait çoklu karşılaştırma istatistiksel analiz sonuçları	71
Tablo 4.7. Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun pürüzlülük üzerindeki etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi	72
Tablo 4.8. Kompozit rezin örneklerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen pürüzlülük (R_a , μm) değerleri (ortalama \pm standart sapma)	73
Tablo 4.9. Kompozit tiplerine göre test edilen grupların AAA öncesi pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz sonuçları	76
Tablo 4.10. Kompozit tiplerine göre test edilen grupların AAA sonrası pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz sonuçları	77

Tablo 4.11. Test edilen polisaj grubuna göre farklı kompozit rezin materyallerin AAA öncesi birbiriyle yüzey pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi	78
Tablo 4.12. Test edilen polisaj grubuna göre kompozit rezin materyallerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre yüzey pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi	79
Tablo 4.13. Her bir polisaj grubuna göre kompozit rezin materyaller kendi içinde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi	81
Tablo 4.14. Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun sertlik üzerindeki ortak etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi.....	82
Tablo 4.15. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerleri (ortalama± standart sapma).....	83
Tablo 4.16. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi VHN değerlerine ait düzeylerin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi.....	85
Tablo 4.17. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası VHN değerlerine ait düzeylerin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi.....	86
Tablo 4.18. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi kompozit tiplerine göre VHN değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi.....	88
Tablo 4.19. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre VHN düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi.....	90
Tablo 4.20. Her bir polisaj grubuna göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ve sonrası VHN sertlik düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi.....	92

Tablo 4.21. Çalışmada test edilen grupların renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimi arasındaki korelasyonların değerlendirilmesi..... 94

Tablo 4.22. Kompozit rezin materyallerin renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimi arasındaki korelasyonların değerlendirilmesi . 94

Tablo 4.23. ΔE , ΔL , Δa ve Δb arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi..... 95



ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin tarihsel gelişimi	5
Şekil 2.2. Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA monomerlerinin yapısı.....	7
Şekil 2.3. Serbest radikal üreten kimyasal reaksiyonlar	8
Şekil 2.4. Kompozit rezinlerin partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasının şekilsel olarak gösterilmesi	12
Şekil 2.5. Nanofil kompozitlerde monomer ve nano kümeler (nano cluster)	19
Şekil 2.6. Ormoseri oluşturan bileşenler ve özellikleri.....	21
Şekil 2.7. Ormoser polimerizasyonun gösterilmesi	22
Şekil 2.8. Siloranın yapısı: açık gri (siloksan) ve koyu gri (oksiran)	23
Şekil 2.9. Renk üçlemesi (ışık kaynağı, nesne ve gözlemci)	27
Şekil 2.10. Elektromanyetik Spektrum	28
Şekil 2.11. Sıcak-soğuk renkler ve farklı ışık kaynaklarının renk sıcaklıkları	29
Şekil 2.12. Munsell renk skalası	30
Şekil 2.13. Hue (Renk tonu)	31
Şekil 2.14. Value ve Chroma	32
Şekil 2.15. CIE L* a* b* renk skalası	33
Şekil 2.16. CIEDE 2000 formülasyon açılımı	35
Şekil 2.17. Metamerizm	38
Şekil 2.18. Gelen ışığın parlak ve pürüzlü yüzeyde yansıması	39
Şekil 2.19. Brinell sertlik testi	48
Şekil 2.20. Rockwell sertlik testi (elmas uç)	49
Şekil 2.21. Rockwell sertlik testi (çelik/küresel bilye)	49
Şekil 2.22. Shore sertlik testi	50

Şekil 2.23. Barcol sertlik testi	51
Şekil 2.24. Knoop sertlik testi	52
Şekil 2.25. Vickers sertlik testi çalışma ucu	53
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler	55
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan bitirme-polisaj materyalleri.....	56
Şekil 3.3. Kompozit rezinlerden disk örneklerini hazırlarken kullanılan materyaller	58
Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan polimerizasyon cihazı	58
Şekil 3.5. Polisaj materyalleri	59
Şekil 3.6. Çalışmada hazırlanan kompozit rezin disk örneklerinin tümü	59
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan etüv cihazı	60
Şekil 3.8. CIEDE 2000 formülü	61
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan renk ölçüm cihazı	62
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan pürüzlülük cihazı	63
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan sertlik ölçüm cihazı	64
Şekil 3.12. Mikrosertlik cihazında oluşturulan iz	64
Şekil 3.13. Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı	66
Şekil 3.14. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi	66
Şekil 3.15. Taramalı Elektron Mikroskobu	67
Şekil 3.16. Örneklerin yüzeyinin altın püskürtme ile kaplanması	67
Şekil 4.1. Kompozit rezinler ve gruplara ait ΔE_{00} değerlerini gösteren grafikler.....	69
Şekil 4.2. Kompozit rezin örneklerin AAA öncesi ölçülen pürüzlülük (R_a , μm) değerlerini gösteren grafik	74
Şekil 4.3. Kompozit rezin örneklerin AAA sonrası ölçülen pürüzlülük (R_a , μm) değerlerini gösteren grafik	74

Şekil 4.4. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerlerini gösteren grafik	84
Şekil 4.5. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerlerini gösteren grafik.....	84
Şekil 4.6. Ceram-X Duo kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri	96
Şekil 4.7. IPS Empress Direct kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri	97
Şekil 4.8. Admira kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri.....	97
Şekil 4.9. Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri	98
Şekil 4.10. Universal Restoratif 200 kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri.	99
Şekil 4.11. G-Aenial Anterior kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri.....	99

KISALTMALAR VE SİMGELER

- L*: Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
a*: Rengin yeşil-kırmızı eksenindeki yeri
b*: Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
Bis-EMA : Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
Bis-GMA : Bisfenol-A-glisidil metakrilat
QTH: Quartz tungsten halogen
LED: Light emitting diode
 λ : Dalgaboyu
Kg: Kilogram
mm : Milimetre
 μm : Mikron, mikrometre
Nm: Nanometre
Sn: Saniye
Ort: Ortalama
n: Örnek sayısı
dk: Dakika
mW/cm²: Miliwatt/santimetre kare
CIE: Comission Internationale de l'Elairage
UV: Ultravirole ışık
K: Kelvin
°C: Santigrat
°F: Fahreneit
Rpm: Dakikadaki dönme sayısı
EGDMA: Etilen glikol dimetakrilat
TEGDMA : Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA : Üretan Dimetakrilat
MMA : Metil metakrilat
 ΔE_{00} : CIEDE 2000 formülüne göre renk değişim değeri
SS: Standart Sapma
MDPB: 12-methacryloyloxy- dodecyl-pyridinium bromide
AAA: Accelerated artificial aging (Hızlandırılmış yapay yaşlandırma)

ÖZET

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

HIZLANDIRILMIŞ YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN İKİ FARKLI POLİSAJ TEKNİĞİ UYGULANAN KOMPOZİT MATERYALLERDE RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Muhammet FİDAN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2021

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı, iki farklı polisaj sisteminin hızlandırılmış yapay yaşlandırma (accelerated artificial aging / AAA) varlığında ve yokluğunda kompozit rezin materyallerde renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkisini *in vitro* olarak değerlendirmektir.

Yöntem: Çalışmada 6 farklı kompozit rezin [(Universal Restoratif 200, 3M-ESPE, ABD), (G-Aenial Anterior, GC, Japonya), (Ceram-X Duo, Dentsply, ABD), (Admira, Voco, Almanya), (IPS Empress Direct, Ivoclar, Liechtenstein), (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray, Japonya)] değerlendirildi. Her kompozit rezin grubunda 30 örnek olacak şekilde toplamda 180 örnek 8 mm çapında ve 2 mm derinliğinde disk şeklinde teflon kalıplar yardımıyla hazırlandı. Kompozit rezin gruplar; kontrol (şeffaf bant), disk (OptiDisc, Kerr, İsviçre) ve lastik (Dimanto, Voco, Almanya) grubu olmak üzere 3 alt gruba ayrıldı (n=10). Kompozit rezin örneklerin renk değişimlerinin hesaplanmasında (ΔE_{00}) CIEDE 2000 renk formülü kullanıldı. AAA öncesi ve sonrası, örneklerin yüzey pürüzlülüğü (Ra, μm) ve Vickers mikrosertlik

(VHN) değerleri ölçüldü. Elde edilen verilerin renk değişimleri için iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerleri için üç yönlü varyans analizi (Three-way ANOVA) kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Tukey testi kullanıldı ($p<0.05$).

Bulgular: 300 saat AAA sonrasında kompozit rezinlerde klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri (2-4,43) tespit edilmiştir. AAA sonrası tüm materyallerde L değerleri azalırken, b değerlerinde artış gözlemlendi. Kontrol grupları polisaj uygulanan gruplara göre daha düşük renk değişikliği gösterdi. IPS Empress Direct diğer kompozit rezin gruplara göre (Universal Restoratif 200 haricinde) daha düşük renk değişikliği gösterdi. AAA öncesi şeffaf bant uygulanan Universal Restoratif 200 daha pürüzsüz değerler gösterdi ($p<0.05$). Dimanto uygulanan kompozit materyaller arasında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde AAA öncesi tüm materyallerde, AAA sonrası (Ceram-X Duo ve Universal Restoratif 200 haricinde) fark gözlenmedi. Tüm gruplarda Universal Restoratif 200 kompozit rezinin diğer kompozitlere göre VHN değerleri daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Renk değişimi (ΔE_{00}) ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi (ΔRa) arasında aynı yönlü ve zayıf bir ilişki olduğu saptandı ($p<0.05$).

Sonuç: AAA, kompozit tipi ve polisaj metodu yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği anlamlı şekilde arttırdı. Kompozit tipi ve polisajın etkileşimi renk değişimini etkilemedi. Renk değişimi ve pürüzlülük değerleri açısından nanohibrit kompozit (IPS Empress Direct) ve mikrohibrit kompozit rezinin (Universal Restoratif 200) klinik kullanım için önerilebilir.

Anahtar kelimeler: Kompozit rezin, Polisaj, Hızlandırılmış yapay yaşlandırma, Renk stabilitesi, Yüzey özellikleri

ABSTRACT

T. C.

NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

THE EVALUATION OF THE EFFECT ON THE COLOR STABILITY AND SURFACE PROPERTIES OF TWO DIFFERENT POLISHING TECHNIQUES IN COMPOSITE MATERIALS PROCESS OF THE ACCELERATED AGING

Muhammet FİDAN

Department of Restorative Dentistry

SPECIALIZATION THESIS / KONYA-2021

Aim: The aim of this in vitro study is to evaluate the effect of two different polishing systems on color, surface roughness and microhardness of composite resin materials in the presence and absence of accelerated artificial aging (AAA).

Material and Method: In the study, six different composite resins [(Universal Restorative 200, 3M-ESPE, USA), (G-Aenial Anterior, GC, Japan), (Ceram-X Duo, Dentsply, USA), (Admira, Voco, Germany), (IPS Empress Direct, Ivoclar, Lechtenstein), (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray, Japan)] were evaluated. A total of 180 samples, including 30 samples in each composite resin group, were prepared with the help of disc shaped Teflon molds of 8 mm diameter and 2 mm depth. Composite resin groups; They were divided into 3 subgroups (n = 10) as control (Mylar strip), disc (OptiDisc, Kerr, Switzerland) and tire (Dimanto, Voco, Germany) group. Color change (ΔE_{00}) of composite resin samples were calculated using the CIEDE 2000 color formula. Before and after AAA, surface roughness (Ra, μm) and Vickers microhardness (VHN) values of the samples were measured. Two-way analysis of variance (Two-way ANOVA) for color changes in the data obtained, three-way analysis of variance (Three-way ANOVA) for surface roughness and

microhardness values were used. Tukey test was used for multiple comparisons ($p < 0.05$).

Results: Clinically unacceptable ΔE_{00} values (2 - 4.43) were detected in composite resins after 300 hours of AAA. After AAA, L values decreased in all materials, while b values increased. Control groups showed less color change than polished groups. IPS Empress Direct showed less discoloration than other composite resin groups (except Universal Restorative 200). Universal Restorative 200 with Mylar strip applied before AAA showed smoother values ($p < 0.05$). There was no difference surface roughness values between the composite materials applied with Dimanto in all materials before and after AAA (except Ceram-X Duo and Universal Restoratif 200). VHN values of Universal Restorative 200 composite resin were higher than other composites in all groups ($p < 0.05$). It was determined that there is a weak and same directional relationship between the color change (ΔE_{00}) and the change in surface roughness values (ΔRa) ($p < 0.05$).

Conclusion: AAA, composite type and polishing method significantly increased surface roughness and microhardness. The interaction of the composite type and polishing method did not affect the color change. In terms of discoloration and roughness values, nanohybrid composite (IPS Empress Direct) and microhybrid composite resin (Universal Restorative 200) can be recommended in the clinical use.

Keywords: Composite resin, polishing, artificial accelerated aging, color stability, surface properties

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Güzel bir gülümseme dişler ile birlikte destek dokuların ve ekstraoral yumuşak dokuların birlikte değerlendirilmesi sonucu önem taşımaktadır (Davis, 2007). İdeal estetiği elde etmedeki amaç uygulanan restoratif materyallerin dişin doğal rengini ve yüzey dokularını kazandırmış olmalıdır (Pala ve ark. 2016). Bununla birlikte estetiğin restoratif materyallerde başarısı, dişlerin doğal durumunu taklit etmesi ve dişe uygulandıkları zamandaki renk stabilitelerini koruması olarak tanımlanır (Yapar ve Gül, 2015). Son yıllarda restoratif materyallerin estetik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için önemli çaba harcanmaktadır (Pala ve ark. 2016). Bu anlamda kompozit rezinler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Oliveira ve ark. 2014a). Diş hekimliğinde kompozit rezinlerin kimyasal içeriğindeki değişimler ile fiziksel, mekanik ve renk özelliklerinin geliştirilmesiyle yeni nesil kompozit rezinlerin kullanımları da artmaya başlamıştır (Oliveira ve ark. 2014b).

Diş hekimliğinde diş rengine en yakın restorasyonları elde etmek, diş hekimlerinin önemli amaçları arasındadır (Çelik ve ark. 2011). Kompozit rezin materyallerin yüksek oranda kırılma direnci ve yüzey sertliğinin olması, düşük oranda su emiliminin ve çözünürlüğün olması gibi mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (Hickel ve ark. 2007). Resin kompozitlerin diş ile biyouyumlu olması, postoperatif hassasiyete neden olmaması, yapısal anlamda dişte bütünlüğün korunarak kırılma ya da çatlak oluşumunun engellenmesi ve çürüğü önleyici özellikleri içermesi beklenmektedir. Bununla birlikte restorasyonlarda oluşabilecek renk değişimlerinin korunması, restorasyona iyi polisaj yapılması, uzun dönemde parlaklığın korunması gibi durumlar istenen özelliklerden sayılır (Çelik, 2017). Güncel kompozit rezin materyallerde ağız ortamında plak oluşumunun nedeni olarak üç ana faktör tartışılmaktadır: (a) polisaj işlemlerinin etkilediği yüzey pürüzlülüğü, (b) materyal içeriğinin neden olduğu yüzeyin ıslanabilirliği veya yüzey serbest enerjisinin değişmesi (c) kompozit rezin materyallerin biyolojik bozunma ürünleridir (Autio-Gold ve Barrett, 2004; Oliveira ve ark. 2014b). Resin kompozit restorasyonlarda yüzey kalitesi; uygulanan materyalin içeriği ve bu materyallere uygulanan polisaj işlemleri ile ilgilidir (Lu ve ark. 2005). Polisaj işlemleri

restorasyonların uzun ömürlü olmasında ve estetiğin sağlamlasında önemli rol oynar (Pala ve ark. 2016). Kompozit rezinlerin farklı içerikleri sonucunda restorasyonlarda oluşabilecek renk ve yüzey özelliklerinin değişim göstermesi hastanın alışkanlıklarına ve ağız ortamındaki faktörlere de bağlıdır (Spina ve ark. 2015). Kompozit rezin materyalleri etkileyen fiziksel ve kimyasal etkenlerin olası etkilerinin bilinmesi ile bu faktörler engellenebilir ve restorasyonların kullanım ömrü uzatılabilir (Genç ve Toz, 2017).

Ağız ortamındaki yaşlandırmanın, *in vitro* olarak materyallere uygulanabilen bir dizi işlemler ile taklit edilebilmesi sağlanmaktadır. Laboratuvar ortamında yapılan yaşlandırma prosedürü, hızlandırılmış bir zaman süresi içerisinde nem, ışık ve ısı gibi faktörleri belirli oranlarda uygulanması ile gerçekleştirilir. Bu prosedürle, ağız ortamı taklit edilerek restoratif materyallerin uzun dönemde oluşabilecek değişimlerin benzerleri oluşturulmaktadır (Küçükşen ve ark. 2010; Hamza ve ark. 2017). Ağız ortamındaki kompozit rezinlerin matrisin aşınması ve doldurucu partiküllerinin açığa çıkması nedeniyle materyal yüzeyinin ve alt yüzeyinin bozulmasını destekler. Bu durum, kompozitlerde renklenmeye yol açan maddelerin nüfuz etmesine izin veren mikro çatlakların oluşumuyla sonuçlanır (Roselino 2013). Belirli bir süre boyunca ağız ortamında restoratif materyallerin yaşlanma sürecini simüle etmek için en çok kullanılan yöntemlerden biri, görünür ışık, ultraviyole radyasyon, sıcaklık, nem gibi fizikokimyasal koşullardaki değişiklikleri destekleyen hızlandırılmış yapay yaşlandırmadır (accelerated artificial aging/AAA)'dır (Pires-de-Souza ve ark. 2007; Roselino ve ark. 2013). AAA, materyallerin yaşlandırılması için avantajlı bir sistem olarak kabul edilmiştir. UV-B ışığına maruz kalmanın ve distile su kullanımı ile tekrarlanan döngülerinin etkisi altında, yapay yaşlanma, kimyasal ve fiziksel oral ortamları simüle ederek, nispeten kısa bir sürede, bir kompozit rezinin klinik ömrü boyunca maruz kalacağı bozulma oluşturur (Gomez ve ark. 2008). Yaşlandırma işlemleri sonrasında, restorasyonlarda görülen USPHS kriterlerinin yüzey özellikleri ve renk stabilitesindeki değişimlerin *in vivo* ortamdakine benzer olması beklenmektedir (Welbury ve ark. 2000; Çelik ve ark. 2016). Materyal içeriğindeki farklılıklar, hastaların şikayetleri ve geri dönüş problemleri, yüksek maliyet ve hastaların uzun takip süresi klinik çalışmaların rutin kullanımını sınırlamaktadır (Nikaido ve ark. 2002; Koyuturk ve ark. 2008). Klinik çalışmalar, doğal ağız ortamına benzer statik veya dinamik yapay yaşlandırma yöntemlerini içeren *in vitro*

çalışmalarla desteklenmektedir (Khoroushi ve Mansoori, 2012). Uzun dönem çalışmalara göre daha basit ve maliyeti düşük olan *in vitro* araştırmalar tercih edilir (Budanur, 2016).

Ağız ortamındaki restorasyonların ömrünün uzun olmasını sağlamak için, restoratif materyallere uygulanan polisaj sistemlerinin etkisi, materyallerin renk stabilitesi, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü gibi özelliklerinin incelenerek yaşlandırma işleminde sonucunda gösterdikleri performanslarının araştırılması gerekmektedir.

Bu çalışmanın amacı, iki farklı polisaj sisteminin AAA varlığında ve yokluğunda kompozit rezin materyallerde renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Çalışmada test edilen boş hipotezler: (1) farklı polisaj sistemlerinin kullanılmasının kompozit rezin materyallerde renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği etkilemeyeceği ve (2) AAA'nın kompozit rezin materyallerde renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği etkilemeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerde organik yapıyı oluşturan monomerler ve inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarında değişiklikler olmuştur. Bununla birlikte teknolojik gelişmelerin artmasıyla, kompozit rezinlerde geçmişten günümüze kadar birçok farklı içeriklerde üretimi olmuş ve gelecek dönemde beklentileri karşılayabilecek kompozit rezin materyaller araştırılmaktadır.

Kompozit terimi materyallerin fiziksel karışımı olarak tanımlanır (Dayangaç, 2011). Dental kompozit terimi ise geleneksel anlamda, mekanik desteği sağlayan silikat cam partikülleri ile akışkanlık ve modele edilebilmesinde rol oynayan bir monomer ile karıştırılması sonrasında polimerizasyon sonucu oluşmaktadır (Türkün, 2011).

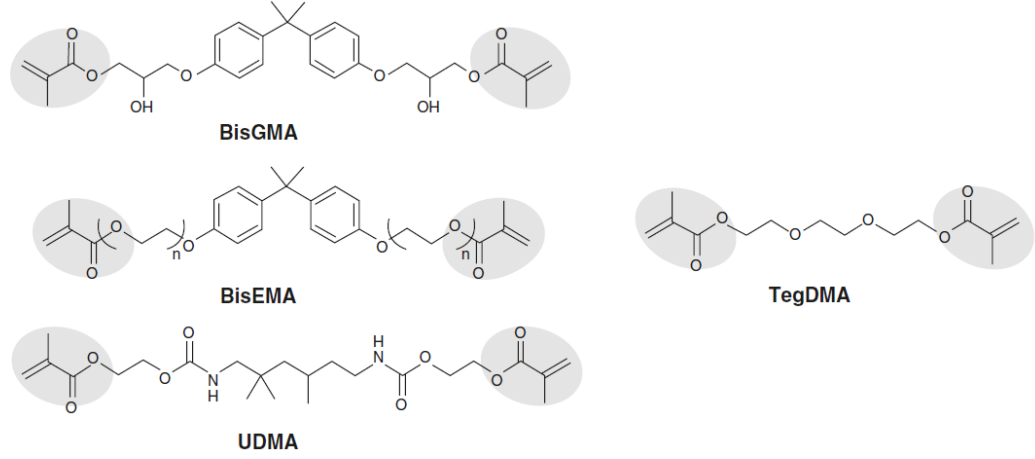
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliğinde 1956'da kompozit materyal; epoksi rezin, kuartz, porselen partiküllerinin birleşimi ile elde edilmiş ve sonraki süreç içerisinde epoksi grupları yerine metakrilat içerikli hibrit bir monomer üretilmiştir (Alpar, 2019). Mine ve dentine adezyon ile bağlanabilen kompozit rezin materyaller ise Bowen tarafından 1962 yılında tanıtılmış ve kimyasal olarak polimerizasyonu sağlanmıştır (Dayangaç, 2011). İlk geliştirilen kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutları 100 µm'ye kadardır (Miletic, 2018). Sınıf III-IV-V kavitelere uygulanması önerilen bu materyallerin doldurucu partikül boyutlarının büyüklüğü sebebiyle polisaj işlemlerinin olumsuz yönde etkilendiği ve restorasyonlarda zamanla renklenmelerin olduğu belirtilmiştir. 1970 yıllarında ışık ile polimerize edilen rezinlerin geliştirilmesi ile önemli bir adım atılmıştır (Altun, 2005). 1980'lerden sonra, doldurucu partikül boyutları daha küçük olan rezinlerin geliştirilmesi ile bonding ajanlar da kullanıma sunulmuştur (Jackson ve Morgan, 2000). Özellikle hibrit tip olarak tanımlanan ve yeni geliştirilmiş olan kompozit rezinlerin farklı partikül boyutlarında doldurucuların da eklenmesi ile bu yıllarda önemli bir gelişme gözlenmiştir. 1990'lı yılların ilk zamanlarında hem anterior hem posterior dişlerde kullanılması önerilen universal kompozitler tanıtılmıştır. 1990'lı yılların ortasından sonraki süreçte akışkan (akıcı) ve kondanse olabilen (packable) kompozitler

suda çözünürlük, polimerizasyon büzülmesi gibi bazı özellikler bu faz ile ilgilidir. Bununla birlikte, materyalin yalıtkanlığı da organik matriks ile ilgilidir (Dayangaç, 2011). Organik matriks fazını oluşturan temel bileşenler: monomer ve ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcı-hızlandırıcı sistemler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole stabilizatörleridir (Gönder, 2018).

Monomer ve Ko-monomerler

Monomer sistemler kompozitlerin temel yapısını oluşturmaktadır (Hervás-García ve ark. 2006). Diş hekimliğinde dental materyallerin içeriğinde ilk olarak metil metakrilat monomerler kullanılmıştır. Bu monomerik rezinlerin polimerizasyonu sonucunda polimetil metakrilatı (polimerler) oluşturmaktadır (Hickel ve ark. 1999). Genellikle kompozit rezinlerin organik matriksinin yapısında en çok Bis-GMA (Bisfenol-A-glisidil metakrilat), TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat), UDMA (Üretan Dimetakrilat) ve Bis-EMA (Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat) gibi monomerler bulunmaktadır (Genç ve Toz, 2017). Bowen'in 1962 yılında geliştirdiği Bis-GMA, bağlı olduğu moleküle belirli bir oranda sertlik veren ve yapısal anlamda iki fenil grubu ile moleküller arası hidrojen bağı oluşturduğu düşünülen hidroksil gruplarına sahip bir monomerdir (Alpar, 2019). Bis-GMA ve UDMA monomerlerin moleküler ağırlığının yüksek olması sonucu yapısal anlamda visközdür ve az miktarda doldurucu ilave edilmesi ile pratik olarak sert bir kompozit rezin elde edilir (<https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136/15> Nisan 2020). Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini düşürmek için üreticiler rezin matriks içerisine TEGDMA, EGDMA monomerleri ilave etmiş ve bunun sonucunda kompozit rezinin viskozitesi azaltılmıştır. 1974'te üretilen UDMA viskozitenin düşürülmesi amacıyla kullanılan bir diğer monomerdir. Yapılan araştırmalarda Bis-GMA esaslı rezin materyaller ile UDMA esaslı rezin materyaller arasında bir üstünlük bildirilmemiştir (Peutzfeldt, 1997; Ünlü ve Çetin, 2008). Son zamanlarda epoksi (oksirane) fonksiyonel grupları içeren monomerlere sahip polimerizasyon büzülmesinin az olduğu kompozitler bildirilmiştir. Bu kompozitler polimerizasyon büzülmesini ve iç stresi azaltmada siloksan ve oksiran (epoksi) monomerlerini yapısında bulduran materyaller olarak bilinmektedir (Whang ve Rawls, 2013). Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA monomerlerinin yapısı Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Bis-GMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA monomerlerinin yapısı (Randolph ve ark. 2018)

Polimerizasyon Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistemler (İnitiyator/Akseleratör)

Kompozit rezinlerde polimerizasyon başlatıcı-hızlandırıcı sistemler yer almaktadır. Kompozit rezinlerde polimerizasyon işlemleri kimyasal reaksiyon veya ışık ile gerçekleşmektedir (Şekil 2.3). Kimyasal olarak aktive olan kompozit rezinlerde serbest radikaller: benzoil peroksit (inisiyator), tersiyer aminler (akselerator) bulunmaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008). Işık aktivasyonu, genellikle 465 nm'lik dalga boyunda mavi ışık ile gerçekleştirilir ve genellikle %0,1 ile %1 arasında değişen miktarlarda a-diketon olan kamforokinon (camphoroquinone) tarafından başlatılır (Whang ve Rawls, 2013). Işıkla polimerizasyonu gerçekleştiren kompozit rezinlerde tetikleyici olarak kamforokinon (camphoroquinone) gibi diketon fotoaktivatörleri 4- N, N-dimetilamino-fenithil alkol gibi tersiyer alifatik aminler ile reaksiyona girer (Ünlü ve Çetin, 2008). Reaksiyon sonucunda serbest radikaller oluşur ve fotonları absorbe ederek polimerizasyon sağlanır. Siloran içeren kompozitlerde, başlatıcı sistem ışık ile ışınlığında katyonlar oluşturur (Whang ve Rawls, 2013). Bununla birlikte kamforokinondan başka PPD (1-fenil-1,2-propandion), Lucirin TPO (monoasilfosfin oksit), Irgacure 819 (bisasilfosfin oksit) ve OPPI (p-oktiloksi-fenil-fenil iodoniyum heksafloroantimonat) gibi polimerizasyon başlatıcılar da kullanılabilir (Ferracane ve ark. 2011). Otopolimerizan kompozitlerde ise dibenzol peroksit inisiyator olarak; N, N-dihidroksietil-p-toluidin akselerator (hızlandırıcı) olarak kullanılmaktadır. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin estetik özellikleri mükemmel olsa da fiziksel ve kimyasal özellikleri konversiyon

derecesi ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle iyi bir klinik performans için yeterli polimerizasyon sağlanmalıdır (Gönder, 2018).

<i>Başlatıcı</i>	<i>Kimyasal Reaksiyon</i>
Isı	Benzoil peroksit + ısı = serbest radikal
Kimyasal	Benzoil peroksit + %2 aromatik tersiyer amin= serbest radikal
UV ışık	%0.1 benzoin metil eter + 365nm UV ışık kaynağı = serbest radikal
Görünür ışık	%0.06 Kamoforokinon + %0.1 aromatik ya da %0.04 alifatik tersiyer amin + 468 nm (+20) görünür ışık kaynağı = serbest radikal

Şekil 2.3. Serbest radikal üreten kimyasal reaksiyonlar (Demir, 2018)

İnhibitörler

Kompozit rezinlerde, reaksiyon öncesinde ışık, ısı ve diğer etkenlere bağlı olarak gerçekleşen polimerizasyonları önlemek ve materyalin klinik kullanım ömrünü arttırmak için organik matrikse eklenen fenol türevi bileşiklerdir (Whang ve Rawls, 2013). Bu fenol türevi bileşikler hidrokinoon 4-metoksifenol ve 2, 4, 6 tersiyer bütülfenol veya monometil etere benzer ağırlıkça %0,1 oranlarında bulunan bileşenlerdir (Gönder, 2018).

UV Stabilizatörler

Kompozit rezin materyallerin içeriğindeki artık monomer yapılar dolgu materyalinde renk değişikliklerine sebep olabilmektedir. Bu nedenle, renk stabilitesini korumak amacıyla amin bileşiklerde ultraviyole ışığın olumsuz etkisi önlenmelidir. Organik matriks içerisine 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi ultraviyole stabilizatörler eklenmektedir (Klapdohr ve Moszner, 2005; Hervás-García ve ark. 2006).

Renk Pigmentleri

Kompozit rezinlere doğal dişlerin estetik özelliklerini ve rengini taklit etmek amacıyla farklı inorganik pigmentlerin karışımları olan (sarı, kırmızı, beyaz ve siyah) renk pigmentleri eklenmektedir (Klapdohr ve Moszner, 2005).

2.1.2.2. Ara Faz (İnterfasial Faz /Coupling veya Birleştirici Faz)

İnorganik faz ile organik matriks fazın sıkı bağlanması kompozit rezin materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (Zimmerli ve ark. 2010). Genellikle ara bağlayıcı (silanlama/birleştirici ajanları) olarak en çok bilinen organosilanlardır. Gamma-methakriloksipropiltrimetoksi-silan, organosilan grubunda en yaygın kullanılanlardandır. Yapısal anlamda molekülü çift fonksiyonlu özelliktedir. Bağlayıcı ajanlar, su ve hidroksil grubuyla inorganik matrikse, diğer taraftaki metakrilat grupla da kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında organik matriks ile bağ oluşturmaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008). Doldurucu partiküllerin daha esnek olan organik matrikse bağlanması su girişi en aza indirgenerek hidrolitik stabilitenin sağlanması, çözünürlüğün ve su emilim oranının azaltılmasında, streslerin transferinin sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (Bowen, 1963; Samuel ve ark. 2009). Güncel diş hekimliğinde restoratif materyallerin çoğunda inorganik doldurucu partiküller ile organik matriksin bağlantısını olumlu etkileyen silan ara bağlayıcıları kullanılmaktadır (Dayangaç, 2011).

2.1.2.3. İnorganik Faz (Dispersed Phase)

Kompozit rezinlerde materyallere çığneme sırasında gelen kuvvetlere karşı dayanıklılığının artırılması amacıyla dolduruculu partiküller ilave edilmektedir (Whang ve Rawls, 2013). Bu doldurucular: kuartz (kristalin silikat), koloidal silika, borosilikat cam, cam (stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitriyum), baryum / stronsiyum / lityum alüminyum silikat gibi partiküllerin organik matrikse dağılmış şekilde değişen oran-hacimlerde eklenmektedir (Dayangaç, 2011). Bu partiküllerin her birisinin karakteristik özellikleri farklıdır. Koloidal silika: 0.1 mikrondan küçük çaplı, inert ve ısıl genleşme katsayısı düşüktür. Bu anlamda kompozit rezinin kondansasyonunu ve polisajlanabilirliğini artırmaktadır. Baryum silikat: radyopak ve orta sertliktedir. Kuartz; 1970'li yıllardan günümüze gelen süreçte en çok kullanılan doldurucu partiküldür çünkü kimyasal olarak inerttir ve yüksek ışık kırıcı indekse sahiptir. Kuartz'ın cilasının zorluğu, ısıl genleşme katsayısının ve karşıt arktaki dişi aşındırma oranının yüksek olması gibi dezavantajları vardır (Ünlü ve Çetin, 2008).

Rezin matrikste doldurucuların boyutları geleneksel kompozit rezinlerden nanodoldurucu içerikli kompozitlere kadar giderek küçülmüştür (Çelik, 2017).

Kompozit rezinlerde doldurucu partikül boyutları ile yüzey pürüzlülüğü arasında önemli ilişki vardır (Ünlü ve Çetin, 2008). Pürüzlü yüzeyler, plak tutulumuna neden olurlar. Ayrıca ışığın yansımaları da etkileyerek restorasyonlarda renklerin farklı algılanmasına da neden olabilmektedirler (Dayangaç, 2011). Bu materyallerin iyi polisajlanabilmesi, doldurucu partiküllerin boyutları ile ilişkilidir. Genellikle küçük partiküllere sahip kompozit rezinler daha kolay polisaj yapılmaktadır. Kompozit rezin içerisinde bulunan doldurucu partikül oranının yüzde miktarları ağırlıkça ve hacimce olarak ifade edilmektedir (Ünlü ve Çetin, 2008). Ancak genellikle birim olarak, ölçümleri ve formülasyonları daha kolay ifade edilebildiğinden, ağırlık yüzdesi kullanılmaktadır (Türkün, 2011). Daha yüksek oranlarda doldurucu partikül içeriği, kompozit rezinlerin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlar. Dolduruculu oranlarının yüksek olması kompozit rezinlerin ısıl genleşme katsayısını, su emilimini ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, elastiklik modülünü, çekme dayanımını ve kırılma dayanımını artırır (Ünlü ve Çetin, 2008).

Doldurucu partiküller, mekanik olarak retansiyonun sağlanması ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için organik matrikse dağılan düzensiz şekiller halindedir. Düzensiz şekilli partiküller açılı olduğu bölgelere gelen stres konsantrasyonda artışa sebep olurken, küresel yuvarlak şekilli partiküller ise stresi daha uniform olarak dağıtmaktadırlar (Gönder, 2018).

2.1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

İçeriğinde farklı değişkenlere bağlı olarak kompozit rezinler; miktar, dolguların özellikleri, matriks fazları veya manipüle edilmelerine göre sınıflandırılmışlardır. Günümüzde kompozit rezinlerin özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda tek bir sınıflandırma yapmak zordur ve bu sınıflandırmalar çeşitli araştırmacılara göre farklılıklar göstermektedir (Dayangaç, 2011). Kompozit rezinlerin bu sınıflandırmalardan bazıları şu şekildedir;

1-Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Boyutlarına ve Miktar-Yüzdeye Göre Sınıflandırılması

2-Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

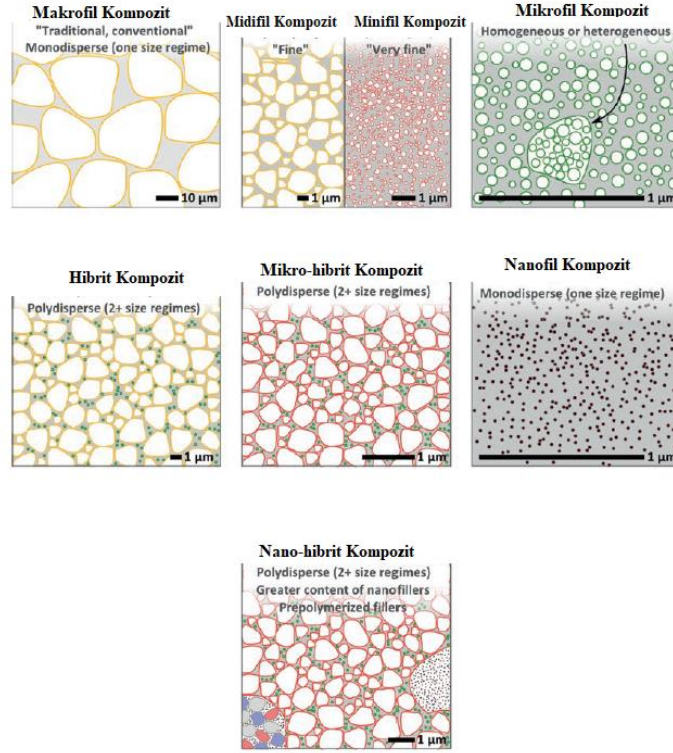
3-Kompozit Resinlerin Polimerizasyon yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

2.1.3.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Boyutlarına ve Miktarı-Yüzdeye Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin en yaygın kullanılan sınıflandırılması Lutz ve Phillips tarafından oluşturulan doldurucu partikül boyutuna ve miktarına göre yapılan sınıflandırmadır (Cangul ve Adıguzel, 2017). İnorganik doldurucuların partikül büyüklüğüne ve yüzdesine göre Tablo 2.1 ve Şekil 2.4'te gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması (Cangul ve Adıguzel, 2017)

Kompozit rezinlerin doldurucu partikülleri		Partikül büyüklüğü	Partikül yüzdesi
1)	Megafil	50-100 μm	-
2)	Makrofil	10-100 μm	%70-80
3)	Midifil	1-10 μm	%70-80
4)	Minifil	0.1-1 μm	%75-85
5)	Mikrofil	0.01-0.1 μm	%35-60
6)	Hibrit	0.04-1 μm	%75-80
7)	Nanofil	0.005-0.01 μm	-



Şekil 2.4. Kompozit rezinlerin partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasının şekilsel olarak gösterilmesi (Randolph ve ark, 2018)

Homojen kompozit rezinler

Doldurucu partikülleri aynı boyutlardadır. Silanizasyon dışında herhangi bir işlem görmeden ve rezin matrikse ilave edilmiştir (Dayangaç, 2011).

Megafil kompozit rezinler

Doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğündedir (Cangul ve Adıguzel, 2017). Aşınmaya dirençli çiğneme kuvvetin fazla geldiği okluzal temas yüzeyi olan bölgelerde önerilmektedir (Dayangaç, 2011).

Makrofil kompozit rezinler

Doldurucu partikülleri 10-100 µm büyüklüğünde, kuartz ve/veya cam yapısını içeren kompozitlerdir. Bu tip kompozit rezinlerde organik matriks inorganik partiküllerden hızlı aşınır ve kompozit rezinin polisajlanabilirliğini zorlaştırır (Dos

Santos ve ark. 2015; Çelik, 2017). Bu nedenle anterior dişlerde kullanılmaları uygun değildir (Cangul ve Adıguzel, 2017).

Midifil kompozit rezinler

Makrofil kompozit rezinlerdeki doldurucuların olumsuz özelliklerini engellemek amacıyla daha küçük boyutlarda doldurucuların ilave edildiği kompozitlerdir. Doldurucu partikülleri 1-10 µm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlere göre avantajlı olsalar da benzer dezavantajları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedirler (Cangul ve Adıguzel, 2017).

Minifil kompozit rezinler

Partikül boyutlarının küçülmesi ve partiküllerin organik polimer matriks içerisinde serbest şekilde dağılabilmesi ile partikül miktarını ve yüzdesini ağırlıkça (%75-85) arttırmıştır. Doldurucu partikülleri 0.1-1 µm büyüklüğündedir. Baryum ve stronsiyum cam yapıdaki partiküller sayesinde kompozit rezinin aşınma direnci artmış, makrofil ve midifil kompozitler ile karşılaştırıldığında polisajlanabilirliği daha iyi seviyeye gelmiştir (Dayangaç, 2011).

Mikrofil kompozit rezinler

İnorganik doldurucu olarak koloidal silika partiküllerini içerir ve partikül yüzdesi ağırlıkça %35-60'ını içerir. Doldurucu partikülleri 0,01-0,1 µm büyüklüğündedir (Cangul ve Adıguzel, 2017). İnorganik partiküllerin oranının azalması ve monomerlerin oranının artması su emilimi ve ısıl genişleme katsayısı arttırmış, elastisite modülünü azaltmıştır. Bu tip kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular organik matriks ile aynı oranda aşınması ile polisaj özellikleri gelişmiş ve diğer kompozitlere göre daha estetik görünüm kazanılmıştır. Bitirme/polisaj işlemleri uygulandıktan sonra makrofil kompozit rezinler ile karşılaştırıldığında daha düzgün yüzeyler elde edilmesi sonucunda 'fine finishing composites ya da polisable composites' olarak da tanımlanırlar. Klinik uygulamalarda rahat bir çalışma sağlamak ve iyi bir viskozite için TEGDMA miktarı artırılmıştır. Mikrofil kompozitlerin çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior dişlerde kullanımı önerilmemektedir ve daha çok anterior bölgedeki dişlerin (Sınıf III/IV) restorasyonunda kullanılabilirler. Ayrıca elastisite modülünün düşük olması

sebebiyle Sınıf V restorasyonlarda da kullanılabilirler (Dayangaç, 2011).

Heterojen dolduruculu kompozit rezinler

Partikül boyutları küçük olan kompozitlerde önceden polimerize edilmiş rezin partikülleri veya farklı dolduruculara sahip partiküllerin elde edilmesi sonucu viskozite sorununun çözülmesi için monomer matrikse eklenerek doldurucu partiküllerinde modifikasyon yapılmıştır (Dayangaç, 2011; Gönder, 2018). Anterior ve posterior grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Diğer kompozitlere göre daha iyi polimerizasyon, daha az artık monomer ve kontrollü büzümeye sahip olmaları avantajları arasındadır (Gönder, 2018).

Hibrit dolduruculu kompozit rezinler

Farklı boyutlara sahip doldurucuların karıştırılması ile elde edilirler. Karışımında yer alan iki kompozit rezinin özelliklerini gösterirler. Yüzdesi daha fazla olan hibrit türünün kompozit rezinin partikülüne göre isimlendirilirler. (Dayangaç, 2011). Doldurucu teknolojisindeki gelişmelerle birlikte sonucunda 0.04 µm ve 1 µm boyutlarında partiküllerin birleşimiyle mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir. Doldurucu oranları hacimce %60-70' i ve ağırlıkça %77-84'ünü içermektedir. Çoğu üretici firma ağırlıkça olarak belirtmektedir (Mitra ve Sakaguchi, 2018). Mikrohibrit kompozit rezinler iyi polisajlanabilir ve uygulaması kolaydır. Aynı zamanda fiziksel özellikleri mikrofil kompozit rezinlere göre üstündür fakat polisaj özellikleri bakımından üstün değildir (Gönder, 2018). Modern hibrit kompozit rezinlerde doldurucular genellikle koloidal silika ve ağır metalle içeren cam partikülleriyle karıştırılmıştır. Bu kompozitler estetik açıdan (genellikle sınıf IV restorasyonlar) hem ön hem de stresin geldiği okluzal bölgedeki arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilirler. (Whang ve Rawls, 2013). Ayrıca mikrohibrit kompozit rezinlerin yapısına nano doldurucuların ilave edilmesiyle nanohibrit kompozitler üretilmiştir (Mitra ve Sakaguchi, 2018).

2.1.3.2. Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler viskozitelerine göre iki grupta incelenir (Dayangaç, 2011):

- Kondanse edilen kompozit rezinler
- Akışkan (Akıcı) kompozit rezinler

Kondanse edilen kompozit rezinler

Kompozit rezinin içeriğinde yer alan ve fiziksel özellikleri bakımından zayıf halkada yer alan organik matriks fazında inorganik doldurucunun oranının artırılması ile fiziksel özelliklerin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu tip kompozit rezinler yapısal olarak hibrit ve konvansiyonel kompozitler ile karşılaştırıldığında farklılıklar vardır. Doldurucu oranı daha yüksek ve doldurucuların dağılımı da farklıdır. Posterior kompozit rezinler doldurucu içeriğinin yüksek olması ve modifiye edilmiş doldurucu partiküllerini içermesiyle hibrit içerikli kompozit rezinlerden farklılıklar göstermektedirler (<https://docplayer.biz.tr/9634601-Prof-dr-nuran-ulusoy-kompozit-dolgu-maddeleri.html> /18.04.2020). Bu kompozitler amalgam ile karşılaştırıldığında kompozitin yerleştirme tekniği çok daha zaman alıcı ve zahmetlidir. Spesifik olarak, kondanse edilebilir (paketlenebilir / yoğunlaşabilir) kompozit rezinler, yaklaşık 100 µm uzunluğunda, lif içeren doldurucu partiküllerin ve / veya pürüzlü doku yüzeylerinin birbirine kenetlemeye ve direnç göstermeye meyilli olan dallı geometrilerinin dahil edilmesinden üretilmektedir. Pürüzlü yüzeyler, lifli ve partiküllü maddelerin karışımları, paketlenebilir bir kıvam üretir ve diğer özelliklerin klinik performansının için optimize edilmesini sağlar. Bazı materyallerde, ortalamadan daha büyük doldurucu partikülleri (15-80 µm) kullanılır ve rezin matriksi, hibritler üzerindeki doldurucu içeriğinde hafif bir artış sağlamak için kimyasal olarak modifiye edilir (Whang ve Rawls, 2013). Fakat inorganik doldurucu partikülleri daha büyük boyutlarda olduğundan hibrit kompozit rezinlere göre polisaj sonrası yüzey pürüzlülüğü daha fazla olduğu bildirilmiştir (Jackson ve Morgan 2000). Üretici firmalar; yük miktarının fazla olduğu posterior dişlerde kullanılabilme yeteneği, üstün kullanım özellikleri, daha az polimerizasyon büzülmesi, amalgama benzer aşınma ve dişlere yakın ısıl genleşme katsayısı gibi özelliklerden dolayı diğer kompozit rezinlerden daha üstün olduğunu iddia etmişlerdir (Shi ve ark. 2010). Bu tür özellikler Sınıf II restorasyonlarda kondanse olabilen kompozit rezinlerin başarı ile kullanılabilmesini sağlamıştır (Dayangaç, 2011). Çalışmalar kondanse olabilen kompozit rezinlerin diğer kompozit rezin tiplerinden daha üstün olduğuna dair kanıt olmamak ile birlikte kondanse olabilen kompozitlerin fiziksel ve mekanik performanslarının hibrit kompozit rezinlere benzer olduğunu bildirilmiştir (Choi ve ark. 2000; Shi ve ark. 2010).

Akışkan (Akıcı) kompozit rezinler

Akışkan kompozit rezinler düşük viskoziteye sahiptir. Doldurucu partikül miktarı daha az (ağırlıkça %45-67) olan bu materyallerde aşınma direnci azalmıştır (Dayangaç, 2011). Özellikle kaviteye uyumluluğu, kıvamlarının iyi olması sonucu klinikte akışkan kompozit rezinlerin kullanım alanları genişlemektedir. Akışkan kompozit rezinlerin kullanım alanları olarak; proksimal kavitelere stress kırıcı olarak, Sınıf I-II-III-V restorasyonlarda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, pit-fissür örtücü olarak, mikro(küçük) kavitelere, restorasyonların kenar kırıklarının ve kompozit rezinin tamirinde, servikal abfraksiyon lezyonlarının restorasyonunda, mine defektlerinde, ortodontik braketlerin ve retainerların yapıştırılmasında, splint uygulamalarında, porselen onarımında, diş kırıklarında acil durumlarda olmak üzere diş hekimliğinin farklı alanlarında kullanılmaktadır. (Baroudi ve Rodrigues, 2015). Sınıf IV restorasyonlarda akışkan kompozit rezinler önerilmez. Çünkü düşük viskoziteye sahip olan bu materyallerin uygulanırken kontrol edilmesi zordur (Altun, 2005). Direkt kompozit uygulamalarında akışkan kompozit rezinler kavite tabanına adeziv sistemlerin uygulanması sonrasında 0,5 mm olarak uygulanması önerilmektedir. (<https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136>) (Cho ve ark, 2008).

2.1.3.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal, ışıkla ve hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler olarak üç grupta sınıflandırılır (Whang ve Rawls, 2013).

Polimerizasyonu kimyasal olan kompozit rezinler

Bu kompozit rezinler çift pat/pasta sistemi olarak üretilmiştir. Patlardan birisinde polimerizasyon başlatıcısı benzoil peroksit diğesinde polimerizasyon hızlandırıcısı olarak organik amin (N-dimethyl-p-toluidin) bulunur. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar ve serbest radikaller ortaya çıkar. Ek olarak, polimerizasyon tamamlanmadan kaviteye yerleştirmek ve uygulamak için çok az zaman vardır. Uygulama sırasında hızlı olmak önemlidir (Lee ve ark. 2006; Whang ve Rawls, 2013). Patların karıştırma oranı polimerizasyon büzülmesini etkiler. Karıştırma homojen yapılamadığı zaman pörozite olabilir ve polimerizasyon

gerçekleşemeyebilir. Havanın temas ettiği dış katman haricinde, kompozit rezin kitlesi uniform olarak sertleşme gösterir. Bu durum polimerizasyon büzülmesinin sonucuna bağlı olarak marjinlerde stress birikimine neden olur. Kompozit rezinin yapısında bulunan organik amin, ağız ortamındaki kimyasal değişimler sonucunda sarı/kahverengi renklenme olan amin renklenmesine neden olabilir (Dayangaç, 2011). Polimerizasyon büzülmesi bu tip kompozit rezinlerde materyalde merkeze doğru gerçekleşmektedir (Gönder, 2018). Kendiliğinden (kimyasal) polimerizasyonu olan kompozit rezinlerin endikasyonları: servikal lezyonlar, kök çürükleri, kama şeklinde defektlere, Sınıf III restorasyonlar örnek verilebilir (Dayangaç, 2011).

Polimerizasyonu ışık ile olan kompozit rezinler (Light-Cure)

Üretici firmalar herhangi bir karışım gerektirmeyen aktivasyonun bir ışık kaynağı ve ışığa duyarlı bir başlatıcı ile başlatıldığı ışık ile sertleşen kompozit rezinler geliştirmiştir. İlk ışık ile polimerizasyon UV ışığı ile yapılarak serbest radikal oluşumu sağlanmıştır (Whang ve Rawls, 2013). Kompozit rezinlerin UV ışık polimerizasyonunda kullanımının, polimerizasyonun yeterli derinlikte sağlanamaması ve yumuşak dokuya zararlı olması gibi dezavantajlar nedeniyle terk edilmiştir (Gönder, 2018). Işık ile aktive olan kompozit rezinler ışık geçirmeyen bir tüp ya da şırınga formunda ve tek pat (single paste) şeklinde hazırlanmışlardır. (Whang ve Rawls, 2013). Polimerizasyon reaksiyonu yaklaşık 420-470 nm dalga boyu ve 400 mW/cm² ışık gücüne sahip görünür mavi ışık ile başlar. Polimerizasyonu ışıkla olan kompozit rezinlerin fotobaşlatıcısı kamforakinon, ko-initatörü etil benzoat, hızlandırıcısı da alifatik amindir. Kamforokinon ışık etkisiyle aminle reaksiyona girer ve serbest radikaller oluşarak polimerizasyon başlar (Dayangaç, 2011). Kamforakinon %0,2 oranında aminler ise %0,15 ya da daha az oranlarda bulunmaktadır (Whang ve Rawls, 2013). Işık ile polimerize olan rezinin üst kısmında polimerizasyon sırasında serbest radikallerin hava ile teması sonucu polimerize olmamış oksijen inhibasyon tabakası olarak isimlendirilen ince (5-10 µm) bir tabaka bulunmaktadır (Dayangaç, 2011). Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin renk stabiliteyi iyidir. Bununla birlikte kompozit rezinlerde çalışma zamanı hekimin kontrolündedir. Karıştırma aşaması olmadığından restorasyonda hava kabarcığına bağlı olarak pörözitenin oluşması oldukça düşüktür (Whang ve Rawls, 2013).

Polimerizasyonu kimyasal ve ışık ile olan kompozit rezinler (Dual-Cure)

Bu kompozit rezinler iki pat olarak üretilmişlerdir. Karıştırma işleminden sonra, ışık ile polimerizasyon başlar ve ışığın ulaşmadığı bölgelerde ya da polimerize olmayan yüzeylerde ise 8-24 saat içinde polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanır. Kimyasal olarak meydana gelen polimerizasyonun hızı ışıkla meydana gelen polimerizasyonun hızından daha yavaştır (Gönder, 2018). Tam bir polimerizasyonun sağlanamayacağı özellikle kavitenin derin olduğu durumlarda 2 mm' den daha fazla materyalin uygulandığı, ışık gören alanın zor olduğu interproksimal bölgelerde başarılıdır. Bu kompozit rezinler akışkan özelliğe sahip oldukları için daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılırlar (Dayangaç, 2011).

2.1.4. Kompozit Resinlerde Güncel Gelişmeler

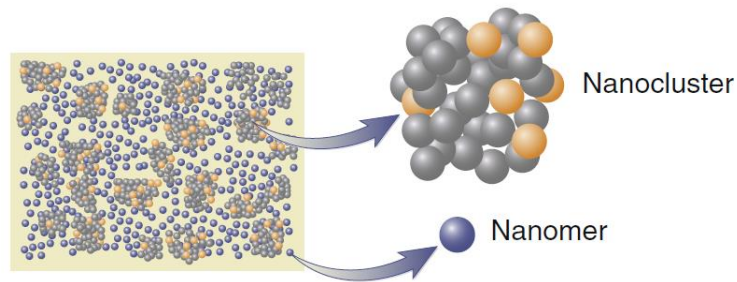
Nanokompozitler

Nanokompozitler genellikle nanohibrit ve nanofil olarak iki gruba ayrılır (Sachdeva ve ark. 2015). Firmalar ürettikleri mikrohibrit kompozit rezinlerin içeriğine nano doldurucular eklemiştir. Bu tip kompozit rezinler nanohibrit olarak tanımlanırlar (Çelik, 2017). Nanohibrit kompozit rezinler, 40-50 nm boyutunda nanopartiküller ile birlikte öğütülmüş cam doldurucuları içerir (Sachdeva ve ark. 2015). Doldurucu cam ya da rezin mikropartikülleri 0.1-2 µm arasında değişen boyutlarında olabilir (Mitra ve Sakaguchi, 2018). Hem anterior hem posterior dişlerde kullanılabilen nanohibrit kompozit rezinler özellikle mikrofil kompozit rezinlerin uygulanabilme kolaylığı ve polisajlanabilirlik özellikleri gibi avantajları ile hibrit kompozit rezinler gibi fiziksel dayanıklılık ve aşınmaya karşı dirençlerini koruyan materyallerdir (Gönder, 2018).

Nanofil kompozit rezinlerin içeriğinde inorganik doldurucuların partikül boyutları 0,005-0,01 µm /2-20 nm arasında değişmektedir. Son yıllarda nanoteknolojik çalışmaların gelişmesiyle üretilen nanofil kompozit rezinler yüzeylerin düzgün olması ve estetik bakımdan mikrofil kompozit rezinlere, dayanıklılık açısından hibrit kompozit rezinlere benzer özellikler gösterir (Dayangaç, 2011). Nanokompozitlere eklenen doldurucuların boyutları çok küçük olduğu için nanokompozitlerin yapısındaki inorganik doldurucuların partikül miktarları oldukça fazladır. Bu durumda doldurucu partikül yüzdesinin ağırlıkça yaklaşık %90-95'tir (Dayangaç, 2011). Nanofil teknolojisi ile üretilen kompozit rezinler nanomerler ve

nano kümeler (nano cluster) olmak üzere 2 tip doldurucu içermektedir (Şekil 2.5) (Mitra ve Sakaguchi, 2018). Nanomerler 5–75 nm partikül boyutları ve toplu halde bulunmayan(kümeleşmeyen) silika partiküllerini ifade eder. Nano boyutlarda doldurucular ile organik yapının yüzey alanına temasının artması inorganik ve organik fazın arasındaki bağlantının daha iyi olduğu rapor edilmiştir. Nanomer içerikli kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere göre yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık özellikleri bakımından daha iyi bir performans sağlar (Mitra ve ark. 2003).

Nano boyutta silika ve zirkonyum içeren inorganik dolgu partiküllerinin polimer matriste toplanması büyüklüğü 20-75 nm olan nano kümecikleri (nano cluster) oluşturmaktadır. Nano kümeciklerin arasını nanometrik partiküllerin doldurmasıyla da aşınmaya direncin artmasına ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasına katkı sağlar (Dayangaç, 2011). Nanofiller ayrıca optik özellikleri ve estetik açıdan avantajlar sunmaktadır (Mitra ve Sakaguchi, 2018). Nanokompozitler, rezin matriste nanomerik dolgu partiküllerinin daha büyük bir hacmine sahiptir. Nano partiküllerin boyutları görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için ışık soğurulmaz. Küçük boyutlu nanopartiküller tarafından daha fazla ışık saçılması, restorasyonun mükemmel bir şekilde harmanlanmasını sağlar. (Sachdeva ve ark. 2015). Genel olarak, kompozit rezinlerde düşük görsel düzeyde opaklık sağlanması arzu edilmektedir. Bu durum klinisyenin oldukça estetik bir restorasyon tasarlayabilmesi için çok çeşitli gölgeler ve opasitelerin oluşturabilmesine (geniş renk spektrumu) izin vermektedir (Mitra ve Sakaguchi, 2018).



Şekil 2.5. Nanofil kompozitlerde nanomer ve nano kümeler (nano cluster) (Mitra ve Sakaguchi, 2018)

Bulk-fill kompozit rezinler

Kompozit rezin materyallerde gelişmelerden birisi de bulk fill kompozit rezinlerin üretilmesidir. Geleneksel kompozit rezin materyaller inkremental teknikle kaviteye yerleştirilir. Bu durum polimerizasyon büzülmesini azaltır ve kompozit

rezin için avantajdır fakat tabakalar arasında hava kabarcığı kalması, tabakaların birbirine bağlanamaması, klinikte uzun süre çalışma süresi gibi dezavantajları da olabilir (Abbas ve ark. 2003; El-Safty ve ark. 2012). Bulk fill kompozit rezinler ise 4-6 mm kalınlıkta kompozit rezinin yerleştirilmesine izin verir. Bulk fill kompozit rezinlerin avantajları; düşük polimerizasyon büzülmesi, klinikte çalışma süresinin daha kısa olması, kompozit rezinin tabakaları tabakalar arasında boşluk oluşmaması, çiğneme kuvvetlerine karşı direncinin yeterli olması, yeterli radyoopasite, iyi polisajlanabilmesi ve estetiğin iyi olması sayılabilir (El-Damanhoury ve Platt, 2014; Çelik, 2017). Firmaların ürettiği bulk-fill kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri de farklı olabilmektedir. Bulk-fill kompozit rezinlerde doldurucu oranı azaltılmış, partikül boyutları artırılmıştır. Bu durumda, doldurucu partikül boyutu artırılması ile doldurucu partikül-rezin matriks arayüzü azalmış, ışığın daha az saçılması ve daha çok penetrasyonu sağlanmıştır. Ayrıca translusensliği de artırılan bulk fill kompozit rezinlerin, daha derinlerde polimerizasyon yapılabilmektedir (Bucuta ve Ilie, 2014; Boğatur, 2018).

Viskozitelerine göre bulk fill kompozit rezinler iki grupta incelenebilir (Jang ve ark. 2015). Düşük viskoziteye sahip bulk-fill kompozit rezinler; yüksek esneme kapasiteleri ve üretan esaslı içerikleri nedeniyle posterior dişlerdeki kavitelere, polimerizasyon büzülmesini azaltma amacıyla liner gibi kullanılabilirler (Garcia ve ark. 2014). Bu kompozitler yüzey sertliğinin düşük ve su emiliminin yüksek olmasından dolayı üst kısımlarının 2 mm kalınlığında konvansiyonel kompozit rezinler (akışkan olmayan) ile bitirilmesi önerilmiştir (Burgess ve Cakir, 2010). Yüksek viskoziteye sahip bulk fill kompozit rezinlerin doldurucu oranlarının fazla olması, uygulama kolaylığı, translusensileri kabul edilebilir düzeyde olması, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması gibi avantajlı özelliklerinden dolayı yaygınlaşmaktadır (Çelik, 2017).

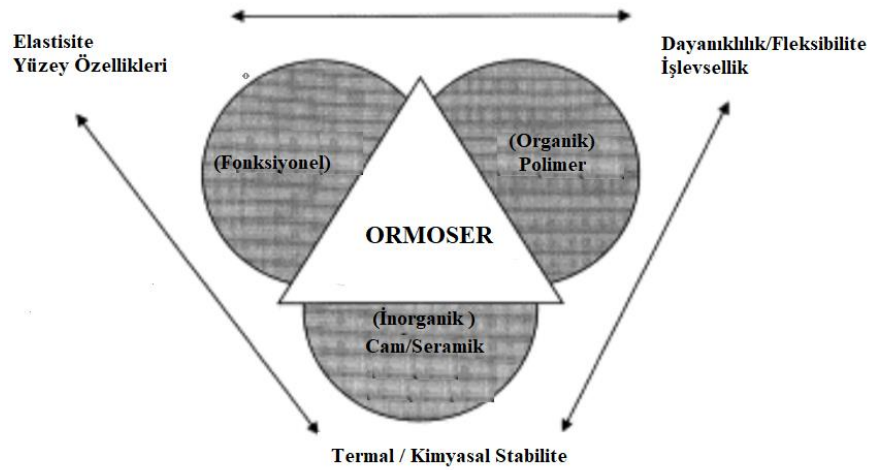
Ormoser içerikli kompozit rezinler

Geleneksel kompozit resin materyallere ormoser (organically modified ceramic) gruplarının eklenmesiyle olarak adlandırılan yeni bir grup inorganik ve organik dental materyaller olarak tanımlanmıştır. Ormoserler karbon yerine uzun 'backbone' olarak adlandırılan silikon yapıdan oluşmaktadır. Bu silikon yapının karbon-karbon çift bağları içeren kenar zincirleri işlenmiştir. Polimerizasyon ise

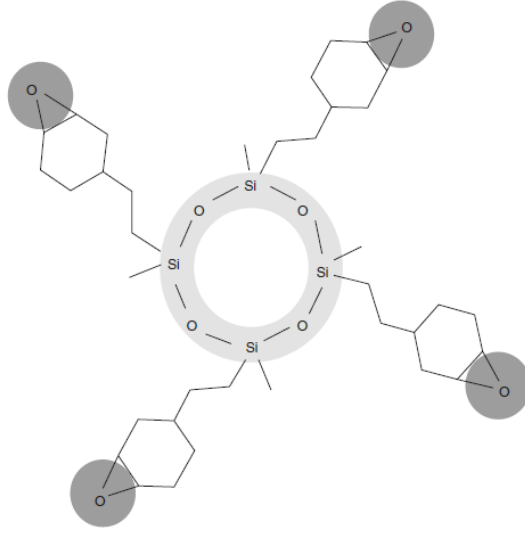
geleneksel polimerizasyon başlatıcıları ile sağlanmaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008). Ormocer temel olarak organik, inorganik ve polisiloksan(fonksiyonel) kısmı olmak üzere üç bileşenden (Şekil 2.6) oluşur (Zimmerli ve ark. 2010):

1. Organik kısımdaki polimerler; polariteyi, çapraz bağlanma yeteneğini, dayanıklılık ve optik davranışları etkiler.
2. İnorganik kısımdaki cam ve seramik bileşenler; termal genişmeden ve kimyasal stabiliteden sorumludur.
3. Polisiloksanlar (Fonksiyonel kısım); elastisite, yüzey özellikleri ve devamlılığı etkiler.

İnorganik bileşenler çok işlevli silan molekülleri tarafından organik polimerlere bağlanır (Zimmerli ve ark. 2010). Silanın alkoksisilil grupları, hidrolisis ve polikondensasyon reaksiyonu sonucu inorganik Si-O-Si ağını (Şekil 2.7), metakrilat grupları da fotokimyasal yöntemle organik polimerizasyon gerçekleşir (Dayangaç, 2011). Polimerizasyondan sonra metakrilat gruplarının organik kısmı üç boyutlu bir ağ oluşturur (Zimmerli ve ark. 2010). Monomer molekülünün büyük boyutlu olması polimerizasyon büzülmesi ve aşınmayı azaltarak monomer salınımlarında azalmayı amaçlamaktadır (Ünlü ve Çetin, 2008). Ancak yapılan çalışmalarda bu özelliklerinin hepsi doğrulanamamıştır (Bottenberg ve ark. 2007; Zimmerli ve ark, 2010).



Şekil 2.6. Ormoseri oluşturan bileşenler ve özellikleri (Haas ve Wolter, 1999)



Şekil 2.8. Siloranın yapısı: açık gri (siloksan) ve koyu gri (oksiran) (Şekil 8: Miletic, 2018b)

İyon salabilen kompozit rezinler

Diş hekimliğinde başka bir güncel konu iyon salabilen kompozit rezinlerin üretilmesidir. İyon salabilen kompozit rezinler restorasyon yüzeyinde pH değerlerinin değişmesine göre florür, hidroksil ve kalsiyum iyonlarını salabilmektedir (Çelik, 2017). Doldurucu içeriğine kalsiyum ve florür eklenen kompozit rezinlerin florürü yüksek oranda salınım yaptığı ve mekanik özelliklerinin de yeterli olduğu belirtilmiştir (Wiegand ve ark. 2007; Xu ve ark. 2010). Yap ve ark., yaptıkları çalışmada kompozit rezinin yapısı gereği iyon serbestleşmesinin az kısmına izin verdiği ve kısa ömürlü olduklarını bildirmişlerdir (Yap ve ark. 1999). Plak birikiminin artması pH'ı düşürür ve iyon salınımı artar. Karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanması ile diş sert dokusundaki mineralizasyon kaybının azalarak restorasyon kenarında oluşan sekonder çürüğün oluşumunun engelleneceği belirtilmiştir (Dayangaç, 2011). Restoratif materyallere eklenen florun açığa çıkabilmesi antikaryojenik etkisi bakımından klinik olarak önemli olmak birlikte ağızda bulunduğu sürece ideal koşullarda bu materyallerin, günlük 1 ppm florun salması beklenmektedir (Can ve ark. 2006).

Uzun süreli kullanımlarda materyallerin düşük konsantrasyonlarda flor içermesinin çürüğü engellemesi açısından etkinliğini bildirilmiştir. Florürün su içerisinde yüksek oranlarda çözünmesi ve su alımının yüksek olması, polimer matrisi etkileyerek doldurucuların çözünmesi sonucu mekanik özellikleri olumsuz

etkilenmektedir. Ayrıca kompozit-diş arasında bonding ajanı bariyer oluşturarak florürünün mineralizasyon oluşturma etkisini azaltır ve flor sadece dış yüzeyde salgılanmaktadır. Bu durumda flor içeren jeller veya gargaralar gerekli olmaktadır (<https://docplayer.biz.tr/9634601-Prof-dr-nuran-ulusoy-kompozit-dolgu-maddeleri.html> /18.04.2020).

Antibakteriyel kompozit rezinler

Antibakteriyel özellikte kompozit rezinlerin üretimi iki farklı şekilde olmaktadır:

- (a) Resin matrisine çözünebilir oranda antibakteriyel ajanların eklenmesidir. Bu yöntemde eklenen ajan klorheksidindir ve etkisini restorasyon materyalinden salınarak göstermektedir.
- (b) Antibakteriyel ajanların resin matrisine sabit olmakla birlikte antibakteriyel aktiviteyi sağlamada monomer olarak 12-methacryloyloxy-dodecyl-pyridinium bromide (MDPB) ilave edilmiştir. Bu monomer matrisine sabit kaldığı için restorasyon dışına salınımı olmaz fakat bakterilerin çoğalmasını ve oluşan bakteriyel plağı önleyici bir mekanizma göstermektedir (<https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag51931136/> 18.04.2020).

Self-adeziv kompozit rezinler

Diş hekimliğinde en dikkat çekici konulardan birisi de herhangi bir adeziv uygulanmadan diş dokularına bağlanabilen kompozit rezinlerin geliştirilmesidir. Bu kompozit rezinlerde içeriğine eklenen all in one adeziv rezinler, mine/dentini asitleyebilen asidik monomerler ile birlikte kullanılmıştır (Poss, 2010). Asidik monomerler gliserolfosfatdimetakrilat ve karboksilik metakrilat'tır. Gliserolfosfatdimetakrilat; fosfat grubu ile dişin kalsiyum iyonları arasında kimyasal bağlantı oluşturabilmektedir. Karboksilik metakrilat; cam iyonomer simana benzer ve karboksilat grupları üzerinden dişin sert dokularında tutuculuğu sağlar. Genel anlamda bu monomerler diş dokusundaki smear tabakasını modifiye ederek, submikron boyutlarda hibrit tabaka oluşmasını sağlamaktadır (Vichi ve ark. 2013). Self adeziv kompozit rezinlerde içerisinde fonksiyonel monomerlerden birisi olan HEMA monomeri, dentin ıslanabilirliğini arttırarak rezinin diş dokusuna penetrasyonundan sorumlu olmaktadır (Van Landuyt ve ark. 2007). Asidik

monomerlerin dekalsifiye etkisi olmasına rağmen, bu materyallerin dentin dokusu ile etkileşimi sınırlıdır. Yüksek viskoziteye sahip doldurucuları içermeleri, monomer difüzyonunu zorlaştırarak substrat yüzeyinin ıslanmasını güçleştirmektedir. Self adeziv kompozit rezinlerin, self adeziv rezin simanlardan temel farkı, asit baz nötralizasyon reaksiyonu göstermemeleri ve florür salan cam doldurucular içermemeleridir (Ferracane ve ark. 2011; Çelik, 2017). Self adeziv kompozit rezinler, daha çok küçük boyutlarda Sınıf I-V kavitelere, çürüksüz servikal lezyonlarda, Sınıf I-II kaviteğin tabanında liner, pit-fissur sealent olarak, porselen tamirinde ve ortodontik tedavide braket yapıştırılmasında kullanılır (Bektas ve ark. 2013; Altunsoy ve ark. 2015). Yapılan araştırmalarda, self adeziv kompozit rezinlerin diş dokularına bağlanma değerlerinin geleneksel kompozit rezinlerden daha düşük olduğu rapor edilmiştir (Vichi ve ark. 2013; Poitevin ve ark. 2013). Self-adeziv kompozit rezinler ile yapılan çalışmaların az olması ve çalışmalardaki sonuçların farklılıklar göstermesi sebebiyle yeni laboratuvar ve uzun dönemde klinik çalışmalar gereklidir.

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinler

Kompozit rezinlere fiziksel-mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi için fiber eklenmiştir. Yapılarında; cam fiberler, poliestere fiberler, karbon fiberler, aramid fiberler ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberler gibi çeşitli özelliklere sahip çeşitli fiberler vardır. Bu fiber yapılar rezin veya polimer esaslı matrikste gömülü olarak bulunur. Matriks, materyale gelen kuvvetleri fiberlere aktarmanın yanında fiberleri ortam neminden korumayı sağlar. Diş hekimliğinde farklı alanlarda kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları; splint uygulamaları, madde kaybı fazla olan dişler ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu bulunmaktadır (Çelik, 2017). Bu materyaller ile dişten az madde kaybı olması sonucu olarak yeterli tutuculuğa sahip restorasyonlar yapmak mümkün olabilmektedir (Baysal ve Ayyıldız, 2014). Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitlerin maliyetinin düşük olması, estetiğin kabul edilebilirliği, ek laboratuvar işlemlerinin olmaması, tamirinin kolay olması, minimal düzeyde preperasyona izin vermesi, kompozit materyalinin kırılması sonucu kırık parçayı bir arada tutabilmesi gibi avantajları vardır. Ancak fonksiyon bozukluğu olan hastalarda üzerindeki kompozitte aşınma olması, nemin kontrol altına alınamadığı durumlarda kullanılmaması, okluzal bölgede arka dişlerde metale göre, okluzalde daha fazla alana gereksinim

duyulması gibi dezavantajları da vardır (Candan ve Eronat, 2008). Bununla birlikte fiber içerikli kompozitin bulk fill kompozit rezinler ile karşılaştırdığı bir çalışmada, mekanik performanslarının daha iyi olduğunu bildirmiştir (Abouelleil ve ark. 2015). Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitlerin ağızda kalma süresi ile ilgili kesin bilgi yoktur (Candan ve Eronat, 2008).

Seromer içerikli kompozit rezinler

Son zamanlarda, kompozit rezinlerin mekanik ve optik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla materyallerin formülasyonunda bazı farklılıklar olmuştur. Seromerler seramik parçacıklarıyla güçlendirilmiş kompozitler olup 2. nesil laboratuvar kompozit rezinleri olarak tanımlanmaktadır. Seromerler ışıkla polimerize, organik matrikse gömülü olan mikrohibrit inorganik doldurucular içerir. Seromerlerin geleneksel kompozit rezinlere göre daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (Kurt ve ark. 2006).

Giomerler

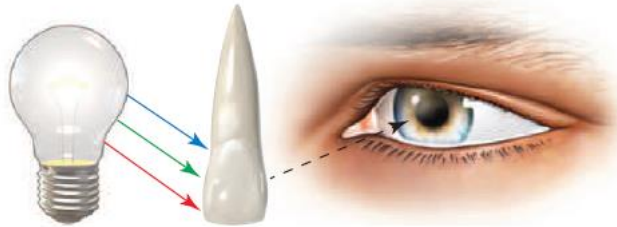
Giomerler; cam iyonomer ve kompozit rezinlerin özelliklerini taşıyarak bu iki materyalin birleşmesiyle oluşmakla birlikte cam iyonomerlerin florür salımı ve yeniden yüklenebilmesi kompozit rezinlerin ise estetik, biyouyumluluğu ve cilalanabilme gibi özelliklerine sahiptir. Reaksiyona önceden giren cam doldurucular (pre-reacted glass ionomer/PRG) rezin matrise ilave edilmiştir (Quader ve ark. 2012). Bu partiküller, sıvı bir ortamda floroaluminasilikat cam partikülleriyle polialkenoik asitin asit-baz tepkimesi sonucunda oluşur. Giomerlerde cam iyonomer simanlarda görülen hidrojel faz geçişi görülmez ve reaksiyona önceden giren cam doldurucuların (pre-reacted glass ionomer/PRG) kullanılması ile florun salınması hızlı oluşturulur (Ikemura ve ark. 2008). Giomerler kompomerlere benzer ve ışıkla sertleşirler ayrıca dişteki dokulara bağlanmada adeziv bağlayıcı sisteme gereksinim vardır (Deliperi ve ark. 2006). Giomerlerin diş hekimliğinde; süt dişi restorasyonları, kök çürüğü restorasyonları, Sınıf I-II-III-IV-V kaviteler ve servikal lezyonlarda kullanılması önerilir (Çapan ve Marmara, 2016).

2.2. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Sistemleri

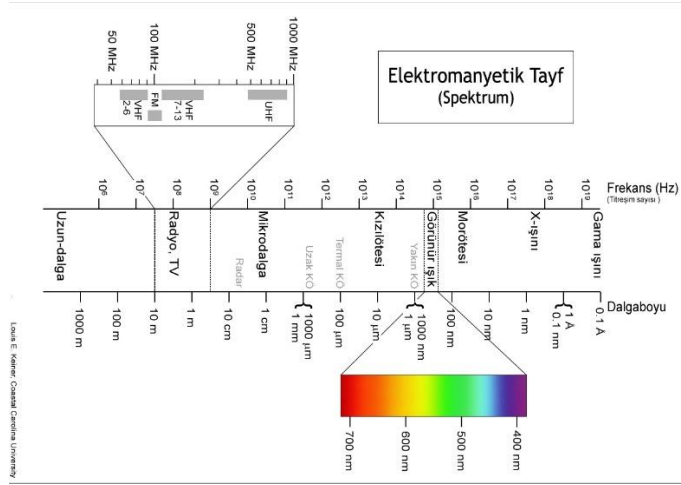
Estetik diş hekimliği fonksiyonel işlevi ve güzelliği hastanın değerlerini bireysel beklentileri ile birleştirmeyi hedefler (Vadher ve ark. 2014). Dental ve

fasiyal dokuların birbiri ile uyumlu olması güzellik algısını ortaya çıkarmaktadır. Biyolojik, morfolojik ve optik özellikler doğru renk seçimini sonucunda kabul edilebilir güzel bir gülüşü oluşturur (nal ve ark. 2015). Renk, her şey çirkin bile olsa bu durumu görsel bir heyecana dönüştürebilir. Renk düzgün ve yerinde kullanıldığında, farklı bir atmosfer yaratır, orantıyı tanımlar, düzen kurar ve duygu yayar. Bütün bunları algılayabilmek için doğru renk seçimini yapma yeteneği ve renk duygusuna sahip olmak gerekir. Diş hekim, restorasyon veya protezin rengini kendi ve hastaların memnuniyetine göre uyguladığında çevresindeki ışığın ve rengin çevresel etkilerine göre iyi bir uyum yakalayabilir (Vadher ve ark. 2014). Günümüzde hastalar beklentilerini karşılamak amacıyla kompozit ile yapılan restorasyonların dişlere yakın renkte olmasını istemektedir. Bu nedenle renk uyumu sadece yapılan dönemde değil, aynı zamanda daha uzun bir süre için de korunabilmelidir (Malekipour ve ark. 2012). İnsanların yaşamındaki estetik değerlerinin öneminin artması diş hekimliğinde kullanılan materyal, teknik ve uygulanacak tedavi protokollerini de doğrudan etkilemektedir (eşmeci ve ark. 2013).

İnsanın renk algısı ışık kaynağı, nesne ve gözlemci olarak üç temel etkileşimden (şekil 2.9) kaynaklanır (Ontiveros ve Paravina, 2018). Bu etkenlerin üçü de değiştirilebildiğinden, bir etkendeki herhangi bir değişiklik renkteki inel algıyı etkileyecektir. Işık kaynağı, nesneyi aydınlatan görünür bir elektromanyetik radyasyon şekline sahiptir. Işık nesneye (diş) arptığında, enerjinin bir kısmı absorbe olur, iletilir ya da ayrılır (Ontiveros ve Paravina, 2018). Dişin rengi, görünebilir ışık aralığında elektromanyetik spektrumun kısıtlı bir alanını kaplar (nal ve ark. 2015). 360 nm-780 nm arasındaki dalga boyu elektromanyetik spektrumda (şekil 2.10) görünen ışık aralığıdır ve insan gözü tarafından algılanır (Yılmaz, 2018).



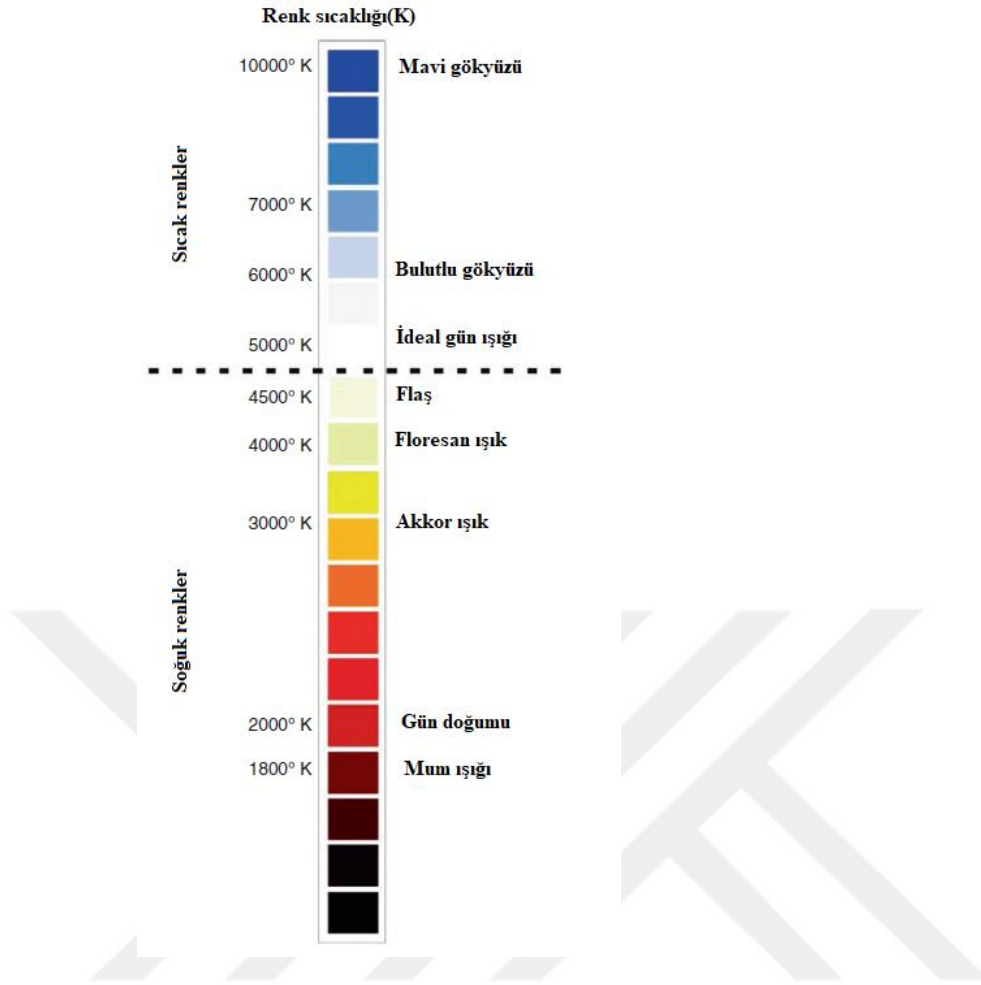
şekil 2.9. Renk lemesi (ışık kaynağı, nesne ve gözlemci) (Ontiveros ve Paravina, 2018)



Şekil 2.10. Elektromanyetik Spektrum

(LouisE.Keiner.http://en.wikipedia.org/wiki/Electromagnetic_spectrum,
<https://tr.wikipedia.org/w/index.php?curid=572089/> 26.04.2020)

İnsanlar günlük yaşamda genellikle farklı ışık kaynaklarına maruz kalırlar. Gün ışığı, gölgeli veya bulutlu hava, floresan ışığı, akkor (ampul) ışığı gibi farklı ışık kaynaklarının renk sıcaklıkları da farklıdır (Şekil 2.11). Renk sıcaklığı, ışık kaynağı tarafından yayılan ışığın renk görünümü ile ilgilidir. Renk sıcaklığı Kelvin (K) ile ifade edilmektedir. 5000° K üzerindeki renk sıcaklıklarına sahip renklere soğuk renkler (mavimsi beyaz), daha düşük renk sıcaklıklarına sahip renklere sıcak renkler (sarımsı beyaz) denir. Örneğin gün ışığı, floresan ışığı ve akkor lamba ışığı sıcak renklerdir, gölgeli ve bulutlu gökyüzü daha soğuk renklerdir. Böylece, aynı nesne, farklı renk sıcaklıklarına sahip ışık kaynaklarına maruz bırakıldığında rengi değişebilir (Oliveira, 2018). Işık yoğunluğunun düşük olması renk tonu algısını etkilerken, yüksek ışık yoğunluğu ise parlamaya ve gözlerin yorgun olmasına neden olabilir. Diş hekimliğinde, renk seçimi için önerilen standart, ideal bir doğal gün ışığına karşılık gelen 5500° K renk sıcaklığıdır. Bu anlamda beyaz ışığı meydana getirmek için gerekli olan bütün ana renkleri (kırmızı, yeşil, mavi) eşit miktarda olmalıdır (Keyf ve ark. 2009). Bununla birlikte, doğal ışık koşulları zamana ve hava durumuna (güneşli / bulutlu) bağlı olarak 3000° K ile 8000° K arasında değişir. Renk eşleştirmede başarı elde etmenin pratik yolu, standart bir gün ışığının özelliklerini taşıyan lamba altında kullanmaktır (Oliveira, 2018).



Şekil 2.11. Sıcak-soğuk renkler ve farklı ışık kaynaklarının renk sıcaklıkları (Oliveira, 2018)

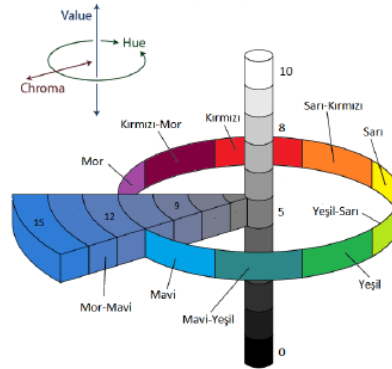
Renk, bir nesnenin ışığı yansıtma veya yayma biçiminin sonucu olarak gözün retinasında görsel bir algı üretme özelliği olarak tanımlanır. 2005 yılında, Rochester Üniversitesi'ndeki nörobilimciler, insan retinasındaki renge duyarlı hücrelerin sayısının insanlar arasında 40 kata kadar farklı olduğunu keşfettiler; yine de insanlar renkleri aynı şekilde algırlar. Bu bulgular görsel renk algısının insan beyni tarafından retinadan fazla kontrol edildiğini göstermiştir. Aslında, farklı renklerin görsel algısı, beynin insan retinasında lokalize olan renge duyarlı koniler tarafından üretilen uyarılara cevap verdiği öznel bir süreçtir. Bu durum dış hekimliğinde renk eğitiminin önemini kanıtlamaktadır (Oliveira, 2018). Sonuç olarak renk; nesne ile ışık enerjisinin fiziksel etkileşiminden ortaya çıkan psiko-fiziksel bir yanıttır (Çetin, 2018).

Renk algısı kadar, renk bilgisinin aktarılmasının da önemi fazladır. Bu anlamda renk daha kolay bir şekilde tanımlanır ve bu durumun standardizasyonu için

birçok sistem vardır. 1611’de Sigried Forsius rengin üç boyutunu uzunluk, genişlik ve yükseklik olarak tanımlamıştır (Kurt ve ark. 2016). Uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve kolay kullanımları bakımından Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleri en çok tercih edilen renk sistemlerindedir (Brewer ve ark. 2004; Gönder, 2018).

2.2.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell tarafından 1905’te geliştirilen bu renk sistemi rengi üç boyutta tanımlar (Şekil 2.12): hue (renk tonu), value (renk değeri / açıklık-koyuluk) ve chroma (renk yoğunluğu)’dır (Paravina ve Powers, 2004; Wee, 2006; Gómez-Polo ve ark. 2014). Hue silindirin çevresindeki halka üzerinde yerleşmiştir ve beş ana, beş ara renge ayrılır. Value silindirin dikey ekseninde beyazdan siyaha kadar grinin tonlarını gösterir. Chroma ise yatay yönde merkezden dışarı doğru gidildikçe artar (Sengez ve Dörter, 2019).

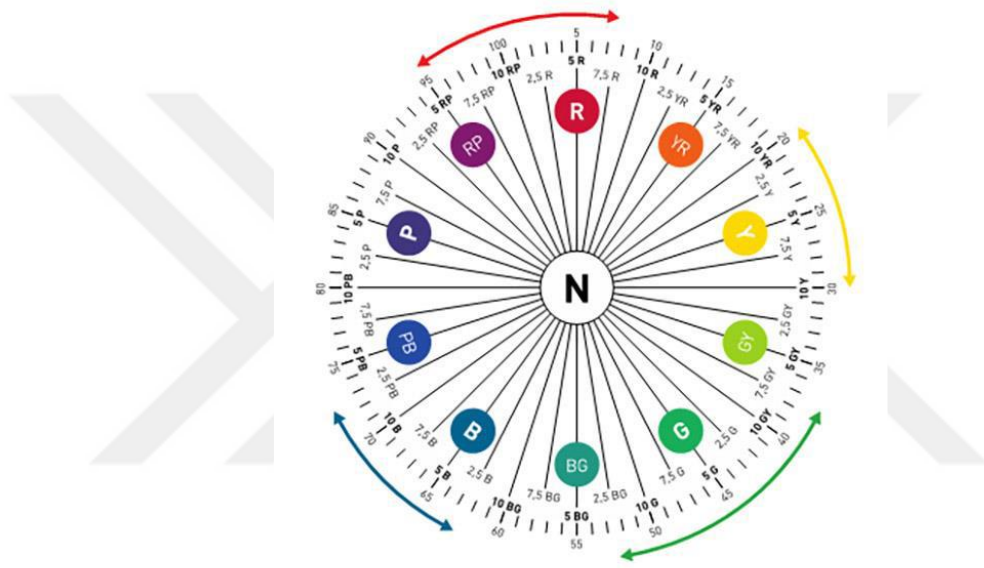


Şekil 2.12. Munsell renk skalası (Barutçugil, 2010)

2.2.1.1. Hue (Renk Tonu)

Hue (renk tonu), renk çeşidi ve karakteri ile ilgili olup nesnenin baskın rengini tanımlar (Rawls, 2013). Bir renk grubunu diğer renk grubundan ayıran özellik olarak tanımlanabilir. Renk tonu özelliği, yansıyan veya absorbe olan ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın dalga boyları ile belirlenir (Zaimoğlu, 2004). Bu renk tonlarının sürekliliği, içinde gösterilen 3-D renk katmanlarını oluşturur. (Rawls, 2013). Ana (saf) renk tonlar kırmızı, mavi, sarıdır ve bu tonlar birincil renkler olarak tanımlanır. Bununla birlikte, ana(saf) tonların karışımı farklı görsel algı uyaranları

üretebilir ve bu tonlar da ikincil renkler olarak tanımlanır. (Oliveira, 2018). Ton, 2,5 ile 10 arası bir ölçekte ölçülür (Şekil 2.12). 10 renk ailesinin her biri için 2,5'lik artışlarla (Kırmızı/ R; Sarı-kırmızı/YR; Sarı/Y; Yeşil-sarı/GY; Yeşil/G; Mavi-yeşil/BG; Mavi/B; Mor-mavi/PB; Mor/P; Kırmızı-mor/P) belirlenir. Bu renkler koordinat sisteminin yatay ekseninde dairesel olarak sıralanmışlardır. Value ve chroma değerlerinden sonra hue değeri belirlenir (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018).



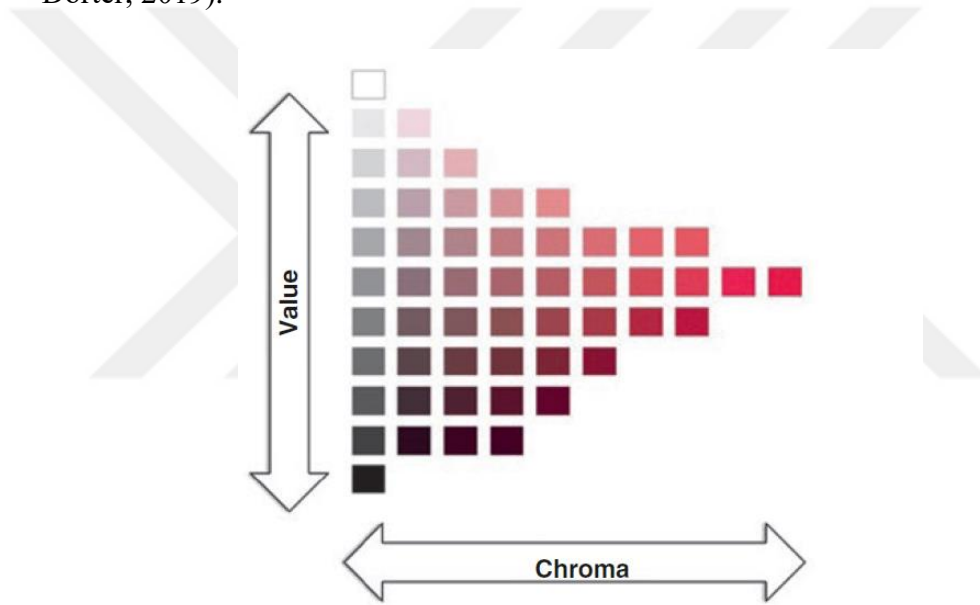
Şekil 2.13. Hue (Renk tonu) (Akdeniz, 2019)

2.2.1.2. Value (Renk Değeri/Açıklık-Koyuluk)

Value (açıklık-koyuluk), bir rengin açıklığı / aydınlığı veya koyuluğu olarak adlandırılır. Başka bir ifadeyle, yansıyan ışığın miktarını gösterir ve bu durum parlaklık olarak tanımlanır (Baltzer ve Kaufmann 2005; Oliveira, 2018). Bununla birlikte value (açıklık-koyuluk), saf siyah (0/) ve saf beyaz (10/) arasında değerler alan parlaklığın derecesi (Şekil 2.14) olarak tanımlanmaktadır (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018). Koyu renkler düşük value değerlerini alırken, açık renkler yüksek value değerlerini ifade eder. Parlak cisimlerin griliği az iken, parlaklığı düşük olan cisimler ise daha fazla miktarda griliğe sahiptir (Baltzer ve Kaufmann, 2005).

2.2.1.3.Chroma (Renk Yoğunluğu)

Chroma (renk yoğunluğu); rengin doygunluk derecesidir. Bir rengin gücü, yoğunluğu ve berraklığı (saflık) olarak da tanımlanabilir (Joiner, 2004). Rengin value değeri belirlendikten sonra en yakın sekmede belirlenebilir. Chroma, akromatik veya gri renkten (/ 0) yüksek oranda doymuş canlı bir renge (/ 18) kadar değişir (Şekil 2.14). Renkler dış tarafta en saf haliyle bulunurken (/18) merkezdeki value eksenine yaklaştıkça soluklaşır (/0) (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018). Chroma ile value ters orantılıdır. Chroma arttığı zaman açıklık-koyuluk değerini düşürür (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013). Renk griden uzaklaştıkça doygunluk derecesi artar (Önal ve ark. 2015). Chroma, Vita Classical renk skalasında numaralarla ifade edilir (Sengez ve Dörter, 2019).



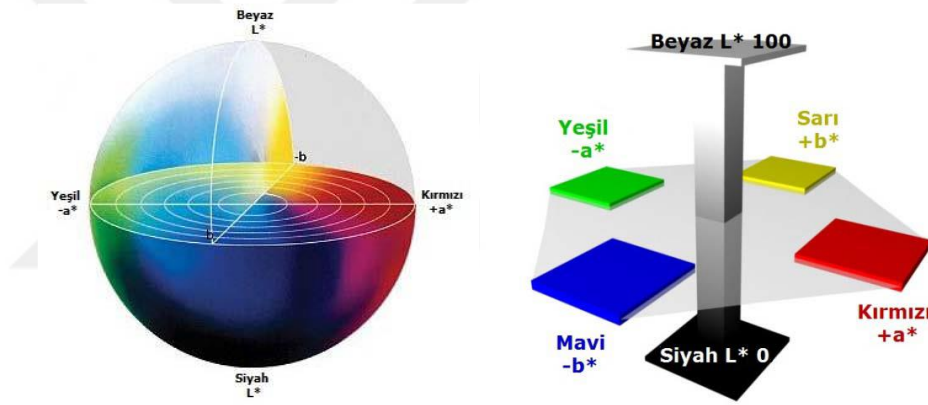
Şekil 2.14. Value ve Chroma (Oliveira, 2018)

2.2.2. CIE Standart Kolorimetrik Renk Sistemi

Renk ölçümleri ile ilgili karışıklığı çözümlenerek belirli bir standart oluşturmak için Munsell renk sisteminin bazı özellikleri saptamada eksik yönleri göz önünde bulundurularak CIE tarafından 1931'de bildirilmiştir. Bu sistemde renklerin tümü; tristimulus değerleri olarak bilinen kırmızı, yeşil ve mavi renklerinin farklı oranlarda karıştırılmasıyla elde edilmektedir (Karakaya, 2017).

2.2.3. CIELab Renk Sistemi

1976 yılında CIE tarafından geliştirilmiş ve diş hekimliğinde yaygın şekilde kullanılmaktadır (Turgut ve Bağış, 2012). CIE L*a*b* renk sisteminde de renk koordinatları 3 ekseninde (Şekil 2.15) tanımlanmaktadır: (L*, a* ve b*). Value ve L* birbiriyle orantılıdır ve rengin aydınlığını, koyuluğunu ya da beyaz (+) / siyah (-) karakterini temsil eder. Dikey ekseninde gösterilir. Rengin kromatik veya siyah-beyaz olmayan karakterleri ise Munsell’de Hue ve Chroma ile temsil edilirken, bu sistemde a* ve b* ile temsil edilir (Sengez ve Dörter, 2019). Renk bileşenleri olarak a yatay ekseninde kırmızı (+) / yeşil (-) arasındaki chroma koordinatları olarak ifade edilirken; b yatay ekseninde sarı (+) / mavi (-) arasındaki chroma koordinatlarını ifade eder (Önal ve ark. 2015). Sistemde kullanılan L, a ve b harflerinin yanındaki bulunan ‘*’ işareti diğer renk sistemleriyle karışmasını önlemek için kullanılır (Kara, 2018).



Şekil 2.15. CIE L* a* b* renk skalası (Barutçigil, 2010)

CIE L*a*b* renk sisteminde iki renk şiddeti arasında mesafenin algı şiddetine oranıyla daha eşdeğer bir renk skalasına gelmesini sağlayarak önerilir (Paravina ve Powers 2004; Sengez ve Dörter, 2019). İnsan gözü renk farklılıklarını algılamada yetersizdir (Heydecke ve ark. 2001). Bu renk sisteminde, renkler geometrik olarak düzenlenir, böylece renkler arasındaki fark matematiksel anlamda hesaplanabilir (Kara, 2018). Bu sebeple CIE L*a*b* sisteminde renk değişikliği iki ölçüm arasındaki farklılıkların hesaplanabilmesi için ΔE formülü geliştirilmiştir: $\Delta E = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2}$. Burada yer alan L_1^* , a_1^* , b_1^* birincil renk ölçümündeki değerleri, L_2^* , a_2^* , b_2^* ise ikincil ölçüm ya da yapılan test/işlem sonrası renk değerleridir (Heydecke ve ark. 2001; Kara, 2018). Karşılaştırmalar sonucunda

ΔE_{ab} 'nin sıfır olması iki nesne/ölçüm arasında renk farklılığının olmadığını gösterir. ΔE değerinin sıfırdan farklı olması da iki nesne/ölçüm arasındaki renk farklılığını belirtir. ΔE_{ab} değeri arttıkça renk farklılıkları netleşir ve bunun sonucu olarak belirli değerler üzerindeki farklılıklar görsel algılanabilir (Kara, 2018). Paravina ve ark., ΔE_{ab} değerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabilir ve kabul edilebilir olduğunu araştırmışlardır. ΔE_{ab} 'nin %50:%50 algılanabilir eşik değerini; 1.2 olarak, %50:%50 kabul edilebilir eşik değerini ise 2.7 olarak bildirmişlerdir (Paravina ve ark. 2015).

CIE tarafından 2000 yılında CIEDE 2000 formülasyonu yayınlanarak geliştirilmiş yeni bir formülasyon olarak tanıtılmıştır. CIE TC1-47 nolu oturumunda geliştirilmiş renk farkı formülasyonu tartışılmış, 2013 yılında CIEDE 2000 formülasyonunun renk farkının ölçülmesinde standartizasyona uygun olduğu belirtilmiştir (Melgosa, 2013). CIE tarafından günümüze kadar olan süreç içerisinde renk sistemleri geliştirilerek CIE L*a*b* renk sisteminden sonra birçok sistem belirtilmiştir. CIE L*a*b* renk sistemine daha iyi bir alternatif olarak CIEDE 2000 renk formülü sunulmuş ve çalışmalarda araştırılmıştır (Sharma ve ark. 2005; Gomez-Polo ve ark. 2016). Araştırmacılar tarafından CIE L*a*b* renk sistemindeki değişken faktörlerin eşit olarak değerlendirilmediği bildirilmiş ve gözün algılayabileceği değer aralığına yakın algılanabilirliği ve kabul edilebilirliğini daha uygun ve doğru bir şekilde saptayan CIEDE 2000 renk formülünün uyumlu olduğu belirtilmiştir (Gomez-Polo ve ark. 2016; Pecho ve ark. 2016). CIEDE 2000 sisteminde renk ölçümlerinin yapılmasında ΔE_{00} formülü:

$$\Delta E_{00} = [(\Delta L/K_L.S_L)^2 + (\Delta C/K_C.S_C)^2 + (\Delta H/K_H.S_H)^2 + R_T.(\Delta C/K_C.S_C).(\Delta H/K_H.S_H)]^{1/2}$$

(Scharma ve ark. 2005). Bu sistemde ΔE_{00} formülünün açılımı Şekil 2.16'daki gibidir.

Bu formülde yer alan ΔL , ΔC ve ΔH iki ölçüm arasında sırasıyla lightness, chroma ve hue tonu farklarıdır; S_L , S_C ve S_H sırasıyla lightness, chroma ve hue tonu bileşenleri için ağırlıklandırma işlevleridir; R_T , mavi bölgedeki renk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi gösterir. R_T , aynı renk yoğunluğu yarıçapı içerisinde yer alan renklerde sıfır değerini ($\Delta C=0$) almaktadır. K_L , K_C ve K_H ise lightness, chroma ve hue için hesaplanan parametrik faktörlerdir. K_L , K_C ve K_H çalışma koşullarındaki varyasyonlar için parametrik faktörlerdir. Bu terimler materyal yüzeyi, ölçüm yapılan arka plan gibi çalışma koşullarındaki hataların

düzeltilmesi amacıyla formülüzasyona eklenmiştir. Genel olarak parametrik değerlerin 1 olarak belirtildiği CIEDE 2000 (1:1:1) sistemi kullanılmaktadır. (Luo ve ark. 2001; Pop-Ciutrla ve ark. 2016, Karakaya, 2017; Salas ve ark. 2018). ΔE_{00} değerinin değerlendirilmesiyle ilgili olarak Paravina ve ark., yaptığı çalışmada ΔE_{00} 'nin %50:%50 algılanabilir eşik değerini; 0.8 olarak, %50:%50 kabul edilebilir eşik değerini ise 1.8 olarak bildirmişlerdir (Paravina ve ark. 2015).

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^*$$

$$\bar{L} = \frac{L_1^* + L_2^*}{2} \quad \bar{C} = \frac{C_1^* + C_2^*}{2}$$

$$a_1' = a_1^* + \frac{a_1^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^{\tau}}{\bar{C}^{\tau} + 25^{\tau}}}\right) \quad a_2' = a_2^* + \frac{a_2^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^{\tau}}{\bar{C}^{\tau} + 25^{\tau}}}\right)$$

$$\bar{C}' = \frac{C_1' + C_2'}{2} \text{ and } \Delta C' = C_2' - C_1' \quad \text{where } C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1'^2} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2'^2}$$

$$h_1' = \text{atan2}(b_1', a_1') \text{ mod } 360^\circ, \quad h_2' = \text{atan2}(b_2', a_2') \text{ mod } 360^\circ$$

$$\Delta h' = \begin{cases} h_2' - h_1' & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \\ h_2' - h_1' + 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' \leq h_1' \\ h_2' - h_1' - 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' > h_1' \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2), \quad \bar{H}' = \begin{cases} (h_1' + h_2' + 360^\circ)/2 & |h_1' - h_2'| > 180^\circ \\ (h_1' + h_2')/2 & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(\bar{H}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{H}') + 0.32 \cos(3\bar{H}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{H}' - 63^\circ)$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015 (\bar{L} - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L} - 50)^2}} \quad S_C = 1 + 0.045 \bar{C}' \quad S_H = 1 + 0.015 \bar{C}' T$$

$$R_T = -2 \sqrt{\frac{\bar{C}'^{\tau}}{\bar{C}'^{\tau} + 25^{\tau}}} \sin \left[60^\circ \cdot \exp \left(- \left[\frac{\bar{H}' - 275^\circ}{25^\circ} \right]^2 \right) \right]$$

Şekil 2.16. CIEDE 2000 formülasyon açılımı (Scharma ve ark. 2005)

2.3. Renk ve Işık Terimleri

2.3.1. Kırılma (Refraction), Yansıma (Reflection) ve Emilim (Absorption)

Işık ışınlarının ayırıcı bir yüzeye çarpması sonucu bir kısmı yansarak geldiği ortama döner, bir kısmı da doğrultusu ve hızı değişerek diğer ortama geçer ve bu durum ışığın kırılması olarak tanımlanır (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013). Işık nesneye gelip çarptığı zaman; ışığın gelirken doğrultusu, geldiği ortamda sahip olduğu hız ve çarptığı nesneye göre; yüzeyden yansiyabilir, kırılmaya uğrayabilir, nesne tarafından absorbe edilebilir, bir kısmı da nesne içinden devam edebilir ya da tüm yönlere dağılır (Kurt ve ark. 2016; Karakaya, 2017). Ortamda ışık yoksa görüntü oluşmaz. Dışteki şekil ve renk görsel algının başladığı ve beyine giden sinyaller ile göze ulaşabilen ışık dalgaları ile belirlenebilir (Trakyalı, 2013). Dışe gelen ışığın bir kısmı mineden yansır bir kısmı absorbe olarak dentine geçer. Dentinin bulunmadığı insizal kenarlardan gelen ışık ağız içinde (karanlıkta) absorbe olur (Önal ve ark. 2015).

2.3.2. Opasite

Opasite, materyallerin ışığın geçişini önleyen özelliğidir. Opak bir materyal gelen ışığın bir kısmını emebilir ve geri kalan kısmını yansıtabilir. Gün ışığından gelen ışığı yansıtan nesnelere beyaz renkte görünürken, gelen ışığın tamamen absorbe olması ile cisimler siyah renkte görünür (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018). Opak nesnelerin yüzeylerinden yansıyan ışığın elektromanyetik spektrumunda sahip olduğu yer nesnenin kendi rengini gösterir (Karakaya, 2017).

2.3.3. Saydamlık (Transparanlık)

Işığın tamamının bir materyalin içinden geçmesidir. Saydam materyalin arkasındaki nesne net olarak görülebilir (Karakaya, 2017).

2.3.4. Yarı Saydamlık (Translucency)

Opasite ile saydamlık arasında belirtilen translüsensi; materyalin ışığın bir kısmını kırma, yansıtma ve geçmesi durumu olarak tanımlanır (Della Bona ve ark. 2014). İnsan dişi birçok translüsent karakterizasyona sahiptir. Doğal dişlere benzer restorasyonlar için materyallerin translüsens özelliğe sahip olması gerekir (Önal ve

ark. 2015). Dişlerde minenin translüsensi özelliği, yüzeyin parlaklığı, dehidrasyonun seviyesi, yüzeye gelen ışığın dalga boyu, insidans açısı gibi faktörlere göre değişir (Yılmaz, 2018). Translüsent özellik artarsa parlaklık azalır (Önal ve ark. 2015). Johnston ve ark., (Johnston ve ark. 1995) tarafından belirtilen translüsensi parametresi (TP) diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan materyallerin translüsensi özelliğini değerlendiren yöntemlerden birisidir (Gül ve Akgül, 2013).

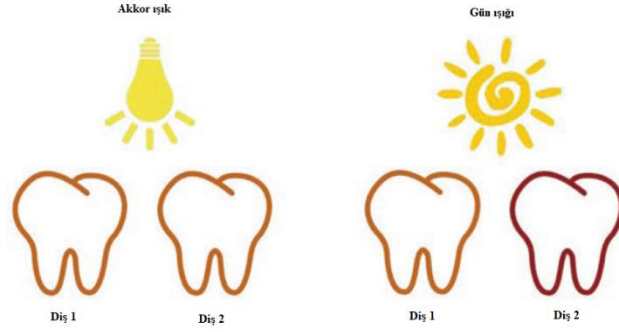
2.3.5. Işıma (Fluorescence)

Materyal tarafından ışığın absorbe olmasıyla uzun bir dalga boyunda yayılması ve materyalin sahip olabileceği ışık enerjisinden daha fazlasına sahip olması sonucunda ışıma (fluorescence) oluşur (Sengez ve Dörter, 2019; Pfeifer ve Sakaguchi, 2018). Doğal dişlerde organik içeriği daha fazla olan dentin dokusunda floresans özellik baskınlık kazanır (Vadher ve ark. 2014). Bu özellik, dişlere parlaklık katıp daha canlı bir görüntü verir (Önal ve ark. 2015). Yapılan restorasyon ve doğal dişler farklı floresansa sahip olursa renk uyumsuzlukları görülebilir (Sengez ve Dörter, 2019). İnsan dişi, ultraviyole ışık (365 nm) ile uyarıldığında floresan ışık yayar; bu durum polikromatik olmanın yanında spektrumun mavi bölgesinde (450 nm) en büyük yoğunluktadır. Anterior bölgede kullanılan bazı restoratif materyallere ve dental porselenlere diş yapısının doğal görünümünü elde etmek için floresan bileşenler eklenmiştir (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018).

2.3.6. Metamerizm

Metamerizm, renk algısını oluşturan üç ana faktörün (ışık, nesne ve gözlemci) arasındaki ilişkinin değişmesi ile ortaya çıkar. Metamerizm (Şekil 2.17), bir ışık kaynağı altında özdeş görünen ışık kaynağına bağlı olarak farklı görülmesidir (Yılmaz, 2018). Renk ölçümü yapılan ortamın aydınlanması değişince, metamerizm özelliğini gösteren cisimler birbirinden farklı renkte görülürler (Önal ve ark. 2015). Işığın cinsi ve yoğunluğu dental restorasyonlardaki renkleri eşleştirirken kontrol edilmesi gereken faktörlerdendir. Işık kaynakları ve gün ışığının spektrumu birbirinden farklı olduğundan, restoratif bir materyal ile diş arasında bir renk algısı diğeri ile eşleşmeyebilir (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018). Metamerizmin olumsuz etkilerini engellemek amacıyla renk ölçümü yapılırken ortam aydınlatma koşulları

standardize edilmesi edilmelidir (Önal ve ark. 2015). Ayrıca metamerizm, dijital cihazlar için de geçerli bir olgudur (Yılmaz, 2018).



Şekil 2.17. Metamerizm (Oliveira, 2018)

2.3.7. Pigmentasyon

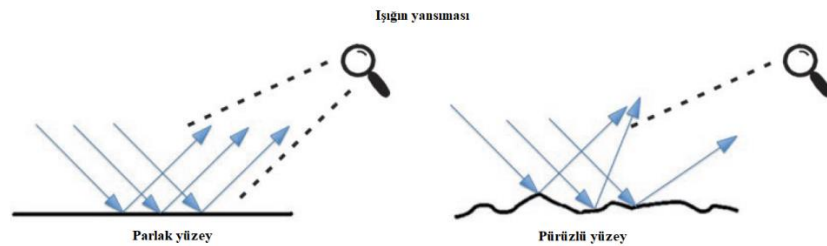
Rengi meydana getiren küçük partikülleri pigment olarak tanımlanırken materyale yapılan renklendirme işlemine pigmentasyon denir. Rengi meydana getiren bu pigmentler metal dışında materyalin içinde bulunur (Gönder, 2018). Kompozit rezinler, protezde kullanılan akrilik ve silikon maksillo-fasiyal materyaller ve dental seramikler gibi metalik olmayan materyallere renkli pigmentlerin dahil edilmesiyle restorasyona estetik etkiler verilebilir. Algılanan renk, ışığın spesifik dalga boylarının pigmentler tarafından emilmesinden ve diğer dalga boylarının yansımından kaynaklanır. Örneğin, merkurik sulfid veya vermilion maddesi kırmızıdır çünkü kırmızıyı hariç tüm renkleri emer ve kırmızıyı yansıtır. Başka bir örnek olarak yeşil renk, içindeki mavi ve mor renkteki cadmium sulfide pigmentleri ile kırmızı, turuncu ve sarı renkteki ultramarine pigmentlerin karışımı sonucunda oluşturur. Pigmentlerin karıştırılması bu nedenle renklerin çıkarılması işlemi içerir. Renkler uygun saydamlıkla birleştirildiğinde, çevredeki diş yapısına veya yumuşak dokuya uygun olacak şekilde restoratif materyaller elde edilir. Dişeti dokularının rengi ve saydamlığı hastadan hastaya ve ağzın bir bölgesinden diğerine büyük ölçüde değişir (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018).

2.3.8. Opalesanslık

Opalesanslık, bir materyalin ışık yansıtıldığında bir renk ve ışık içinden geçtiğinde başka bir renk gibi görünmesi durumudur (Vadher ve ark. 2014). Opaller prizma gibi davranır ve farklı dalga boylarını farklı açılarda kırabilir. Işığın kısa dalga boyları daha çok kırılır. Mine içerisindeki hidroksiapatit kristalleri prizma gibi davranır. Dişler ve dental materyallerde ışığın dalga boyları farklı oranlarda opalesans özellik içerir. Üzerine ışık düştüğünde opaller ve mine gelen ışıktaki kırmızıları iletir, mavileri de yansıtır; böylece minede renksiz olsa da mavimsi bir görüntü oluşur (Sengez ve Dörter, 2019). Opalesans etkisi dişleri aydınlatıp optik derinlik ve canlılık kazandıran bir özelliktir (Vadher ve ark. 2014). Dişin doğal görünümünü taklit eden estetik restorasyonlar üretmek için opalesans özelliklere sahip materyaller kullanılmalıdır. Bu, porselen materyallerin yanı sıra kompozit rezinlerin de kullanımını yaygınlaştırmıştır (Pfeifer ve Sakaguchi, 2018).

2.3.9. Parlaklık (Gloss)

Parlaklık, yüzeyler tarafından ayrılan ışığın geometrik dağılımından kaynaklanan görsel görünümün bir özelliğidir (Ontiveros ve Paravina, 2018). Yüzey parlaklığı objeye cilalı bir görünüm kazandıran optik bir özelliktir ve rengin algılanmasında önemlidir. Pürüzsüz yüzeylerin parlaklığı daha yüksektir. Düzgün ve polisaj yapılmış yüzeylere gelen ışığın açısı yansıyan ışığın açısına eşitken, pürüzlü yüzeylere gelen ışın yüzey tarafından dağıtılır ve parlaklığında bir azalma olur (Sengez ve Dörter, 2019). Bu durum Şekil 2.18’de gösterilmiştir.



Şekil 2.18. Gelen ışığın parlak ve pürüzlü yüzeyde yansımaları (Oliveira, 2018)

2.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde estetik gelişmelerle birlikte diş renginde restoratif materyaller üretilmeye başlanmış ve kullanımları yaygınlaşmıştır. Sağlıklı diş dokuları ile renk uyumunun sağlanması ideal estetiğin oluşmasında en önemli faktörlerden birisidir (Karakaya, 2017). Bu kapsamda renk ölçüm yöntemleri temel anlamda görsel ve cihaz kullanılarak ölçüm olmak üzere iki çeşittir (Sengez ve Dörter, 2019).

2.4.1. Görsel Ölçüm

Herhangi bir cihaz kullanılmadan göz duyusu ile rengin belirlenip değerlendirmesine görsel ölçüm yöntemi denir. Görsel ölçüm için farklı, basit yöntemler vardır. Ölçümü yapan kişi, örneklerin birbirine göre renk tonunun pigmenti ya da miktarı bakımından sıralama yapabilir. Munsell renk sistemi kullanılarak da değerlendirme yapılabilir. Diğer bir yöntem olarak da kişi belirli bir renk skalası ile karşılaştırarak ölçümü yapabilir (Gönder, 2018). Görsel ölçümde ortam koşulları yani ölçüm yapılan ortamın aydınlatma tipi, ağız ortamının kuru olması veya çok ıslak olması, karşılaştırma yapılan skalanın güvenilirliği, ölçüm yapan kişinin psikolojik durumu, yaşı, görme kusuru ya da bozuklukları görsel ölçüm yapılırken hataya sebep olabilecek etkenler arasındadır (Wee ve ark. 2002). Renk skalalarında doğal dişlerdeki renklerin hepsini kapsamaz, bu sebeple hasta veya hekimin beklentilerini karşılayacak rengin seçilmesi zordur. Görsel yöntemin diğer dezavantajları olarak; diş hekimi ile diş teknisyeninin iletişimde kullanacağı renk çeşitliliğinin sınırlılığı, renk karşılaştırmalarında diş hekimlerinin birbirleriyle ve kendi seçimleri arasında farklılıkların olması ve oluşturulan sonuçların CIE L*a*b* renk skalasına dönüştürülememesi sayılabilir (Trakyalı, 2013).

2.4.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Ölçüm

Renk ölçümünde cihaz yardımıyla daha objektif, tekrarlanabilir ve hızlı ölçümler yapılabilir. Bu durum görsel ölçüme göre avantaj sağlanır. Renk ölçüm cihazları günümüzde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar olmak üzere 4 farklı grupta incelenir (Müdüroğlu ve ark. 2018).

2.4.2.1. Kolorimetreler

Cihazın renk kalibrasyonunun yapılmasıyla sabit bir açı ve tek ışık kaynağı altında nesnenin renk verilerini tespit eden cihazlardır. Ölçülen yüzeyin renk ölçümünde ışık kaynağına ihtiyaç vardır. Fakat kendisinden parlak renklerin ölçümünde ışık kaynağına gerek yoktur (Paravina ve Powers, 2004). Kolorimetre; insan gözüne benzer X, Y, Z (tristimulus) ve L, a, b değerleri ölçer. Kolorimetrede yüzey renkleri ölçmede 3 farklı sensör işlev görür. Bu sensörler, insan gözünde renkleri algılama işlemini stimule edebilmek için yapılan birtakım hesaplamalar sonucunda elde edilen X, Y, Z sistemine yakın sonuç alabilmek için yerleştirilen renk koordinat bilgisidir. İçerisinde kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere 3 filtre yer almaktadır (Müdüroğlu ve ark. 2018). Ayrıca cihazın pozisyonu, aydınlatma koşulları, dişte bulunan renklenme, çürük, dehidratasyon özellikleri kolorimetre ile renk ölçümünü etkileyebilir (Ma ve ark. 2010). Kolorimetreler spektrofotometrelere göre daha ucuzdur ancak görsel ölçüm yöntemine göre pahalıdır. Kullanımı kolaydır fakat cihaz düz ve eğimli yüzeylerde farklı renk ölçebilir (Önal ve ark. 2015). Kolorimetrelerin avantajları arasında kullanım kolaylığı ve diğer renk cihazları ile karşılaştırıldığında ise fiyatlarının uygunluğudur. Ayrıca detektörlerin kısa süre içerisinde eskimesinin sonucu olarak cihazın doğru ölçümü yapması ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği düşüktür. Metamerizm kolorimetrelerle belirlenmemektedir (Yılmaz, 2011).

2.4.2.2. Spektrometreler:

Toplayıcı optikler, monokromatör, dedektör ve okuyucu olmak üzere 4 bölümden oluşan spektrometreler ışık kaynaklarının spektral güç dağılımını ölçerler (Önal ve ark. 2015). Spektrometreler, radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılır ve renk üretim uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır (Park ve ark. 2006). Spektrometrik yöntemlerde objelerin elektromagnetik alanlarda kendine özgü bir yansıma değerleri vardır. Burada yansıma değerleri objenin rengi, dokusu, parlaklığı ve görünüşü gibi özelliklerini veren kimyasal yapıdan kaynaklanır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrum üzerinde 5, 10, 20 nm aralıklarında ölçülür (Park ve ark. 2006). Spektrometrelerde spektrometre ve obje arasında açıklık bulunmadığı için 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Müdüroğlu ve ark. 2018). Tıp, kimya gibi farklı alanlarda kullanılmakta olan

spektroradyometreler diş hekimliğinde ise daha çok laboratuvar çalışmalarında tercih edilmektedir (Kurt ve ark. 2016). Dental çalışmalarda spektroradyometreler dişlerin renginin ya da seramik kor yapıların translusensi değerlerinin belirlenmesinde kullanılır (Müdüroğlu ve ark. 2018). Adli tıpta diş renginden yaş tespit edilmesinde spektroradyometre kullanılan bir çalışmada sonuçlar oldukça başarılı bulunmuştur (Martin-de las Heras ve ark. 2003) Ölçüm açısındaki meydana gelebilecek küçük farklılıklar sonuçları değiştirebileceğinden, ölçümlerin büyük bir hassasiyetle yapılması gerekir (Müdüroğlu ve ark. 2018).

2.4.2.3. Spektrofotometreler

Cihazın içerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur (Müdüroğlu ve ark. 2018). Spektrofotometreler çoklu 'sensör' adı verilen bir sistem ile çalışarak cismin yansıttığı veya geçirdiği görünür enerji miktarını ölçen cihazlardır (Önal ve ark. 2015). Bu sensörlerin etkisiyle insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri belirlenebilir. Çalışma prensibi örnekten yansıyan ışığın, beyaz yüzeyden yansıyan ışığın oranı sonucunda ölçülmesidir. Cihaz içerisinde beyaz ışığı 10- 20 nm dalga boylarında bir spektruma ayıran prizma bulunmaktadır. Görünür spektrumda 1-25 nm aralıklarında cisimden yansıyan ışık enerjisinin miktarını ölçer. Spektrofotometreler profesyonel ölçümlerde, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolü ve renk tarifinde kullanılır (Müdüroğlu ve ark. 2018).

Daha çok bilimsel çalışmalarda ve rengin tarifinde kullanılan spektrofotometreler; diş hekimliğinde iki cisim arasındaki renk farklılığını hesaplamak ve dişlerin, protetik ve restoratif materyallerinin rengini tespit etmek için kullanılırlar (Önal ve ark. 2015; Müdüroğlu ve ark. 2018). Farklı ışık kaynağı ayarları ile ölçüm yapabildikleri için metamerizmi de belirleyebilirler. Spektrofotometrelerin uzun dönemde, tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmeleri renk ölçümlerinde tercih edilmelerini sağlamaktadır (Paravina ve Powers, 2004).

2.4.2.4. Dijital Kamera ve Görüntüleme Sistemleri

Renk ölçümlerinde dijital kameraların kullanılması son zamanlarda oldukça popüler olmaya başlamıştır. Sistemin en önemli avantajı tüm objenin renk görünümünün elde edilmesidir (Lath ve ark. 2007). Diş hekimliğinde kullanılacak olan bir dijital kamerada; kablosuz flaş kontrolü, 6MP veya daha fazla çözünürlük

olması gerekmektedir. Aslında bir renk ölçme yöntemi olmamasına rağmen teknisyen ile olan iletişimde kullanışlıdır (Önal ve ark. 2015). Dijital kameralar görüntüyü milyonlarca ışığa hassas elemanları (fotosit) içeren algılayıcı (CCD) larla yakalar (Karakaya, 2017). Fotositler üzerine gelen toplam ışığa karşılık verebilir. Kamera üç rengi de her bir piksele kaydeder. Dijital kameralar renk sinyallerini R/kırmızı, G/yeşil, B/mavi sinyaller şeklinde almaktadır. Kameranın algılayıcıları CIE standart gözlemcisiyle aynı spektral hassasiyette olmadığından kameranın RGB değerleri CIE XYZ değerleriyle uyuşmaz. Bu sebeple ölçüm sırasında RGB değerleri CIE'nin XYZ değerlerine çevrilmelidir, bu işlem de kamera karakterizasyonu olarak tanımlanır. Fakat kameralar tek başına ölçüm cihazı değildir, bu sebeple yöntem; klinik şartlarında elde edilen dijital görüntü kameranın bağlandığı bilgisayar sistemindeki analizine dayanır (Kurt ve ark. 2016). İstenen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alınır ve kameranın bağlı olduğu bilgisayarda bu değerler CIE L*a*b* cinsinden de ifade edilebilir. Sistem; dijital kamera dışında bilgisayar, görüntü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır (Wee ve ark. 2006). Sonraki süreçte dijital kameralarla kolorimetre / spektrofotometrenin avantajlarının bir araya getirilmesi ile daha doğru sonuçlar elde etmek için yöntemlerin birlikte olduğu çeşitli cihazlar geliştirilmiştir (Kurt ve ark. 2016). Dijital kameralar ile renk analizinin ölçülmesi görüntünün kalitesine bağlıdır. Bu yöntemle yapılan analiz; kameranın tipi-ayarları, ortamın aydınlanması, görüntü boyutu, ilgili dışın pozisyonu gibi faktörlerden etkilenir (Turgut ve Bağış, 2012; Karakaya, 2017). Renk ölçümünde dijital kameraların kullanılması oldukça pratiktir; ancak çevre ışıklandırması, fotoğrafın açısı gibi faktörler renk algısını değiştirebilmektedir (Doğan ve Yüzügüllü, 2011). Dijital kamera sistemleri tek başına kullanılırsa renk analizinde güvenilir olmamaktadır. Fotoğraf değerlendirmeleri tamamen sübjektiftir ve yeterli olmadığı da görüşler arasındadır (Müdüroğlu ve ark. 2018). Dijital kameralar dışın üzerindeki efektlerin, örneğin mine hipoplazileri, dekalsifikasyonlar ve translusentliğin varlığında klinisyen ve teknisyen arasında aktarımın doğru olarak yapılabilmesi için kullanılabilir (Vivek ve ark. 2013). Dış hekimliğinde dijital teknolojinin kullanım alanı son yıllarda genişlemiştir. Dijital teknoloji, hekimlere sanal bir ortamda çalışma ve herhangi bir klinik vakanın tanı, planlama ve tedavisini geliştirme olanağı sunmaktadır (Solaberrieta ve ark. 2016).

2.5. Kompozit Rezinlerde Renk Stabilitesi

Restoratif materyallerin klinik ömrü hastaya uygulandıktan hemen sonra başlar (Drubi-Filho ve ark. 2012). Uzun dönemde materyaller yüzey renklenmelerine karşı dirençli olup renk stabilitesini koruyabilmelidir (Bagheri ve ark. 2005). Kompozit rezinlerde meydana gelen renklenmeler birçok faktöre bağlı olarak gözlenebilir. Bunlar yetersiz polimerizasyonun olması, materyalin su absorpsiyonu, kimyasal reaksiyon, diyet, ağız hijyeni ve restorasyon yüzeyindeki değişiklikler gibi içsel ve dışsal kaynaklı olabilir. (Tae-Hyung ve ark. 2013; Genç ve Toz, 2017). Aguiar ve ark., kompozit rezinlerin doldurucu içeriğinin az olması sonucunda su emiliminin fazla olduğu ve bu durumun doldurucu ve matriks ayrışmasına veya doldurucunun hidrolitik bozunmasına neden olarak materyalde daha fazla renklenme neden olduğunu bildirmişlerdir (Aguiar ve ark. 2007). Satou ve ark. (1989), hidrofilik çözeltilerde kompozit rezin yüzeyinde meydana gelen renklenmenin su emilimi ve hidrojen bağlanması ile ilişkili olduğunu, hidrofobik çözeltilerde ise kompozit rezin yüzeyinde ölçülen kontakt açısının renklenmede rol oynadığını bildirmiştir.

Kompozit rezinlerin dışsal kaynaklı renklemelerin çözümü daha kolayken, içsel kaynaklı renklemelerin tedavisinde ise restorasyonun değişimi gerekebilir. İçsel renklemelerin önlenmesi ise materyallerin yapısal kompozisyonun geliştirilmesiyle mümkündür (Genç ve Toz, 2017).

2.6. Kompozit Rezinlerde Bitirme ve Polisaj

Dental restorasyonlarda bitirme ve parlatma işlemleri, restorasyonun uzun ömürlü olmasında ve estetiği elde etmede önemli adımlardandır (Komalsingsakul, 2019). Bitirme ve polisaj işlemleri yapılan restorasyonlar daha iyi dişeti sağlığı, çiğneme verimliliği, hasta konforu ve estetiğin iyi olmasında yarar sağlar (Antonson ve Anasuvic, 2013). Uygun bitirme ve polisaj prosedürü ile plak birikiminin azaltılması, restorasyonların renklemelerinin önlenmesi, diş eti irritasyonunun engellenmesi sağlanabilir (Tuna, 2011). Kompozit rezinlerde polimerizasyon oluşurken açığa çıkan serbest radikaller, oksijen ile reaksiyona girerek materyalin yüzeyinde dokular için toksik, mekanik özellikleri zayıflatan oksijen inhibisyon tabakasını meydana getirir. Restoratif materyallerin yüzeyinde oluşan bu oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılması için bitirme ve polisaj işlemlerinin mutlaka uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Türkün ve Türkün, 2004; Bijelic-Donova ve ark. 2015).

Dental restorasyonlarda bitirme ve polisaj uygulamaların etkinliği bazı faktörlere göre değişir: uygulanan materyalin tipi, aşındırıcının fiziksel özellikleri, materyal ile aşındırıcı madde arasındaki sertlik farkının olması, aşındırıcı partikülün boyut, miktar ve şekli, enstrümanın uygulanma hızı, basıncı ve aşındırıcı uygulamasında yer alan materyaller (su, suda çözünen polimer, gliserol, silikon yağı, vazelin) gibi faktörlerden etkilenir (Jefferies, 2007; Pereira ve ark. 2011; Ölmez ve Kisbet, 2013). İnorganik doldurucu partiküllerin ve organik matriksin sertliklerinin birbirlerinden farklı olması, polisaj sonrasında yüzeyin pürüzlülüğüne neden olur (Ölmez ve Kisbet, 2013). İnorganik doldurucu partiküller, organik matriksten daha serttir ve daha zor aşınırlar. Bu sebeple bitirme/polisaj işlemlerinde partiküllerin bazıları yüzeyde çıkıntı oluştururken partiküllerin bazıları ise yüzeyden ayrılarak boşluklar bırakabilir. Makrofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partiküllerin boyutu büyüktür, organik matriksin oranı azdır, bunun sonucu olarak partiküllerin yüzeyde oluşturduğu çıkıntılar ya da yüzeyden ayrılarak bıraktıkları boşluklar daha büyüktür. Bu nedenle bitirme/polisaj işlemleri sonrasında makrofil kompozitlerin yüzeyin düzgünlüğünü sağlamak güçtür. Mikrofil kompozitlerde ise inorganik doldurucu partikül boyutları küçüktür ve organik matriksin oranı fazladır, bunun sonucunda yüzeyde oluşan pürüzlülük değerleri kabul edilebilirdir (Ölmez ve Kisbet, 2013).

Kompozit rezinlerde bitirme/polisaj işlemlerinde biçim ve işlevleri farklı alet ve frezler kullanılmaktadır. Bunlar karbit ve elmas frezleri, polisaj lastikleri ve diskleri, beyaz taşlar, alüminyum oksit ve elmas polisaj patlarıdır (Ölmez ve Kisbet, 2013). Kompozit rezinlerin bitirme polisaj işlemleri farklı materyaller kullanılarak kaba (ön) bitirme, ince bitirme, düzeltme ve son polisaj aşamaları olarak yapılmaktadır. Öncelikle kaba bitirme aşamasında restorasyonun kenar fazlalıkları 12 bıçaklı tungsten karbid frezlerle su soğutması altında uzaklaştırılır. Sonraki aşama olan ince bitirme işleminde, 30 bıçaklı tungsten karbid ve ince grenli (15 µm) elmas bitirme frezi uygulanır (Dayangaç, 2011). Bu aşama tamamlandıktan sonra restorasyonla dişin durumu tekrardan değerlendirilir ve proksimal yüzeyler göz, sond ya da diş ipiyle kontrol edilir. Diş ipinde takılma ya da ayrılma oluyor ise bitirme işlemlerine devam edilmelidir. Düzeltme aşamasında ise taş, aşındırıcı kaplı disk, bant, zımpara, lastik ya da polisaj patları gibi materyal grupları kullanılır. Surface sealing olarak adlandırılan diş ve dolgunun sınırı boyunca glaze işlemi, bağlayıcı

veya özel ajanların uygulanması son polisaj aşamasında yapılır (Ölmez ve Kisbet, 2013). Kompozit rezinin yüzeyinde yer alan mikroskobik düzeydeki pürüzlü kısımlara bu ajanların penetrasyonu rezinin yüzey sertliğinde az da olsa bir artış oluşur (Dayangaç, 2011). Klinikte kompozit rezinlerin uygulamaları sonrasında bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması restorasyonun başarısının artırılması ve sürdürülmesi bakımından önemlidir. (Özden ve Kansu, 1998).

2.7. Kompozit Rezinlerin Yüzey Özellikleri

Çiğneme işlemleri sonucunda oral kavitedeki restorasyonlar gelen kuvvetlere maruz kalır. Bu kuvvetler diş ve restorasyon üzerinde deformasyona sebep olarak materyallerin uzun dönem ömrünü belirler (Wang ve ark, 2003). Diş hekimliğinde restoratif uygulamalarının en önemli hedefi diş dokusuyla restorasyonlar arasında fiziksel özelliklerinin en yakın olmasıdır (Pala ve ark. 2016).

2.7.1. Yüzey pürüzlülüğü

Diş hekimliğinde restorasyon yüzeylerinin düzgün olması; ağız-sağlığı ve estetik anlamda önemlidir. Polisaj (bitirme-cila) işlemlerinin temel amacı yapılan restorasyonlara iyi bir kontur, okluzyon, dişetin sağlıklı olmasını sağlamaktır (Türkün ve Türkün, 2004). Kompozit rezinlerde, materyalin kompozisyonun içeriği, dönüşüm derecesi, uygulanan polisaj işlemleri de materyallerin yüzey kalitesini etkiler. Bu nedenle kompozit rezinin yüzey yapısı mikroyapıya ve ayrıca yüzeysel özelliklerini değiştiren bitirme ve parlatma sistemlerine bağlıdır (Magdy ve ark. 2017). Kompozit rezin materyallerde farklı içeriklerinden dolayı bitirme ve parlatma işlemlerinde aynı düzeyde bitirme polisaj işlemleri sağlanamamaktadır. Özellikle bu durum kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini direkt olarak etkileyen başlıca önemli etkenlerdendir (Reis ve ark. 2003). Kompozit rezin doldurucuların içeriği ve büyüklüğü, kompozit materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden olan yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir (Başeren, 2004). Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için uzun yıllardır profilometreler kullanılmaktadır (Çalışkan, 2014). Profilometreler; mekanik ve optik olarak iki gruba ayrılmaktadır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğün ölçülmesinde *in vitro* araştırmalarda mekanik profilometreler daha çok kullanılır. Yüzey pürüzlülüğünü belirlemek için ortalama çizgi (M) ve zarf sistemi olarak iki yöntem kullanılır ve ortalama çizgi (M) yöntemi diş hekimliğinde daha çok kullanılmaktadır (Karakaya, 2017). Mekanik

profilometrelerde ölçümün yapılması elmas bir ucun yüzeye temas etmesi ve taranması ile yapılır. Cihazın mekanik sensörü x eksenini boyunca hareket ederek yüzeyde 20-50 µm çözünürlükte tarama yapar ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını hesaplar (Altıntaş ve ark. 2017). Ölçüm sırasında taban yüzeyleri düz (paralel) olmalıdır (Çalışkan, 2014). Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmelerinde Ra, Rz, Rpm gibi parametreler vardır. Genel olarak materyallerin ölçüm sonrası elde edilen ortalama pürüzlülük değeri (Ra) değeri, en sık kullanılan yöntemdir (Karakaya, 2017). Optik profilometreler, beyaz ışığın yansıtılmasıyla yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla interferometrelerle mikroskopların birlikte oluşturduğu sistemlerdir (Mathia ve ark. 2011). Optik ışın yardımıyla yüzeyde belirlenen referans noktaların arasında bulunan mesafeyi tararlar ve yüzeyle mekanik temasları yoktur. Bu tip profilometreler 100 µm² 'lik alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilir (Altıntaş ve ark. 2017).

2.7.2. Yüzey Sertliği

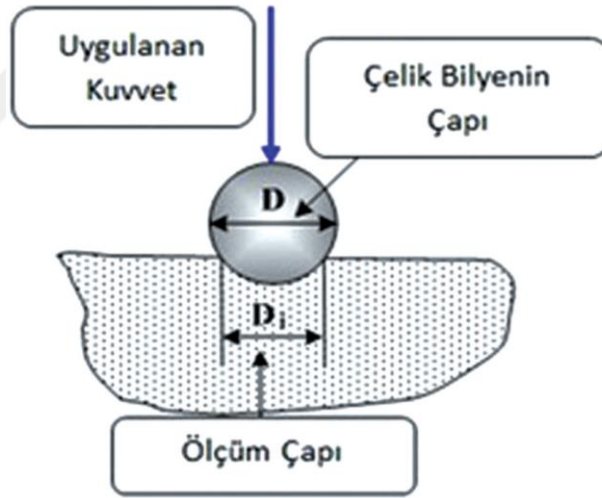
Günümüzde materyallerdeki gelişmeler strese maruz kalan alanlarda kompozit rezinlerin kullanımına olan ilginin artmasına neden olmuştur. Şu anda mevcut kompozit rezin malzemelerde gelişmeler organik matris içinde değişikliklere ek olarak doldurucu artışı, boyut, tip ve partiküllerinin morfolojisi değişiklikleri arasında sayılabilir. Sertlik ile ilgili genel kabul gören konsept penetrasyona direnç (yükleme direnci) olarak tanımlanır (Anusavice, 2013).

Sertlik, materyalin standart kuvvet veya ağırlık ile simetrik şekilli girinti, girintinin derinliği, alanı, genişliğinin belirlenmesiyle ölçülür. Girinti boyutları sertlik değerleri ile ilişkilendirilir. Yumuşak malzemeler için daha küçük yükler kullanılır (Braga ve ark. 2018). Dental materyaller için sertlik değerleri diş hekimi ve materyal bilimcileri için yarar sağlamaktadır (Anusavice, 2013). Günümüzde kullanılan sertlik testleri bu doğrultuda tasarlanmıştır. Sertlik, polimerize olan restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirler ve materyallerin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da engelleyerek klinik başarıyı etkiler (Yap ve ark. 2001). Diş hekimliğinde materyallerin sertlik değerlerini ölçmede kullanılan birçok yüzey sertlik testi vardır. Diş hekimliğinde Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop yüzey sertliği testleri olarak en çok

bilinenlerdendir. Testin seçimi, ölçüm yapılacak materyallere göre belirlenmelidir (Altıntaş ve ark. 2017).

2.7.2.1. Brinell sertlik testi

En eski sertlik belirleme testlerden birisi Brinell sertlik testidir (Şekil 2,19). Diş hekimliğinde Brinell sertlik testi genellikle metal ve metalik materyallerde sertlik değerlerini belirlemede kullanılır. Bu sertlik ölçümünde, belli bir yük veya ağırlıkta belirli çaptaki küresel sert çelik bilye ile polisaj yapılmış materyalin yüzeyine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel şeklin çapı ölçülür. Ölçüm sonrası hesaplanan Brinell sertlik numarası, uygulanan yükün (kg), yüzeydeki iz yapan alana (mm^2) bölünmesiyle elde edilir. Brinell sertliği, HB veya BHN olarak ifade edilir. Son yıllarda HBW olarak tanımlanmaktadır. Bu uygulamada çelik bilyenin materyal üzerindeki girinti alanı esas alınır. Küresel girinti ne kadar az olursa materyalin sert olduğu anlamına gelir (Anusavice, 2013).

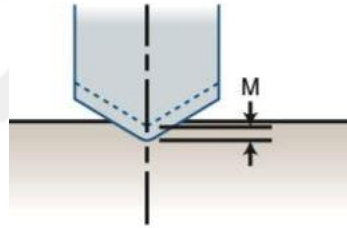


Şekil 2.19. Brinell sertlik testi (Altıntaş ve ark. 2017)

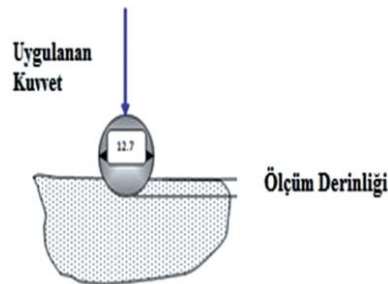
2.7.2.2. Rockwell Sertlik Testi

Rockwell sertlik testinde belirli yükte materyalde oluşturulmuş olan izin derinliği hesaplanarak ölçümü yapılır. Materyal tipine göre, iz bırakılan uçta konik elmas uç veya çelik bilyeler kullanılır (Şekil 2.20/Şekil 2.21). İzlenimin çapını ölçmek yerine, penetrasyon derinliği doğrudan cihazdaki bir kadranlı gösterge ile ölçülür. (Altıntaş ve ark. 2017). Öncelikle penetrasyonu sağlayacak ve batıcı ucu

yerinde tutacak minor bir yük uygulanarak ölçek sıfırlanır. Sonra majör yük uygulanır ve bir süre beklenip tekrar minör yüke dönülür. Ölçüm yapılır ve standart sertlik dönüşümü bir tablo yardımı ile belirlendikten sonra uygulanan yük, batıcı ucun çapı ve oluşturulan derinliğe göre Rockwell sertlik değeri (RHN) oluşturulur. Alan olarak küçük iz Rockwell sertlik değerinin yüksek olmasını ve materyalin sert olduğunu gösterir. Farklı materyallerde farklı boyutlara sahip batıcı uç kısımlar test için kullanılır. Yük-izin oluşturduğu her kombinasyon farklı bir Rockwell skalasının oluşmasını sağlar ve her skala çeşitli materyallerin sertliğini ölçmede kullanılmaktadır. Sertlik aralığı farklı olan materyallerin farklı skalaları vardır. Bu skalalardan en yaygın kullanılanları A, B, C (RA, RB, RC) skalalarıdır. Penetrasyon derinliğinin doğrudan okunabilmesi Rockwell sertlik testini daha kullanışlı hale getirir ve özellikle endüstride, çeliklerin sertliğinin belirlenmesinde yaygın kullanım alanına sahiptir. (Deliklitaş, 2006)



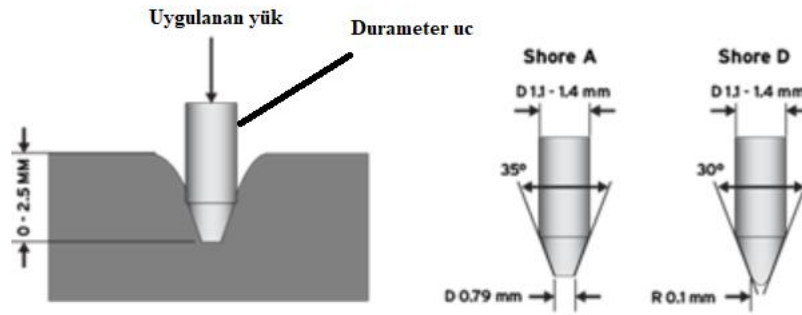
Şekil 2.20. Rockwell sertlik testi (elmas uç) (Anusavice, 2013)



Şekil 2.21. Rockwell sertlik testi (çelik/küresel bilye) (Altıntaş ve ark. 2017)

2.7.2.3. Shore sertlik testi

Durameter denilen alet ile çentik açıcı uc plastik ve kauçuk tipte olan materyallerin sertlik değerlerini ölçmek için kullanılır. Test yumuşak astar materyallerini, ağız koruyucularını ve maksillofasiyel elastomerlerin sertlik değerlerini ölçmede kullanılmaktadır. Sertlik derecesi, yumuşak ve sert materyaller için iki tip skalası vardır. Yumuşak materyalleri ölçmede Skala A, sert materyalleri ölçmede Skala D kullanılır. Numune sert yüzeye yere paralel şekilde konulduktan sonra cihazın ucu numune üzerine bastırılır. Cihazın ucu numune ile sıkı kontakta olduğunda 1sn içinde skaladan sertlik derecesi belirlenir. Cihazın ucu 0-100 arası değerlerini gösteren bir gösterge ile bağlantılıdır. Gösterge 0 değerini gösterdiğinde cihazın ucu penetre olmuştur fakat gösterge 100 değerini gösterirse cihazın ucu penetre olmamıştır (Altıntaş ve ark. 2017). Bu test Şekil 2.22’de gösterilmiştir.



Şekil 2.22. Shore sertlik testi

(<https://www.apache-inc.com/CMS/apache.nsf/weblinks/AHBD-9GQNW>)

2.7.2.4. Barcol Sertlik Testi

Barcol sertlik testinde, test edilecek yüzeye bastırılan 1mm çapında yay şeklinde, Barcol empor olarak tanımlanan sivri (iğne şeklinde) bir çelik ucun bastırılması sonucu sertlik değerleri elde edilir (Braga ve ark. 2018). Materyalin yüzeyine penetretrasyonu sonucu oluşan penetrasyon derinliği, Barcol sayılarına dönüştürülmektedir. Bu metotta, sabit bir yük altında (10 kg), Barcol Impressor (Şekil 2.23) olarak tanımlanan, el ile tutulabilen sertlik ölçen cihazın batıcı ucunun alt kısmına yerleştirilir. Barcol sertlik testi, kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemede kullanılır (Deliktaş, 2006). Kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliği, kalınlığı 0.5 ile 6.0 mm veya daha fazla değişen örneklerde 0.5 mm'lik artışlarla hazırlanarak test edilir. Örneğin üst yüzeyinin

polimerizasyonundan sonra, üst yüzeyin Barcol sertliği alt yüzeyle karşılaştırılır. Sertleşme derinliği, alt yüzeyin Barcol okumasının üstten 10% daha az değiştiği maksimum kalınlık olarak tanımlanır. Bir rezin kompozitin Barcol sertliğinde % 10'luk bir azalma, bükülme direncinin % 20'lik bir azalmasıyla sonuçlanır (Braga ve ark. 2018).

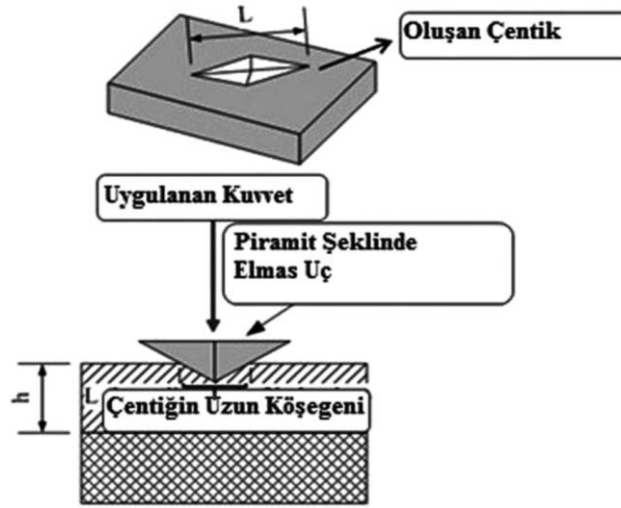


Şekil 2.23. Barcol sertlik testi

(<https://www.nyb.com/barcol-hardness-testing/>26.04.2020)

2.7.2.5. Knoop Sertlik Testi

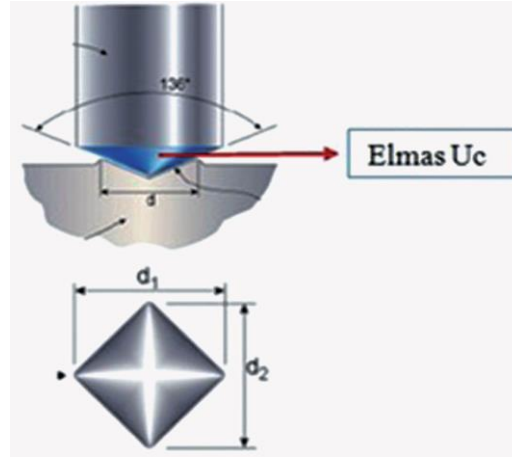
Knoop sertlik testinde (Şekil 2.24), karşılıklı yüzleri arasında 172° ve 130° açı yapan, 4 yüzlü uzamış piramite benzeyen geometrik konfigürasyona sahip kesilmiş batıcı bir elmas uçlu alet kullanılarak belli bir yük altında uygulanır (Deliklitaş, 2006). Materyal üzerinde 0,01-0,1 mm' ye sahip 4 yüzden oluşan çentik oluşturur ve oluşan çentik boyu eninin 7 katıdır, derinliği boyunun $1/30$ 'udur (Altıntaş ve ark. 2017). Oluşan eşkenar dörtgen şeklinde izin sahip olduğu en büyük diyagonalin uzunluğu ölçülür. Yük veya kuvvet (F), iz alanına (D^2) bölünmesi ile HK veya KHN olarak tanımlanan Knoop sertlik değeri bulunur (Anusavice, 2013). Materyal ne kadar sert ise elde edilen Knoop sertlik numarası o kadar büyük olur. Knoop sertlik testi geniş sertlik aralığına sahip materyalleri test etmek için kullanışlıdır. Çünkü hafif yükler, son derece hassas mikro düzeyde girintiler oluşturur (Braga ve ark. 2018). Ayrıca knoop yöntemi ile incelecek örnekte cilalı ve düz bir alanın olması gerekir (Anusavice, 2013).



Şekil 2.24. Knoop sertlik testi (Altıntaş ve ark. 2017)

2.7.2.6. Vickers Sertlik Testi

Bu test tabanı kare ve tepe açısı 136° olan piramit şeklinde bir elmas ucun, değişebilen yüklerde incelenen numunenin yüzeydeki alana batırılmasının sonucunda bir iz (Şekil 2.25) oluşturmasına dayanır (Altıntaş ve ark. 2017). Ucun batmasıyla materyalin oluşturduğu direnç ölçülür. Vickers sertliğini hesaplama sayısı genellikle HV veya VHN olarak yapılmaktadır. (Anusavice, 2013). Vickers mikro sertlik testi (VHN) diş materyallerinin sertliğini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (Almozainy, 2018). Vickers sertlik değeri (VHN) = $1.854 \times (F/D^2)$ formülü ile hesaplanır ve burada F uygulanan kuvveti (kg), D^2 iz alanını (mm^2) göstermektedir (Altıntaş ve ark. 2017). Ölçümde sertlik cihazına eklenmiş bir mikroskopla ölçme ekranında görüntü oluşturulur ve ölçüm ekranında bulunan hareketli iki cetvelle köşegenlerin uzunlukları ölçüldükten sonra ortalamalar alınarak hesaplanır (Deliktaş, 2006). Oluşan izin alanı küçükse Vickers sertlik değerinin büyük olduğu ve materyalin daha sert olduğunu göstermektedir (Anusavice, 2013). Elastik materyallerde sertlik ölçümünde uygun değildir. Vickers sertlik testinde avantaj olarak doğru değerlerin üretilmesi, kullanılan elmas ucun bozulmaması çoğu materyallerde ve yüzeylerde kullanılabilmesi sayılabilir (Türkün ve Gökay, 2002; Dietschi ve ark. 2003). Bununla birlikte Vickers sertlik testi aynı örneğin üst yüzeyi, merkezi ve alt yüzeyi gibi spesifik bölgelerde de ölçülmesine izin vermektedir (Dietschi ve ark. 2003).



Şekil 2.25. Vickers sertlik testi çalışma ucu (Altıntaş ve ark. 2017)

2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope) ile Yüzey Görüntülenmesi

Polisajlanmış yüzeyin, yüzey kalitesini değerlendirmeye izin veren bir SEM analizi ile incelendiğinde klinik performans hakkında daha geçerli tahminler yapılabilir (Jung ve ark. 2007) Dental materyaller, diş sert dokuları, hücre kültürünün morfolojik karakterizasyonlarının incelendiği SEM'in çok yönlülüğü, diş hekimliğinde son derece olanak sağlayan araç haline gelmesini sağlamıştır (Dusevich ve ark. 2010). SEM ile görüntü alma işlemi; elektronların yüksek hızda hızlandırılması ile inceleme yapılacak numune üzerine gönderilmesi ve bu elektronların numune tarafından saçılmasına dayanır. SEM analizleri ile materyallerin morfolojik özellikleri hakkında bilgi sağlanırken kimyasal yapı hakkında herhangi bir bilgi vermez. SEM ile yüzeyin daha ayrıntılı görüntüsü elde edilir (Ergün ve Yenisey, 2006). Bununla birlikte, polisaj uygulanan kompozit rezinlerin yüzey kalitesini değerlendirmek için de kullanılır (Dusevich ve ark. 2010).

2.9. Dental materyallerde yaşlandırma

Uzun süreli klinik kullanımların dental malzemelerde oluşturacağı fiziksel etkileri çok daha kısa sürelerde, kontrol edilebilir koşullar altında *in vitro* test etmek üzere gerçekleştirilen çalışmalara genel olarak yaşlandırma testleri denmektedir. (Longman ve Pearson, 1987). Dental materyallerde *in vitro* testlerde, farklı yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; termal siklus, suda bekletme, ışık

uygulayarak yaşlandırma ve hızlandırılmış yapay yaşlandırma şeklinde sayılabilir. Örneğin termal siklus uygulamaları, materyal örneklerinin 5°-55°C’de sıcak ve soğuk su banyolarında 15, 20, 30 sn gibi sürelerle daldırılması sonucu bu işlemin 500, 2000, 3000 vb. kez tekrarlanması şeklinde gerçekleştirilir. Diğer yandan suda bekletilerek yaşlandırma için örneğin örneklerin 60 °’lik suda 1,4,8 vb. hafta gibi süreler ile bekletilmeleri önerilmektedir. Işıkla yaşlandırma prosedüründe, materyal yüzeylerine 24 saat boyunca 135 000 Lux, 450 nm olacak şekilde devamlı olarak ışık uygulanmasıdır (Küçükeşmen ve ark. 2010). Hızlandırılmış yapay yaşlandırma prosedürü ise; uzun süreli çevresel koşulların restorasyonlarda neden olduğu değişikliklerin, kısa zamanda laboratuvar ortamında sağlanabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. İlk olarak otomotiv sanayii için kullanılan bu prosedür, 70’li yılların sonlarından beri, diş hekimliğinde materyallerin yaşlandırılmaları amacıyla da kullanılmaktadır (Douglas, 2000). Bununla birlikte, materyallerin birbirlerine göre farklılıklarının, uygulanan ekipmanlar ve uygulama metotları arasındaki farklılıkların, yaşlandırma teknikleri sonrasında elde edilen bulguları etkileyebileceği düşünülmektedir (Paravina ve ark. 2004).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışmada iki farklı polisaj yönteminin farklı yapısal içeriğe sahip kompozit rezin materyallere hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi uygulanması sonucunda renk stabilitesi ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisi değerlendirildi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Bu tez çalışmasında Vita skalasında A2 tonuna eşdeğer 6 farklı kompozit rezin kullanıldı. Kullanılan kompozit rezinlerin içerik, üretici firmaları tablo 3.1 ve şekil 3.1’de gösterildi. Bitirme-polisaj işlemleri için kullanılan materyaller tablo 3.2 / şekil 3.2’de gösterildi. Çalışmada kullanılan cihazlar ise tablo 3.3’te verildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller ve özellikleri

	Üretici	Tip	İçerik	Doldurucu Miktarı	Lot No
Universal Restoratif 200	3M Espe, St. Paul, USA	Mikrohibrit	BisGMA, UDMA, Bis-EMA, zirkonium/silica, 0,01-3,5 µm	%82 ağı. %60 hac.	N996478
G Aenial Anterior	GC Corp. Tokyo, Japan	Mikrohibrit	UDMA, dimethacrylate co-monomers, pre-polymerized organic filler, silica, strontium, lanthanoid fluoride, fumed silica (0,1–17µm)	%73 ağı. %64 hac.	1909091
Ceram.X Duo (Enamel)	Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Germany	Nanoseramik	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Methacrylate modified polysiloxane (organically modified ceramic), dimethacrylate resin, Bis(4-methyl-phenyl), iodonium hexafluorophosphate, barium-aluminum-borosilicate glass (10 nm), methacrylate functionalised silicon dioxide nano filler	%76 ağı. %57 hac.	1808001099
Admira	VOCO GmbH Cuxhaven, Germany	Ormocer	Ormocer, BisGMA, UDMA, Aromatik ve Alifatik dimetakrilat, 0.7 µm.	%78 hac. (%56 hac. mikrodoldurucu)	1914502
IPS Empress Direct (Enamel)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Nanohibrit	BisGMA, UDMA, TEGDMA, Barium glass, ytterbium trifluoride, and mixed oxides silicon dioxide, copolymer 0,4 µm-100 nm	%75-79 ağı. %52-59 hac.	Y35243
Clearfil Majesty Esthetic	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan	Nanohibrit	BisGMA, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, di-Camhorquinone, Silanated barium glass filler, Pre-polymerized organic filler organik doldurucu, 0,37 µm-1,5 µm.	%78 ağı. %40 hac.	4H0173



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

Tablo 3.2. Bitirme-polisaj işlemleri için çalışmada kullanılan materyaller

	Üretici	İçerik	Lot No
OptiDisc	KerrHawe, Bioggio, Switzerland	Alüminyum oksit kaplı diskler. (Kaba-Orta-İnce-Süper ince)	6778506
Dimanto	VOCO GmbH Cuxhaven, Germany	Elmas gren kaplı silikon lastikler Tek aşamalı kullanılabilen lastikler	1915625



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan bitirme-polisaj materyalleri

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazların marka-model-üretici firmaları

Cihaz	Marka/Model	Üretici
Polimerizasyon cihazı	Woodpecker LED.E (P)	Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Guangxi, China
Renk ölçüm cihazı	Lovibond RT Series	The Tintometer® Group, Lovibond House, UK
Mikrosertlik ölçüm cihazı	LHV-1D	Bursam NDT, Bursa, Turkey
Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı (Profilometre)	MarSurf/M300C	Mahr, Göttingen, Germany
Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı	Ci4000 Weather-Ometer	Atlas Material Testing Technology, USA
Yüzey görüntüleme cihazı (SEM)	Hitachi – SU 1510	Hitachi High Technologies Inc, USA
Etüv cihazı	Nüve EN 055	Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş., Ankara, Turkey

3.2. Örneklerin hazırlanması

Çalışmada kullanılan 6 farklı kompozit rezinden her grupta n=30 olacak şekilde toplamda n=180 standart örnek hazırlandı (Tablo 3.1; Şekil 3.1). Kompozit rezinlerden disk örneklerini hazırlarken kullanılan materyaller şekil 3.3'te gösterilmiştir. Kompozit rezin örnekler hazırlanırken 8 mm çapında ve 2 mm derinliğinde dairesel boşluklara sahip bir politetrafloroetilen kalıp kullanıldı. Kompozit rezin materyaller disk şeklindeki boşluklara yerleştirildikten sonra bir şeffaf bant ve siman camı yerleştirilerek baskı uygulandı fazlalık materyalin taşması sağlanarak diskin yüzeyinin düzgün olması sağlandı. Bir ağız spatülü ile hafif ve yavaşça fazlalık materyaller alındı.

Tez çalışmasında kompozit rezin örneklerin polimerizasyonunda kullanılan düşük-orta-yüksek moda sahip bir light emitting diode (LED) ışık cihazı (Woodpecker LED.E (P), Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Guangxi, China) kullanıldı (Şekil 3.4). Işık cihazının kablosuz olması çalışma kolaylığı açısından avantaj sağlamıştır. Işık cihazının şarj istasyonunda pil durumunu gösteren kırmızı ve yeşil ışık vardır. Işık cihazı üzerinde tam dolu olduğunu gösteren ışık mevcuttur. Yeşil ışık pilin şarjının tam olduğunu, kırmızı ışık ise pilin şarjının tam dolmadığını göstermektedir. Çalışmada hazırlanan tüm örnekler şarjı tam dolu olarak polimerizasyonu tamamlandı. Polimerizasyon süresi, ışık cihazı üzerindeki ışık ile ayarlanmaktadır. Kompozit rezin materyaller 40 sn orta modda (middle) 1200 mW/cm² ışık (güç) yoğunluğuna sahip bir LED ışık cihazı (Woodpecker LED.E (P), Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Guangxi, China) kullanılarak, örneklere dik konumda polimerizasyonu sağlandı. Kompozit rezin gruplar için hazırlanan örnekler her bir kompozit grubundan rastgele seçim yapılarak 3 alt gruba ayrıldı (n=10).

- 1.Grup: Herhangi bir polisaj işlemi yapılmayan grup (kontrol grubu)
- 2.Grup: OptiDisc disk grubu
- 3.Grup: Dimanto lastik grubu

Belirlenen gruplardaki örneklerin alt yüzeyine numaralar kaydedildikten sonra kontrol grubu hariç, diğer gruplardaki örneklere yüzey standartizasyonu sağlamak

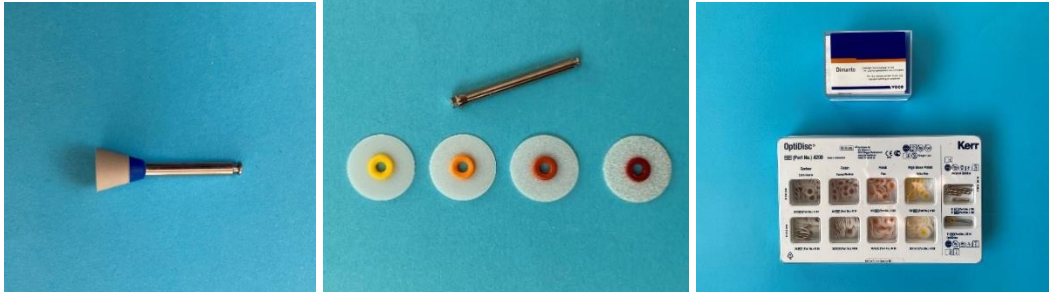
amacıyla 1200 gritlik silikon karbid zımparalar kullanılarak su altında 15 sn pürüzlendirildi. Alt gruplardan birine OptiDisc diskleri diğer gruba da Diamanto (one-step) lastikler kullanılarak bitirme-polisaj işlemleri gerçekleştirildi (Şekil 3.5). Bitirme-polisaj işlemlerinde disk grubu için kaba-orta-ince-süper ince grenli OptiDisc diskler sırasıyla her bir disk için 10 sn uygulandı. Lastik grubu için tek aşamalı uygulanabilen Dimanto polisaj lastiği ise 40 sn kuru olarak hafif basınçta 10.000 rpm mikromotor ile tek bir hekim tarafından uygulandı. Hazırlanan örnekler (Şekil 3.6) 37°C sıcaklıkta ve 24 saat distile suda bir etüv (Nüve Incubator, EN 055, Ankara, Turkey) içerisinde bekletildikten bir kurutma kâğıdı ve hafif hava basıncı ile kurutuldu (Şekil 3.7). Örnekler ölçümler süresince oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Şekil 3.3. Kompozit rezinlerden disk örneklerini hazırlarken kullanılan materyaller



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan polimerizasyon cihazı (Woodpecker LED.E (P), Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Guangxi, China)



Şekil 3.5. Polisaj materyalleri



Şekil 3.6. Çalışmada hazırlanan kompozit rezin disk örneklerinin tümü



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan etüv cihazı (Nüve Incubator, EN 055, Ankara, Turkey)

3.3. Çalışmada Kullanılan Test Yöntemleri ve Ölçümler

3.3.1. Renk Ölçümleri

Hazırlanan örneklerin ilk renk ölçüm değerleri ve hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrasında da ikincil renk ölçümleri aynı cihaz (Lovibond RT Series, The Tintometer® Group, Lovibond House, UK) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.9). Yapılan her ölçüm üç kere tekrarlanarak değerler kaydedildi. Her 10 ölçümden sonra cihaz kalibre edildi. Her bir örnek için renk değişikliği (ΔE_{00}), CIEDE 2000 sistemi formülüne göre $\Delta E_{00} = [(\Delta L/K_L.S_L)^2 + (\Delta C/K_C.S_C)^2 + (\Delta H/K_H.S_H)^2 + R_T \cdot (\Delta C/K_C.S_C) \cdot (\Delta H/K_H.S_H)]^{1/2}$ hesaplandı (Şekil 3.8) (Scharma ve ark. 2005).

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^*$$

$$\bar{L} = \frac{L_1^* + L_2^*}{2} \quad \bar{C} = \frac{C_1^* + C_2^*}{2}$$

$$a_1' = a_1^* + \frac{a_1^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^\tau}{\bar{C}^\tau + 25^\tau}}\right) \quad a_2' = a_2^* + \frac{a_2^*}{2} \left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}^\tau}{\bar{C}^\tau + 25^\tau}}\right)$$

$$\bar{C} = \frac{C_1' + C_2'}{2} \text{ and } \Delta C' = C_2' - C_1' \quad \text{where } C_1' = \sqrt{a_1'^2 + b_1'^2} \quad C_2' = \sqrt{a_2'^2 + b_2'^2}$$

$$h_1' = \text{atan2}(b_1', a_1') \text{ mod } 360^\circ, \quad h_2' = \text{atan2}(b_2', a_2') \text{ mod } 360^\circ$$

$$\Delta h' = \begin{cases} h_2' - h_1' & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \\ h_2' - h_1' + 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' \leq h_1' \\ h_2' - h_1' - 360^\circ & |h_1' - h_2'| > 180^\circ, h_2' > h_1' \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2), \quad \bar{H}' = \begin{cases} (h_1' + h_2' + 360^\circ)/2 & |h_1' - h_2'| > 180^\circ \\ (h_1' + h_2')/2 & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(\bar{H}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{H}') + 0.32 \cos(3\bar{H}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{H}' - 63^\circ)$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015 (\bar{L} - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L} - 50)^2}} \quad S_C = 1 + 0.045 \bar{C}' \quad S_H = 1 + 0.015 \bar{C}' T$$

$$R_T = -2\sqrt{\frac{\bar{C}'^\tau}{\bar{C}'^\tau + 25^\tau}} \sin \left[60^\circ \cdot \exp \left(- \left[\frac{\bar{H}' - 275^\circ}{25^\circ} \right]^2 \right) \right]$$

Şekil 3.8. CIEDE 2000 formülü (Scharma ve ark. 2005)

Bu formülde yer alan ΔL , ΔC ve ΔH iki ölçüm arasında sırasıyla lightness, chroma ve hue tonu farklarıdır; S_L , S_C ve S_H sırasıyla lightness, chroma ve hue tonu bileşenleri için ağırlıklandırma işlevleridir; R_T , mavi bölgedeki renk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi gösterir. R_T , aynı renk yoğunluğu yarıçapında yer alan renkler için sıfır değerini ($\Delta C=0$) almaktadır. K_L , K_C ve K_H ise lightness, chroma ve hue için hesaplanan parametrik faktörlerdir. K_L , K_C ve K_H çalışma koşullarındaki varyasyonlar için parametrik faktörlerdir. Bu terimler materyal yüzeyi, ölçüm yapılan arka plan gibi çalışma koşullarındaki hataların düzeltilmesi amacıyla formüle eklenmiştir. Genel olarak parametrik değerlerin 1 olarak belirtildiği CIEDE 2000 (1:1:1) sistemi kullanılmaktadır (Luo ve ark. 2001; Pop-Ciutritla ve ark. 2016, Karakaya, 2017; Salas ve ark. 2018). Bu tez çalışmasında parametrik faktörler 1 olarak belirlendi. ΔE_{00} değerinin değerlendirilmesiyle ilgili olarak Paravina ve ark., yaptığı çalışmada ΔE_{00} 'nin %50:%50 algılanabilir eşik değerini (perceptibility

threshold); 0.8 olarak, %50:%50 kabul edilebilir eşik değerini (acceptability threshold) ise 1.8 olarak bildirmişlerdir. $\Delta E_{00} > 0,8$ değerleri, gözle algılanabilir renk değişimi olarak kabul edilirken $\Delta E_{00} > 1,8$ değerleri, klinik olarak kabul edilemeyen renk değişimleri olarak belirtilmiştir (Paravina ve ark. 2015). Bu tez çalışmasında CIEDE 2000 formülü ile belirlenen renk değişim değerleri değerlendirilirken Paravina ve ark'nın (Paravina ve ark. 2015), belirttiği eşik değerleri temel alınmıştır.



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan renk ölçüm cihazı (Lovibond RT Series, The Tintometer® Group, Lovibond House, UK)

3.3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

Hazırlanan örneklerin ilk yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri (R_a , μm) ve hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrasında da ikincil yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri (R_a , μm) Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan yüzey pürüzlülüğü cihazı (MarSurf PS1, Mahr, Göttingen, Germany) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.10). Hazırlanan örnekler cihazda yer alan okuyucu uca dik şekilde yerleştirildikten sonra ölçüm işlemi yapıldı. Cihaz her 5 örnekte bir kalibre edildi. Her örnekten 5 farklı doğrultudan ölçüm alınarak bu ölçümlerin ortalaması alındı ve her örneğin ' R_a , μm ' ile ifade edilen ortalama pürüzlülük değeri elde edildi.

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü özelliği ile ilgili değerler için kabul edilmiş bir eşik değeri bulunmamaktadır (Kaizer ve ark. 2014). *In vitro* olarak R_a değerinin $0,2 \mu m$ 'nin altında olan ve / veya koruyamayan bir materyalin plak

birikimindeki artışa, çürüğe ve periodontal inflamasyon riskine daha yüksek olacağı bildirilmiştir (Bollen ve ark. 1997). Bunun tüm kompozit rezinlerde geçerli olup olmadığı araştırılmamıştır ve kompozit rezin restorasyonların genel klinik performansının sadece *in vitro* çalışmalar ile tahmin edilmesi olası değildir (Ferracane, 2013). Klinik bir çalışma, çoğu hastanın pürüzlü yüzeyleri ancak Ra değerleri 0,3 µm üzerinde olduğunda tespit edebildiğini göstermiştir (Jones ve ark. 2004). Bu tez çalışmasında, plak birikimine neden olabilecek Ra değeri için kabul edilebilir eşik değeri (acceptability threshold) 0,3 µm olarak belirlendi.



Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan pürüzlülük cihazı (MarSurf PS1, Mahr, Göttingen, Germany)

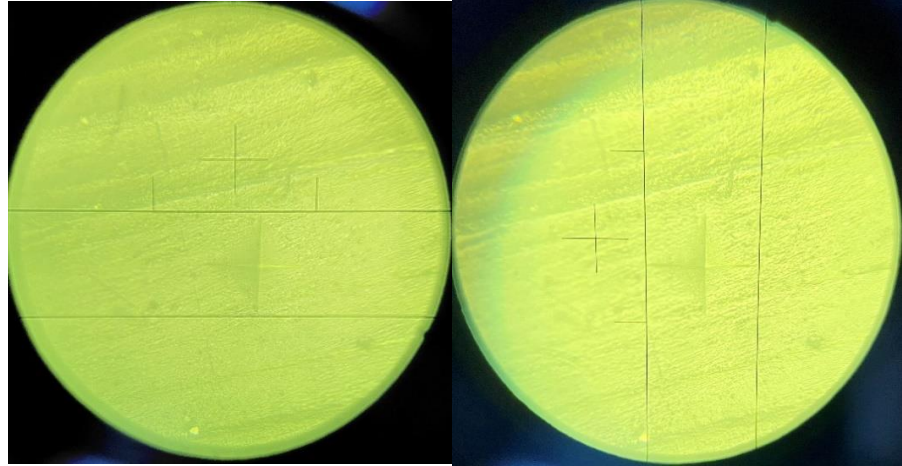
3.3.3. Yüzey Sertliği Ölçümleri

Hazırlanan örneklerin ilk yüzey sertliği ölçüm değerleri ve hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrasında da ikincil yüzey sertliği ölçüm değerleri ölçümleri Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan yüzey sertliği ölçüm cihazı (LHV 1-D, Bursam NDT, Bursa, Turkey) ile elde edildi (Şekil 3.11). Hazırlanan örneklerin Vickers (VHN) değerleri için; her örnek mikrosertlik cihazının tablasına yerleştirildikten sonra cihazın ucunda yer alan elmas uç ile örneğin üst yüzeyinden 300 g yük 10 sn uygulanarak iz oluşturulmuştur. Cihaza ilave edilmiş mikroskopta x40 büyütmede oluşturulan izin köşegen uzunlukları hareketli iki çizgisel cetvel arasında bakılarak ölçüldü (Şekil 3.12). Köşegen uzunluklarının belirlenmesi ile Vickers sertlik değerleri (VHN) cihaz tarafından

otomatik olarak hesaplandı. Her örnekten 3 ölçüm yapıldı ve bu üç ölçümün ortalaması belirlenerek her örnek için tek değer olarak kaydedildi.



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan sertlik ölçüm cihazı (LHV 1-D, Bursam NDT, Bursa, Turkey)



Şekil 3.12. Mikrosertlik cihazında oluşturulan iz

3.3.4. Hızlandırılmış Yaşlandırma Cihazı

Araştırmamızda Düzce Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi (DÜBİT)'nde bulunan hızlandırılmış yaşlandırma cihazı (Ci4000 Weather-Ometer, Atlas Material Testing Technology, ABD) kullanıldı (Şekil 3.13; Şekil 3.14). Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı; materyallerin renk ve yüzey özelliklerinin belirli koşullarda ve belirlenmiş zaman diliminde değişimini sağlamaktadır. Belirli bir çember alanından oluşan cihazın bölmesine kompozit disk örnekleri yerleştirilir ve uygulanacak yaşlandırma prosedürü işlemleri belirlenen bir parametre döngüsünde gerçekleştirilir. Cihazdaki kuru lamba ısısının karanlıkta $38 \pm 2^{\circ}\text{C}$ ve ışıktaki $47 \pm 3^{\circ}\text{C}$ olacak şekilde, materyal örneklerinin cihaza bağlandığı paneldeki ısı karanlıkta $38 \pm 2^{\circ}\text{C}$ ve ışıktaki $70 \pm 3^{\circ}\text{C}$ olacak şekilde ayarlandı. Örnekler üzerine uygulanan nem, karanlıkta $95 \pm 5\%$ ve ışıktaki $50 \pm 5\%$ oranlarında olacak şekilde tatbik edildi. Test döngüsü; 40 dakika boyunca sadece ışık uygulanması, 20 dakika boyunca hem ışık, hem de örneklerin ön tarafından su spreyinin uygulanması, 60 dakika boyunca sadece ışık ve ardından 60 dakika boyunca karanlıkta arka taraftan su spreyinin uygulanması şeklinde gerçekleştirildi (Lee ve Choi, 2018). Yaşlandırma prosedürü, totalde 150 kJ/m^2 ve 300 saatte tamamlandı (Taşın ve ark. 2020).



Şekil 3.13. Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı (Ci4000 Weather-Ometer, Atlas Material Testing Technology, ABD)



Şekil 3.14. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi

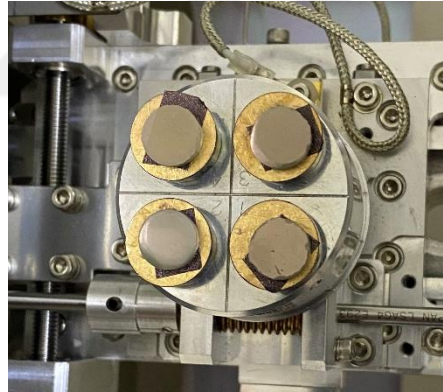
3.3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Araştırmamızda Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (NEÜ-BİTAM)'nde bulunan taramalı elektron mikroskobu (Hitachi – SU 1510, Hitachi High-Technologies Corp, Tokyo, Japan) kullanıldı (Şekil 3.15). Her alt gruptan, AAA önce ve sonrasında SEM kullanılarak rastgele seçilen bir örnek analiz edildi. Kompozit örneklerin yüzeyleri altın

püskürtme ile kaplanmıştır (Şekil 3.16). Numunelerin yüzey topografisi, SEM 1000 × büyütme ve 20 kV hızlanma voltajında incelendi.



Şekil 3.15. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (Hitachi – SU 1510, Hitachi High-Technologies Corp, Tokyo, Japan)



Şekil 3.16. Örneklerin yüzeyinin altın püskürtme ile kaplanması

3.4. İstatiksel Analiz

Bu projenin tasarı aşamasında gruplarda örnekleme sayısı belirlenmesi için güç analizi yapılmıştır. Güç analizi yapabilmek için etki büyüklüğünü (gruplar arasındaki farklılık miktarını) belirleyebilmek adına gruplarda 10'ar örnek ile ön çalışma yapılmış ve bu çalışmadan test ölçümlerine yönelik tanımlayıcı istatistikler hesaplanarak etki büyüklüğü tahmin edilmeye çalışılmıştır. Bu çalışmadan elde

edilen tanımlayıcı istatistiklere dayalı olarak yapılan güç analizi sonucunda, %80 güç ve %5 I. tip hata koşulları altında, ölçümler bakımından 8,14 birimlik bir farklılığın istatistiksel olarak anlamlılığının tespit edilebilmesi için her grupta en az 10 olmak üzere toplam 180 örnek ile çalışma tamamlanmıştır. Güç analizi (G*Power 3.1.9.4 for Windows) paket programı ile yapıldı.

Çalışmadan elde edilen verilerin özetlenmesinde tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için dağılıma bağlı olarak ortanca ve minimum- maksimum, ortalama \pm standart sapma ve olarak tablo halinde verildi. Sayısal değişkenlerin normal dağılım gösterip göstermediği; Shapiro-Wilk ve Kolmogorov-Smirnov testi ve homojenliği Levene testi ile kontrol edildi. Yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki değişimlere grup ve kompozit tipinin etkisinin incelenmesinde varsayımların sağlanması durumunda parametrik test yöntemlerinden incelenen faktörlerin etkileşimi için Varyans Analizi (ANOVA) kullanıldı. Etkileşimlerin anlamlı çıkması durumunda, çoklu karşılaştırmalar için Tukey testinden yararlanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Renk Değişimi Bulguları

Çalışmada test edilen farklı kompozit tipleri ve farklı polisaj sistemlerinin renk ölçüm analizleri sonucu elde edilen verileri olan ΔE_{00} değerlerinin grup, kompozit tipi ortak etkileşimi ve ana etkilerinin Two-way ANOVA sonuçları Tablo 4.1’de gösterildi. AAA öncesi ve sonrası renk değişimlerine (ΔE_{00}) grup ve kompozit tipinin ortak etkisinin olmadığı tespit edildi ($p=0,093$). Gruptan bağımsız olarak kompozit tipinin tek başına renk değişimlerine etki ettiği ($p<0,001$), grup değişkeninin de tek başına kompozit tipinden bağımsız renk değişimlerine etki ettiği sonucuna varıldı ($p<0,001$). Kompozit tipi ve test edilen grupların ΔE_{00} değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standart sapmaları tablo 4.2’de gösterildi. Kompozit tipi ve test edilen grupların ΔL için bütün kompozit rezinlerin L değerlerinde düşüş gözlemlendi (daha koyu). Analiz değerlendirmeleri sonucunda Δa değişkenlik gösterirken, Δb değerlerinde bir artış saptandı (sarıya doğru). Renk değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ortalama \pm standart sapmalar tablo 4.3, tablo 4.4, tablo 4.5’te gösterildi.

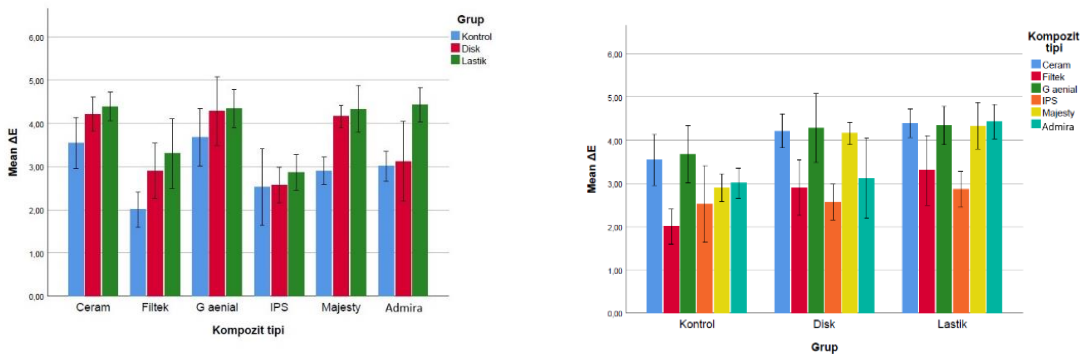
Tablo 4.1. ΔE_{00} değerlerinin grup, kompozit tipi ortak etkileşimi ve ana etkilerinin iki yönlü varyans analiz sonuçları

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	p
Grup	30,5	2	15,226	24,14	<0,001
Kompozit Tipi	61,6	5	12,321	19,530	<0,001
Grup * Kompozit Tipi	10,5	10	1,051	1,670	0,093

Tablo 4.2. ΔE_{00} değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri

	Kontrol	Disk	Lastik	Toplam
C	3,54 \pm 0,83	4,21 \pm 0,54	4,39 \pm 0,47	4,39 \pm 0,47
U	2,00 \pm 0,56	2,90 \pm 0,89	3,30 \pm 1,13	2,73 \pm 1,02
G	3,68 \pm 0,93	4,28 \pm 1,11	4,34 \pm 0,61	4,10 \pm 0,93
I	2,52 \pm 1,24	2,57 \pm 0,57	2,86 \pm 0,57	2,65 \pm 0,84
M	2,90 \pm 0,44	4,16 \pm 0,36	4,33 \pm 0,75	3,80 \pm 0,84
A	3,01 \pm 0,49	3,12 \pm 1,29	4,43 \pm 0,56	3,52 \pm 1,06
Toplam	2,94 \pm 0,96	3,54 \pm 1,08	3,94 \pm 0,93	

C**Ceram-X Duo*; U**Universal Restoratif 200*; G**G-Aenial Anterior*; I**IPS Empress Direct*
M**Clearfil Majesty Esthetic*; A**Admira*



Şekil 4.1. Kompozit rezinler ve gruplara ait ΔE_{00} değerlerini gösteren grafikler

Tablo 4.3. ΔL değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri

	Kontrol	Disk	Lastik	Toplam
C	1,34 \pm 0,62	-0,89 \pm 0,68	-0,85 \pm 0,52	-1,03 \pm 0,62
U	-0,49 \pm 1,32	-0,31 \pm 1,07	-1,76 \pm 2,02	-0,85 \pm 1,61
G	-1,54 \pm 0,69	-1,48 \pm 0,76	-1,29 \pm 0,85	-1,44 \pm 0,75
I	-1,26 \pm 0,81	-0,53 \pm 0,31	-0,94 \pm 0,86	-0,91 \pm 0,74
M	-0,55 \pm 0,43	-1,95 \pm 0,77	-1,06 \pm 0,84	-1,18 \pm 0,89
A	-2,47 \pm 0,53	-1,70 \pm 2,13	-2,47 \pm 0,53	-2,71 \pm 1,61
Toplam	-1,28 \pm 1,01	-1,15 \pm 1,23	-1,65 \pm 1,51	

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira

Tablo 4.4. Δa değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri

	Kontrol	Disk	Lastik	Toplam
C	1,06 \pm 0,02	-1,57 \pm 0,33	1,21 \pm 0,38	-1,28 \pm 0,60
U	0,56 \pm 0,64	0,64 \pm 0,35	0,48 \pm 0,41	0,56 \pm 0,47
G	0,55 \pm 0,93	-0,25 \pm 0,49	0,03 \pm 0,62	0,11 \pm 0,76
I	-1,09 \pm 1,05	-0,67 \pm 0,36	-0,70 \pm 0,46	-0,82 \pm 0,69
M	0,05 \pm 0,24	0,36 \pm 0,15	0,53 \pm 0,39	0,31 \pm 0,33
A	0,45 \pm 0,35	0,59 \pm 0,47	1,01 \pm 0,50	0,68 \pm 0,49
Toplam	-1,28 \pm 1,01	-1,15 \pm 1,23	1,65 \pm 1,51	

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira

Tablo 4.5. Δb değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel ortalama \pm standart sapma verileri

	Kontrol	Disk	Lastik	Toplam
C	6,18 \pm 1,86	7,07 \pm 1,27	7,80 \pm 0,96	7,02 \pm 1,52
U	2,56 \pm 1,16	4,56 \pm 1,56	4,19 \pm 2,54	3,77 \pm 1,99
G	6,82 \pm 2,04	7,95 \pm 2,29	8,39 \pm 1,28	7,72 \pm 1,97
I	2,67 \pm 2,57	4,61 \pm 1,12	4,99 \pm 1,08	4,09 \pm 1,96
M	5,36 \pm 0,77	6,94 \pm 0,53	7,30 \pm 1,33	6,53 \pm 1,20
A	4,24 \pm 0,83	4,55 \pm 1,65	5,83 \pm 1,21	4,87 \pm 1,41
Toplam	4,64 \pm 2,3	5,94 \pm 2,02	6,41 \pm 2,08	

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira

Grup ve kompozit tipinin birbirinden bağımsız renk değişimlerine (ΔE_{00}) ait çoklu karşılaştırma sonuçları tablo 4.6'te gösterildi. Test edilen grup ve kompozit tipleri birbirinden bağımsız olarak değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo kompozit rezin materyalinin ΔE_{00} ortalaması, Universal Restoratif 200 ve IPS Empress Direct

kompozit rezinlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0,001$). Ayrıca Universal Restoratif 200 ve IPS Empress Direct kompozit rezin materyallerine ait renk değişim değerleri ortalamaları, G-Aenial Anterior, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0,05$). Kompozit tiplerine göre diğer ikili karşılaştırmalar incelendiğinde, renk değişim değerlerine ait ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Disk ve lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin renk değişim değerleri ortalamaları, kontrol grubundakilere göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin renk değişim değerleri ortalaması, disk grubundakilere göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p=0,017$).

Tablo 4.6. Grup ve kompozit tipinin birbirinden bağımsız renk değişimlerine (ΔE_{00}) ait çoklu karşılaştırma istatistiksel analiz sonuçları

Kompozit	Kompozit	p
Ceram-X Duo	Universal Restoratif 200	<0,001
Ceram-X Duo	G-Aenial Anterior	0,999
Ceram-X Duo	IPS Empress Direct	<0,001
Ceram-X Duo	Clearfil Majesty Esthetic	0,826
Ceram-X Duo	Admira	0,110
Universal Restoratif 200	G-Aenial Anterior	<0,001
Universal Restoratif 200	IPS Empress Direct	0,998
Universal Restoratif 200	Clearfil Majesty Esthetic	<0,001
Universal Restoratif 200	Admira	0,002
G-Aenial Anterior	IPS Empress Direct	<0,001
G-Aenial Anterior	Clearfil Majesty Esthetic	0,682
G-Aenial Anterior	Admira	0,059
IPS Empress Direct	Clearfil Majesty Esthetic	<0,001
IPS Empress Direct	Admira	<0,001
Majesty	Admira	0,755
Grup	Grup	p-değeri
Kontrol	Disk	<0,001
Kontrol	Lastik	<0,001
Disk	Lastik	0,017

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi tablo 4.7'de gösterildi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri bulgularına göre yaşlandırma işlemi * kompozit tipi * grup

üçlü ortak etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna varıldı (p=0,020). Bununla beraber kompozit tipinden bağımsız olarak yaşlandırma işlemi (AAA) * grup ikili ortak etkileşimlerinin de yüzey pürüzlülüğü değerlerinde istatistiksel olarak etkisi olduğu gözlemlendi (p=0,001). Ayrıca gruptan bağımsız olarak yaşlandırma işlemi * kompozit tipi ikili ortak etkileşiminin yüzey pürüzlülüğü değerleri üzerinde etkisi olmadığı sonucuna varıldı (p=0,092). Kompozit rezin örneklerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen pürüzlülük (Ra, μm) değerleri (ortalama \pm standart sapma) tablo 4.8’de gösterildi.

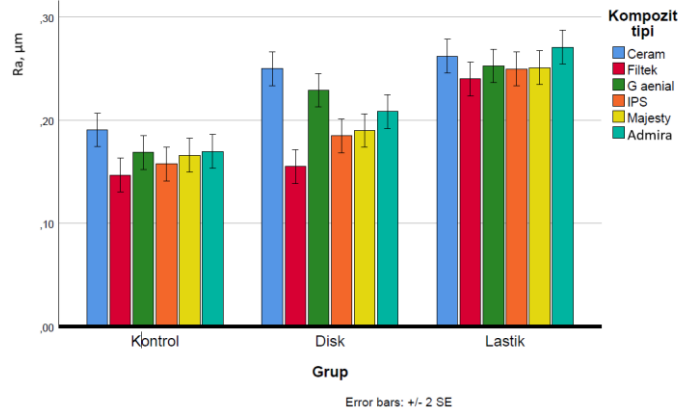
Tablo 4.7. Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun pürüzlülük üzerindeki etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Pürüzlülük	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	p
Yaşlandırma	0,14	1	0,14	223,2	<0,001
Yaşlandırma * Kompozit Tipi	0,01	5	0	1,93	0,092
Yaşlandırma * Grup	0,01	2	0	6,84	0,001
Yaşlandırma * Kompozit Tipi * Grup	0,01	10	0	2,20	0,020

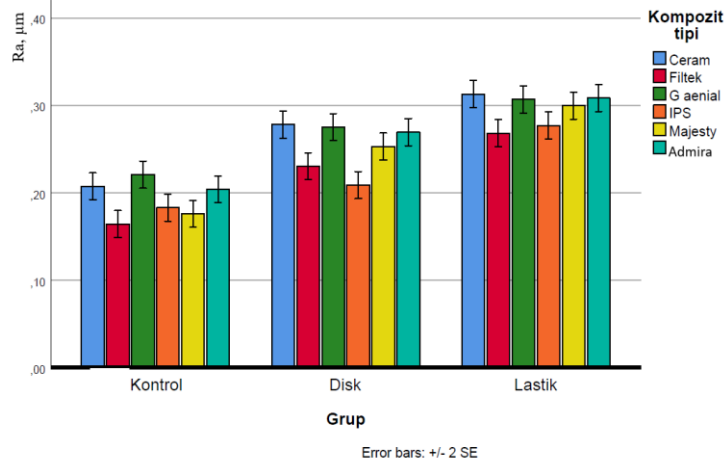
Tablo 4.8. Kompozit rezin örneklerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen pürüzlülük (Ra, µm) değerleri (ortalama± standart sapma)

	Kontrol		Disk		Lastik	
	AAA Öncesi	AAA Sonrası	AAA Öncesi	AAA Sonrası	AAA Öncesi	AAA Sonrası
C	0,19 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,25 ± 0,02	0,28 ± 0,02	0,26 ± 0,02	0,31 ± 0,04
U	0,15 ± 0,01	0,16 ± 0,03	0,15 ± 0,02	0,23 ± 0,03	0,24 ± 0,03	0,27 ± 0,02
G	0,17 ± 0,02	0,22 ± 0,04	0,23 ± 0,03	0,28 ± 0,02	0,25 ± 0,03	0,31 ± 0,03
I	0,16 ± 0,04	0,18 ± 0,02	0,18 ± 0,03	0,21 ± 0,01	0,25 ± 0,02	0,28 ± 0,01
M	0,17 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,19 ± 0,01	0,25 ± 0,02	0,25 ± 0,02	0,30 ± 0,02
A	0,17 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,21 ± 0,04	0,27 ± 0,03	0,27 ± 0,03	0,31 ± 0,01

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira



Şekil 4.2. Kompozit rezin örneklerin AAA öncesi ölçülen pürüzlülük (Ra, µm) değerlerini gösteren grafik



Şekil 4.3. Kompozit rezin örneklerin AAA sonrası ölçülen pürüzlülük (Ra, µm) değerlerini gösteren grafik

Kompozit tiplerine göre test edilen grupların AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.9’da gösterildi. Ceram-X Duo kompozit rezin materyalinin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde; disk ve lastik grubundaki materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p < 0,001$), disk ve lastik grubundaki materyallere ait yüzey pürüzlülüğü değerleri benzer bulundu ($p = 0,999$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin

materyalin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde; lastik grubundaki materyallerin ortalamaları disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Kontrol grubundaki materyaller ile disk grubundaki materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,999$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyalin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubundaki materyallerin ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyaller benzer dağılım gösterdi ($p=0,982$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyalin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Kontrol grubundaki materyaller ile disk grubundaki materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,887$). Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyalin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, lastik grubundaki materyallerin ortalamaları disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyaller ile disk grubundaki materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,976$). Admira kompozit rezin materyalinin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, lastik grubundaki materyallerin ortalamaları disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Kontrol grubundaki materyaller ile disk grubundaki materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,177$).

Tablo 4.9. Kompozit tiplerine göre test edilen grupların AAA öncesi pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz sonuçları

		C	U	G	I	M	A
		p	p	p	p	p	p
Kontrol	Disk	<0,001	0,999	<0,001	0,887	0,976	0,177
Kontrol	Lastik	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Disk	Lastik	0,999	<0,001	0,982	<0,001	<0,001	<0,001

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira

Kompozit rezin tiplerine göre test edilen grupların AAA sonrası pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.10'da gösterildi. Ceram-X Duo kompozit rezin materyalin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubundaki materyallerin ortalamaları, kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller benzer dağılım gösterdi ($p=0,393$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyalin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubundaki materyallerin ortalamalarının kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller benzer dağılım gösterdi ($p=0,223$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyalin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubundaki materyallerin ortalamalarının kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller benzer dağılım gösterdi ($p=0,625$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyal AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, lastik grubundaki materyallerin ortalamalarının disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Kontrol grubundaki materyaller ile disk grubundaki materyallerin pürüzlülük ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,934$). Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyalin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, lastik grubundaki materyallerin ortalamaları disk ve kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilirken (sırasıyla $p<0,001$ ve $p=0,019$),

disk grubundaki materyallerin ortalamalarının kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). Admira kompozit rezin materyalin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubundaki materyallerin ortalamaları, kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p < 0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller benzer dağılım gösterdi ($p = 0,166$).

Tablo 4.10. Kompozit tiplerine göre test edilen grupların AAA sonrası pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz sonuçları

		C	U	G	I	M	A
		p	p	p	p	p	p
Kontrol	Disk	<0,001	<0,001	0,001	0,934	<0,001	<0,001
Kontrol	Lastik	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Disk	Lastik	0,393	0,223	0,625	<0,001	0,019	0,166

C**Ceram-X Duo*; U**Universal Restoratif 200*; G**G-Aenial Anterior*; I**IPS Empress Direct*
M**Clearfil Majesty Esthetic*; A**Admira*

Test edilen polisaj grubuna göre kompozit rezin materyallerin AAA birbiriyle yüzey pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz sonuçları tablo 4.11'de gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo kompozit rezin materyaline ait pürüzlülük değerleri ortalamaları Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p = 0,046$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo tipi kompozit materyaline ait pürüzlülük ortalamaları, Universal Restoratif 200, IPS Empress Direct ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). Ayrıca, G-Aenial Anterior ve Admira kompozit rezin materyallerine ait yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p < 0,001$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyaline ait pürüzlülüğü değerleri ortalaması, IPS Empress Direct kompozit rezin materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu sonucuna varıldı ($p = 0,040$). Diğer çoklu

karşılaştırmalar incelendiğinde, ortalamalar istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 4.11. Test edilen polisaj grubuna göre farklı kompozit rezin materyallerin AAA öncesi birbiriyle yüzey pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi

		Kontrol	Disk	Lastik
		p	p	p
C	U	0,046	<0,001	0,993
C	G	0,994	0,997	0,999
C	I	0,523	<0,001	0,999
C	M	0,968	<0,001	0,999
C	A	0,997	0,091	0,999
U	G	0,994	<0,001	0,999
U	I	0,999	0,761	0,999
U	M	0,999	0,391	0,999
U	A	0,987	0,002	0,680
G	I	0,999	0,040	0,999
G	M	0,999	0,166	0,999
G	A	0,999	0,998	0,999
I	M	0,999	0,999	0,999
I	A	0,999	0,980	0,997
M	A	0,999	0,999	0,999

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct
M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

Test edilen polisaj grubuna göre kompozit rezin materyallerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre yüzey pürüzlülüğü değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.12’de gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, G-Aenial Anterior kompozit rezin materyaline ait yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları Universal Restoratif 200 ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi (sırasıyla $p<0,001$ ve $p=0,034$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, AAA sonrası ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre

değerlendirildiğinde, Universal Restoratif 200 tipi kompozit rezin materyaline ait yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları Ceram-X Duo ve G-Aenial Anterior kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlendi (sırasıyla $p=0,014$ ve $p=0,034$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyallerine ait yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları Ceram-X Duo, G-Aenial Anterior, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezinlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, AAA sonrası disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin kompozit tiplerine göre ortalamalar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varıldı ($p>0,05$). Lastik grubunda AAA sonrası Ceram-X Duo kompozit rezin materyalin yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalaması, Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksekti ($p=0,035$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, AAA sonrası lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin kompozit tiplerine göre ortalamalar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varıldı ($p>0,05$).

Tablo 4.12. Test edilen polisaj grubuna göre kompozit rezin materyallerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre yüzey pürüzlülük değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi

		Kontrol	Disk	Lastik
		P	P	P
C	U	0,056	0,014	0,035
C	G	0,999	0,999	0,999
C	I	0,967	<0,001	0,331
C	M	0,632	0,959	0,999
C	A	0,999	0,999	0,999
U	G	<0,001	0,034	0,181
U	I	0,999	0,995	0,999
U	M	0,999	0,990	0,630
U	A	0,144	0,171	0,124
G	I	0,220	<0,001	0,752
G	M	0,034	0,992	0,999
G	A	0,999	0,999	0,999
I	M	0,999	0,042	0,989
I	A	0,997	<0,001	0,645
M	A	0,852	0,999	0,999

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct
M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

Her bir polisaj grubuna göre ve kompozit rezin materyaller kendi içinde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü düzeylerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi, tablo 4.13'te gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı olacak şekilde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı değerlendirildiğinde, AAA sonrasındaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir. Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı olacak şekilde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı değerlendirildiğinde, AAA sonrasındaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir. Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı olacak şekilde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit tipi ayrı ayrı değerlendirildiğinde, AAA sonrasındaki yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir.

Tablo 4.13. Her bir polisaj grubuna göre kompozit rezin materyaller kendi içinde AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistikî analiz ile değerlendirilmesi

AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Kontrol	C	AAA sonrası	Kontrol	C	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	U	AAA sonrası	Kontrol	U	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	G	AAA sonrası	Kontrol	G	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	I	AAA sonrası	Kontrol	I	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	M	AAA sonrası	Kontrol	M	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	A	AAA sonrası	Kontrol	A	<0,001
AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Disk	C	AAA sonrası	Disk	C	<0,001
AAA öncesi	Disk	U	AAA sonrası	Disk	U	<0,001
AAA öncesi	Disk	G	AAA sonrası	Disk	G	<0,001
AAA öncesi	Disk	I	AAA sonrası	Disk	I	<0,001
AAA öncesi	Disk	M	AAA sonrası	Disk	M	<0,001
AAA öncesi	Disk	A	AAA sonrası	Disk	A	<0,001
AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Lastik	C	AAA sonrası	Lastik	C	<0,001
AAA öncesi	Lastik	U	AAA sonrası	Lastik	U	<0,001
AAA öncesi	Lastik	G	AAA sonrası	Lastik	G	<0,001
AAA öncesi	Lastik	I	AAA sonrası	Lastik	I	<0,001
AAA öncesi	Lastik	M	AAA sonrası	Lastik	M	<0,001
AAA öncesi	Lastik	A	AAA sonrası	Lastik	A	<0,001

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct
M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

4.3. Yüzey Sertliği Bulguları

Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun sertlik üzerindeki ortak etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi tablo 4.14'te gösterildi. Yüzey sertliği bulgularına göre yaşlandırma işlemi * kompozit tipi * grup üçlü ortak etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna varıldı ($p < 0,001$). Bununla birlikte, kompozit tipinden bağımsız olarak yaşlandırma işlemi * grup ikili ortak etkileşimlerinin yüzey sertliği üzerine istatistiksel olarak etkisi olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). Diğer yandan gruptan bağımsız olarak yaşlandırma işlemi * kompozit tipi ikili ortak etkileşiminin yüzey sertliği üzerinde etkisi olmadığı sonucuna varıldı ($p = 0,239$). Kompozit resin örneklerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerleri (ortalama \pm standart sapma) tablo 4.15'te gösterildi.

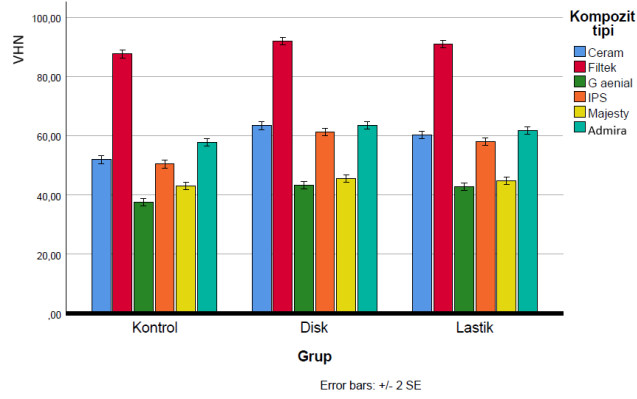
Tablo 4.14. Yaşlandırma, kompozit tipi, grubun sertlik üzerindeki ortak etkilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	p
Yaşlandırma	15886,6	1	15886,6	3882	<0,001
Yaşlandırma * Kompozit Tipi	11,83	2	5,91	1,44	0,239
Yaşlandırma * Grup	1802,17	5	360,43	88,07	<0,001
Yaşlandırma * Kompozit Tipi * Grup	345,66	10	34,57	8,45	<0,001

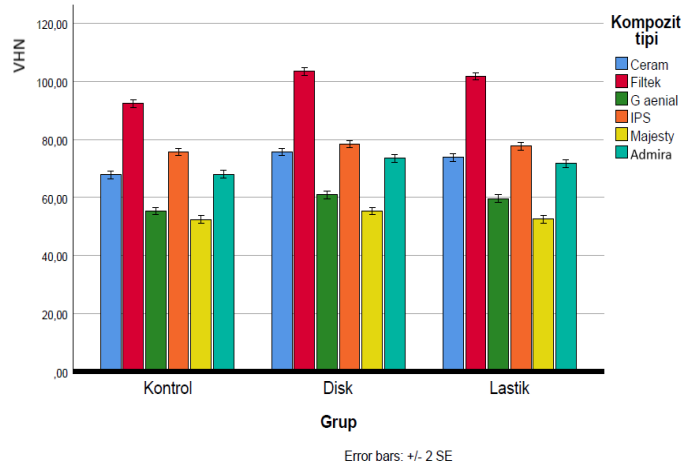
Tablo 4.15. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ve sonrasında ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerleri (ortalama± standart sapma)

	Kontrol		Disk		Lastik	
	AAA Öncesi	AAA Sonrası	AAA Öncesi	AAA Sonrası	AAA Öncesi	AAA Sonrası
C	52,00 ± 1,75	67,87 ± 1,93	63,51 ± 2,43	75,74 ± 1,73	60,26 ± 1,72	73,84 ± 1,51
U	87,73 ± 2,20	92,43 ± 2,04	92,09 ± 2,49	103,48 ± 3,48	91,09 ± 2,42	101,78 ± 4,00
G	37,70 ± 1,91	55,32 ± 2,20	43,28 ± 1,68	60,97 ± 1,64	42,83 ± 2,05	59,60 ± 1,92
I	50,50 ± 1,61	75,76 ± 1,84	61,32 ± 1,01	78,41 ± 1,97	58,10 ± 1,36	77,68 ± 1,99
M	43,18 ± 3,53	52,40 ± 1,55	45,65 ± 1,55	55,34 ± 0,84	44,79 ± 1,21	52,55 ± 0,90
A	57,91 ± 2,15	68,03 ± 1,24	63,54 ± 1,90	73,55 ± 2,06	61,89 ± 2,05	71,77 ± 1,50

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira



Şekil 4.4. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerlerini gösteren grafik



Şekil 4.5. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası ölçülen Vickers (VHN) sertlik değerlerini gösteren grafik

Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi sertlik değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.16'da gösterildi. Ceram-X Duo kompozit rezin materyalinde AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubunun VHN değerleri ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p < 0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller için benzer değerlerdedir ($p = 0,128$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyali AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk

grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin VHN ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edildi ($p=0,001$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyaller ile kontrol ve disk grubuna ait VHN değerleri ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırasıyla $p=0,090$ ve $p=0,999$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyali AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin VHN değerleri ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubundaki materyaller için benzer değerler gösterdi ($p=0,999$). IPS Empress direct kompozit rezin materyalinin AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubunun VHN değerleri ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$), disk ve lastik grubu benzer değerler gösterdi ($p=0,142$). Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyali AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Admira kompozit rezin materyali AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubunun VHN değerleri ortalamaları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken (sırasıyla $p<0,001$ ve $p=0,008$), disk ve lastik grubunun VHN değerleri ortalamaları benzerdir ($p=0,998$).

Tablo 4.16. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi VHN değerlerine ait düzeylerin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi

		C	U	G	I	M	A
		p	p	p	p	p	p
Kontrol	Disk	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	0,712	<0,001
Kontrol	Lastik	<0,001	0,090	<0,001	<0,001	0,999	0,008
Disk	Lastik	0,128	0,999	0,999	0,142	0,999	0,998

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct
M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

Kompozit rezin tiplerine göre test edilen grupların AAA sonrası sertlik değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.17’de gösterildi. Ceram-X Duo, Universal Restoratif 200, G-Aenial Anterior ve Admira kompozit rezin materyalleri AAA sonrası VHN değerleri ortalamaları gruplara göre değerlendirildiğinde, disk ve lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin

ortalamları kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde VHN değerlerinin daha yüksek olduğu görülürken ($p < 0,05$), disk ve lastik grubundaki materyallerin VHN değerleri benzerdir ($p > 0,05$). IPS Empress Direct ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyalleri AAA sonrası VHN değerleri ortalamları gruplara göre değerlendirildiğinde, ortalamlar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 4.17. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası VHN değerlerine ait düzeylerin çoklu karşılaştırmalı istatistiksel analiz ile değerlendirilmesi

		C	U	G	I	M	A
Grup	Grup	p	p	p	p	p	p
Kontrol	Disk	<0,001	<0,001	<0,001	0,549	0,307	<0,001
Kontrol	Lastik	<0,001	<0,001	0,002	0,979	0,999	0,022
Disk	Lastik	0,982	0,997	0,999	0,999	0,427	0,994

C Ceram-X Duo; U* Universal Restoratif 200; G* G-Aenial Anterior; I* IPS Empress Direct
M* Clearfil Majesty Esthetic; A* Admira*

Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi kompozit tiplerine göre sertlik değerlerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.18'de gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi VHN ortalamları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalaması, Universal Restoratif 200 ve Admira kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p < 0,001$). Bununla beraber Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamları G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). Ayrıca, G-Aenial Anterior kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamları IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamları Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyaline göre daha yüksek olduğu görülürken ve Admira kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlendi ($p < 0,001$). Son olarak Clearfil Majesty Esthetic

materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Admira kompozit rezin materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0,001$).

Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo tipi kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre düşük olduğu gözlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalamaları, G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalamaları, IPS Empress Direct ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$). Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalamaları, IPS Empress Direct ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA öncesi VHN değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre düşük olduğu gözlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalamaları, G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). G-Aenial Anterior kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalamaları, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalaması Clearfil Majesty Esthetic'e göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken, Admira kompozit rezine göre anlamlı daha düşük olduğu görüldü (sırasıyla $p<0,001$ ve $p=0,019$). Ayrıca, Admira kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalaması, Clearfil Majesty Esthetic'e göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0,001$).

Tablo 4.18. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA öncesi kompozit tiplerine göre VHN değerlerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi

		Kontrol	Disk	Lastik
		p	p	p
C	U	<0,001	<0,001	<0,001
C	G	<0,001	<0,001	<0,001
C	I	0,999	0,895	0,911
C	M	<0,001	<0,001	<0,001
C	A	<0,001	0,999	0,999
U	G	<0,001	<0,001	<0,001
U	I	<0,001	<0,001	<0,001
U	M	<0,001	<0,001	<0,001
U	A	<0,001	<0,001	<0,001
G	I	<0,001	<0,001	<0,001
G	M	<0,001	0,790	0,973
G	A	<0,001	<0,001	<0,001
I	M	<0,001	<0,001	<0,001
I	A	<0,001	0,880	0,019
M	A	<0,001	<0,001	<0,001

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct
M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre VHN düzeylerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.19’da gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA sonrası VHN değerleri ortalamaları kompozit tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo tipi kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 ve IPS Empress Direct kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit tiplerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). Bununla beraber Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Diğer yandan G-Aenial Anterior kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları IPS Empress Direct ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre daha yüksek olduğu görülürken ($p<0,001$),

Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Admira kompozit rezin materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0,001$).

Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA sonrası VHN değerleri ortalamaları kompozit rezin tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo tipi kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyaline göre düşük olduğu gözlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Universal Restoratif 200 tipi kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalamaları, G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). G-Aenial Anterior tipi kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalamaları, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalamaları Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezinlere göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). Ayrıca, Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalaması, Admira kompozit rezin materyaline göre anlamlı düzeyde daha düşüktü ($p<0,001$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı ($p>0,05$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin AAA sonrası VHN değerleri ortalamaları kompozit rezin tiplerine göre değerlendirildiğinde, Ceram-X Duo tipi kompozit rezin materyaline ait VHN değerleri ortalamaları, Universal Restoratif 200 ve IPS Empress Direct kompozit rezin materyallerine göre düşük olduğu gözlenirken, G-Aenial Anterior ve Clearfil Majesty Esthetic materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalaması, G-Aenial Anterior, IPS Empress Direct, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,001$). G-Aenial Anterior tipi kompozit rezin materyali VHN ortalamaları, IPS Empress Direct ve Admira kompozit rezin materyal tiplerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu görülürken, Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyaline göre VHN değerleri ortalamaları daha yüksek olduğu

saptandı ($p < 0,001$). IPS Empress Direct kompozit rezin materyali VHN değerleri ortalaması Clearfil Majesty Esthetic ve Admira kompozit rezin materyallerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülürken, Admira kompozit rezin materyalinin VHN değerleri ortalaması, Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p < 0,001$). Diğer çoklu karşılaştırmalar incelendiğinde, farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$).

Tablo 4.19. Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin AAA sonrası kompozit tiplerine göre VHN düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistiki analiz ile değerlendirilmesi

		Kontrol	Disk	Lastik
		p	p	p
C	U	<0,001	<0,001	<0,001
C	G	<0,001	<0,001	<0,001
C	I	<0,001	0,525	0,014
C	M	<0,001	<0,001	<0,001
C	A	0,999	0,897	0,948
U	G	<0,001	<0,001	<0,001
U	I	<0,001	<0,001	<0,001
U	M	<0,001	<0,001	<0,001
U	A	<0,001	<0,001	<0,001
G	I	<0,001	<0,001	<0,001
G	M	0,322	<0,001	<0,001
G	A	<0,001	<0,001	<0,001
I	M	<0,001	<0,001	<0,001
I	A	<0,001	<0,001	<0,001
M	A	<0,001	<0,001	<0,001

C**Ceram-X Duo*; U**Universal Restoratif 200*; G**G-Aenial Anterior*; I**IPS Empress Direct*
M**Clearfil Majesty Esthetic*; A**Admira*

Test edilen polisaj gruplarına göre kompozit rezinlerin kendi içinde ayrı ayrı olacak şekilde AAA öncesi ve sonrası VHN düzeylerinin çoklu karşılaştırmalarla değerlendirilmesi tablo 4.20’de gösterildi. Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin her bir kompozit rezin kendi içlerinde AAA öncesi ve sonrası VHN değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyaller kendi içlerinde değerlendirildiğinde, AAA sonrasındaki VHN değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir. Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin kendi içlerinde AAA öncesi ve sonrası VHN değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki

farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit materyallerin kendi içlerinde, AAA sonrasındaki VHN değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir. Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyaller kendi içlerinde AAA öncesi ve sonrası VHN değerleri karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıydı ($p<0,001$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin kendi içlerinde değerlendirildiğinde, AAA sonrasındaki VHN değerlerinde artış görüldüğü söylenebilir.



Tablo 4.20. Her bir polisaj grubuna göre kompozit rezinlerin AAA öncesi ve sonrası VHN sertlik düzeylerinin çoklu karşılaştırmalı istatistikî analiz ile değerlendirilmesi

AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Kontrol	C	AAA sonrası	Kontrol	C	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	U	AAA sonrası	Kontrol	U	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	G	AAA sonrası	Kontrol	G	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	I	AAA sonrası	Kontrol	I	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	M	AAA sonrası	Kontrol	M	<0,001
AAA öncesi	Kontrol	A	AAA sonrası	Kontrol	A	<0,001
AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Disk	C	AAA sonrası	Disk	C	<0,001
AAA öncesi	Disk	U	AAA sonrası	Disk	U	<0,001
AAA öncesi	Disk	G	AAA sonrası	Disk	G	<0,001
AAA öncesi	Disk	I	AAA sonrası	Disk	I	<0,001
AAA öncesi	Disk	M	AAA sonrası	Disk	M	<0,001
AAA öncesi	Disk	A	AAA sonrası	Disk	A	<0,001
AAA	Grup	Kompozit	AAA	Grup	Kompozit	p
AAA öncesi	Lastik	C	AAA sonrası	Lastik	C	<0,001
AAA öncesi	Lastik	U	AAA sonrası	Lastik	U	<0,001
AAA öncesi	Lastik	G	AAA sonrası	Lastik	G	<0,001
AAA öncesi	Lastik	I	AAA sonrası	Lastik	I	<0,001
AAA öncesi	Lastik	M	AAA sonrası	Lastik	M	<0,001
AAA öncesi	Lastik	A	AAA sonrası	Lastik	A	<0,001

*C**Ceram-X Duo; *U**Universal Restoratif 200; *G**G-Aenial Anterior; *I**IPS Empress Direct
*M**Clearfil Majesty Esthetic; *A**Admira

4.4. Çalışmada Araştırılan Parametrelere Ait Korelasyon Bulguları

Çalışmada test edilen grupların renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimi arasındaki korelasyonların değerlendirilmesi tablo 4.21’de gösterilmiştir. Renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı, aynı yönlü ve zayıf bir ilişki olduğu saptandı ($r=0,168$, $p=0,024$). VHN değerleri değişimi ile renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimleri arasında anlamlı ve doğrusal bir ilişki bulunmadı (sırasıyla $p=0,925$ ve $p=0,992$). Kontrol grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, doğrusal, aynı yönlü ve zayıf bir ilişki olduğu saptandı (sırasıyla $r=0,277$, $p=0,032$ ve $r=0,264$, $p=0,041$). Yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ile VHN değerleri değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ve doğrusal bir ilişki bulunmadı ($p=0,291$). Disk grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi arasında anlamlı ve ters yönlü ilişki olduğu görüldü ($r=-0,287$, $p=0,026$). VHN değerleri değişimi ile renk ve yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı ve doğrusal bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$). Lastik grubunda yer alan kompozit rezin materyallerin renk değişimleri ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi arasında anlamlı ve aynı yönlü ilişki olduğu görülürken ($r=0,332$, $p=0,009$) ve sertlik değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı, doğrusal, ters yönlü ve zayıf bir ilişki olduğu saptandı (sırasıyla $r=-0,308$, $p=0,017$). Yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ile VHN değerleri değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ve doğrusal bir ilişki bulunamadı ($p=0,785$). Universal Restoratif 200 ve Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin materyallerde renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değişimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ve aynı yönlü korelasyon olduğu görüldü (sırasıyla $r=0,457$, $p=0,012$ ve $r=0,499$, $p=0,006$). Kompozit tiplerine göre diğer tüm karşılaştırmalar incelendiğinde, istatistiksel olarak doğrusal ve anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.22).

Tablo 4.21. Çalışmada test edilen grupların renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimi arasındaki korelasyonların değerlendirilmesi

Gruplar			Spearman's rho	p-değeri
Genel	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,168	0,024
Genel	ΔE	Δ Sertlik	-0,007	0,925
Genel	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	0,999	0,992
Kontrol	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,277	0,032
Kontrol	ΔE	Δ Sertlik	0,264	0,041
Kontrol	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	0,139	0,291
Disk	ΔE	Δ Pürüzlülük	-0,287	0,026
Disk	ΔE	Δ Sertlik	-0,075	0,569
Disk	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	-0,196	0,134
Lastik	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,332	0,009
Lastik	ΔE	Δ Sertlik	-0,308	0,017
Lastik	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	0,036	0,785

Tablo 4.22. Kompozit rezin materyallerin renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi ve VHN değerleri değişimi arasındaki korelasyonların değerlendirilmesi

Kompozit			Spearman's rho	p-değeri
C	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,062	0,746
C	ΔE	Δ Sertlik	0,213	0,259
C	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	-0,301	0,106
U	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,457	0,012
U	ΔE	Δ Sertlik	0,316	0,089
U	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	0,531	0,003
G	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,064	0,737
G	ΔE	Δ Sertlik	-0,290	0,120
G	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	-0,041	0,829
I	ΔE	Δ Pürüzlülük	-0,076	0,688
I	ΔE	Δ Sertlik	-0,055	0,771
I	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	0,026	0,890
M	ΔE	Δ Pürüzlülük	0,499	0,006
M	ΔE	Δ Sertlik	-0,206	0,276
M	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	-0,073	0,702
A	ΔE	Δ Pürüzlülük	-0,255	0,173
A	ΔE	Δ Sertlik	-0,029	0,879
A	Δ Pürüzlülük	Δ Sertlik	-0,030	0,875

C*Ceram-X Duo; U*Universal Restoratif 200; G*G-Aenial Anterior; I*IPS Empress Direct

M*Clearfil Majesty Esthetic; A*Admira

Spearman's Rho korelasyon katsayısı kullanıldı.

ΔE_{00} , ΔL , Δa ve Δb arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi tablo 4.20'de gösterildi. Renk değişimleri ile L değişimi arasında zayıf, ters yönlü ($r=-0,330$, $p<0,001$), b değişimi arasında güçlü ve aynı yönlü anlamlı bir korelasyon olduğu tespit edildi ($r=0,859$, $p<0,001$). a değişimi ile L ve b değişimleri arasında ters yönlü, zayıf ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu görüldü (sırasıyla $r=-0,182$, $p=0,026$ ve $r=-0,177$, $p=0,031$). Diğer karşılaştırmalar incelendiğinde parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Tablo 4.23. ΔE , ΔL , Δa ve Δb arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi

		Spearman's rho	p
ΔE	ΔL	-0,330	<0,001
ΔE	Δa	-0,059	0,475
ΔE	Δb	0,859	<0,001
ΔL	Δa	-0,182	0,026
ΔL	Δb	-0,050	0,540
Δa	Δb	-0,177	0,031

Spearman's Rho korelasyon katsayısı kullanıldı.

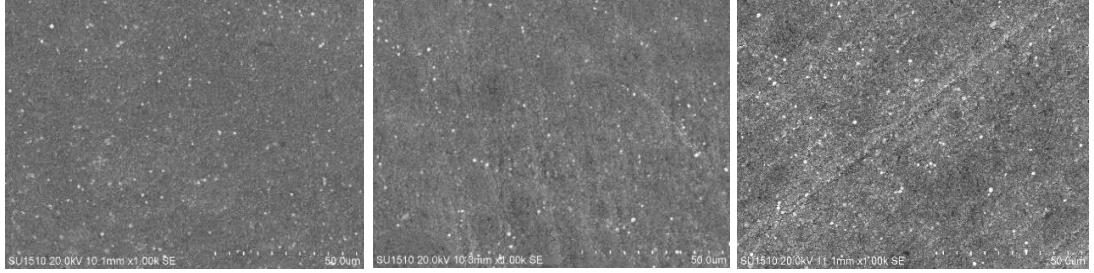
4.5. SEM Analizi Sonucu Elde Edilen Görüntüler

SEM analizi sonucunda elde edilen görüntüler şekil 4.6 ve şekil 4.11 arasında gösterilmektedir. Tüm kompozit rezin materyallerin SEM görüntüleri AAA öncesi ve sonrası bitirme/polisaj yöntemlerine göre sırasıyla kontrol (K), disk (D), lastik (L) gösterilmiştir. SEM incelemelerinde, çoğu grup için yüzey pürüzlülüğü profilometrik bulgular ile uyumlu olduğu bulundu. AAA sonrası örneklerde yüzeyde hava boşlukları ve pürüzlü yüzeylerin arttığı görülmektedir. Tüm kompozit rezinlerde kontrol grubu görsel olarak daha pürüzsüz alanlar görünmektedir. Disk ve lastik grupları kontrol grubuna göre daha pürüzlü görünmektedir. Disk grupları lastik gruplarına göre daha pürüzsüz alanlar (daha az çizik ve krater oluşumları) sergilemektedir. Disk grupları hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra pürüzlü bir yüzeye ve dolgu partiküllerinin çıkmasına neden olmuştur. Benzer şekilde, lastik ile polisaj, AAA sonrasında daha fazla doldurucu partikülünün yüzeyden ayrılmasına neden oldu. IPS Empress Direct kompozit rezin grubunda diğer kompozit rezinlere göre daha pürüzsüz yüzeylerin olduğu görülmektedir. Universal Restoratif 200

kompozit rezin grubu IPS Empress Direct kompozit rezin grubuna göre daha pürüzlü yüzeyler sergilemiştir (Şekil 4.10).

4.5.1. Ceram-X Duo

Ceram-X Duo (AAA öncesi)

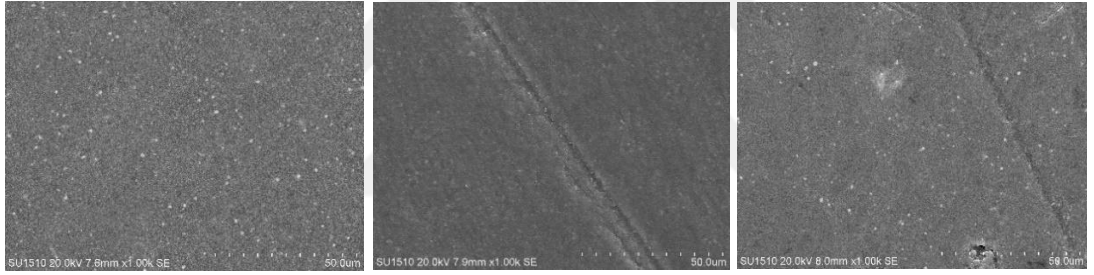


kontrol

disk

lastik

Ceram-X Duo (AAA sonrası)



kontrol

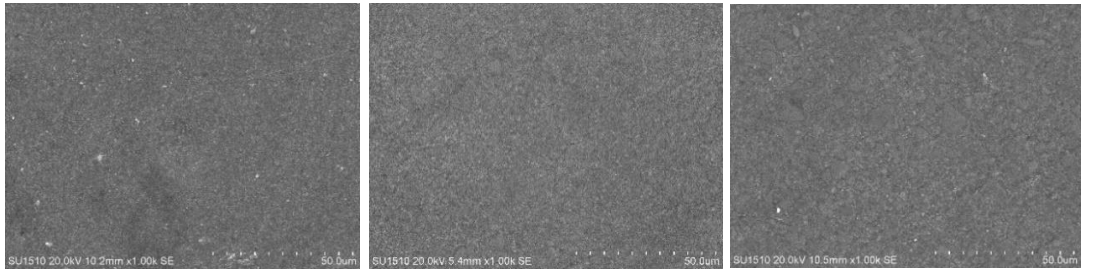
disk

lastik

Şekil 4.6. Ceram-X Duo kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

4.5.2. IPS Empress Direct

IPS Empress Direct (AAA öncesi)

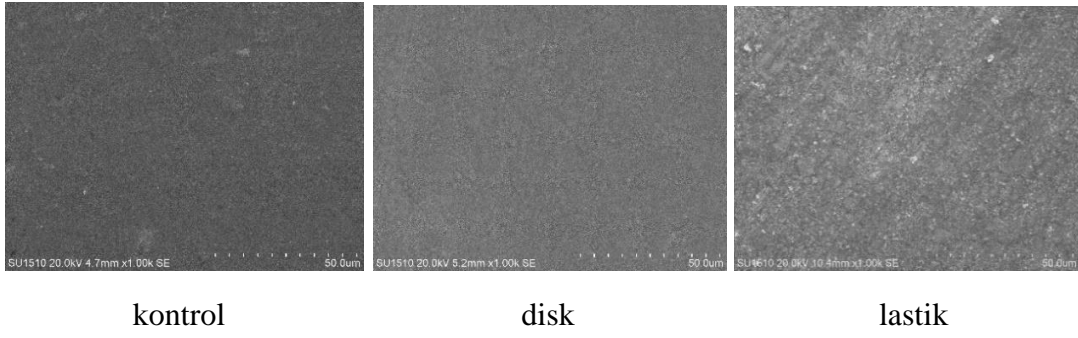


kontrol

disk

lastik

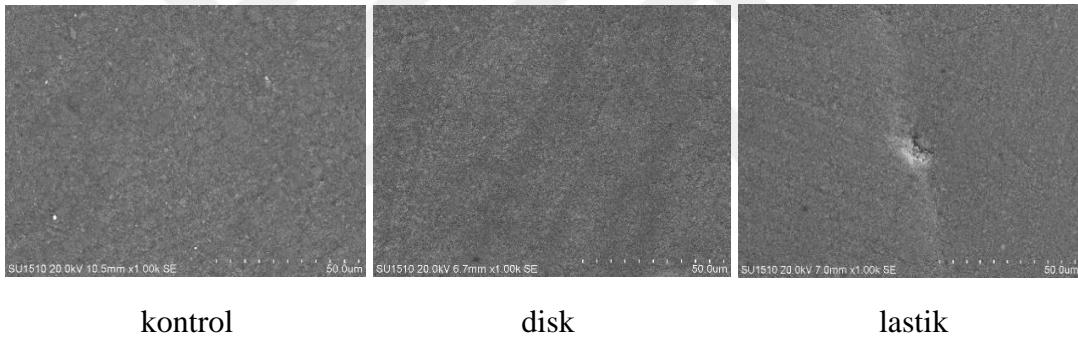
IPS Empress Direct (AAA sonrası)



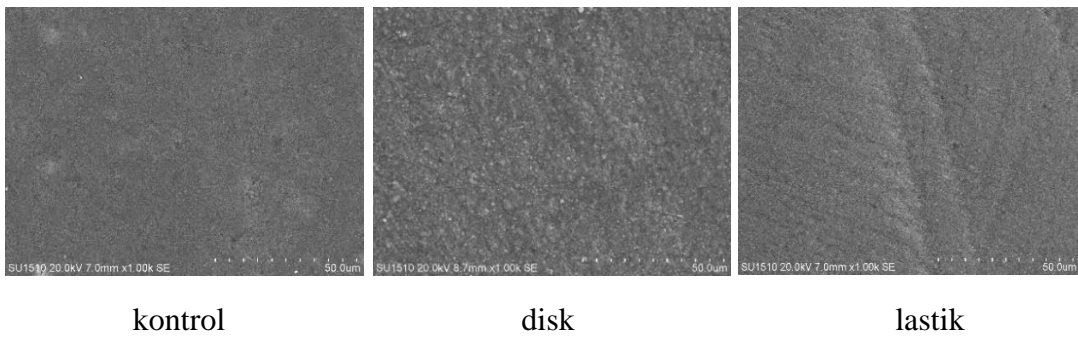
Şekil 4.7. IPS Empress Direct kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

4.5.3. Admira

Admira (AAA öncesi)



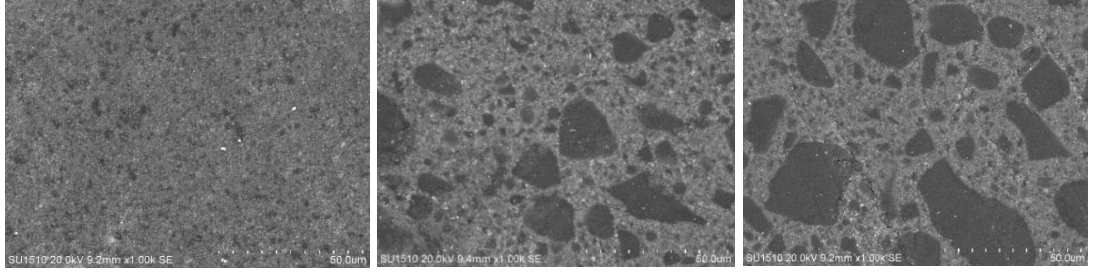
Admira (AAA sonrası)



Şekil 4.8. Admira kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

4.5.4. Clearfil Majesty Esthetic

Clearfil Majesty Esthetic (AAA öncesi)

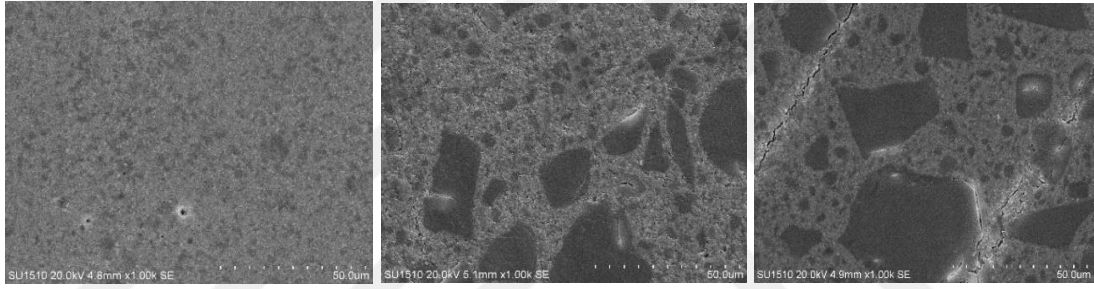


kontrol

disk

lastik

Clearfil Majesty Esthetic (AAA sonrası)



kontrol

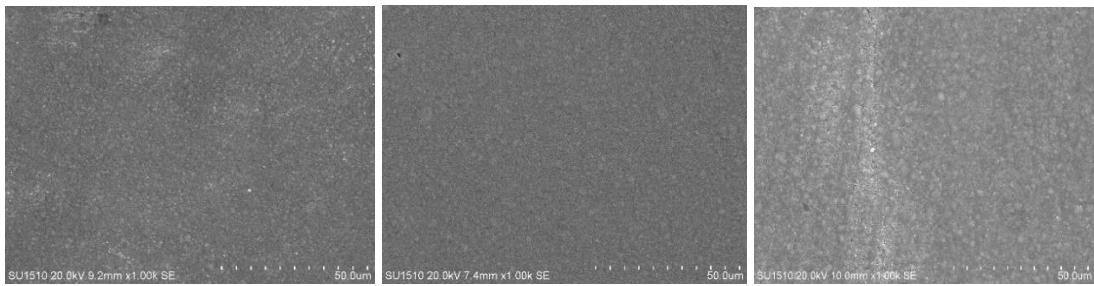
disk

lastik

Şekil 4.9. Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

4.5.5. Universal Restoratif 200

Universal Restoratif 200 (AAA öncesi)

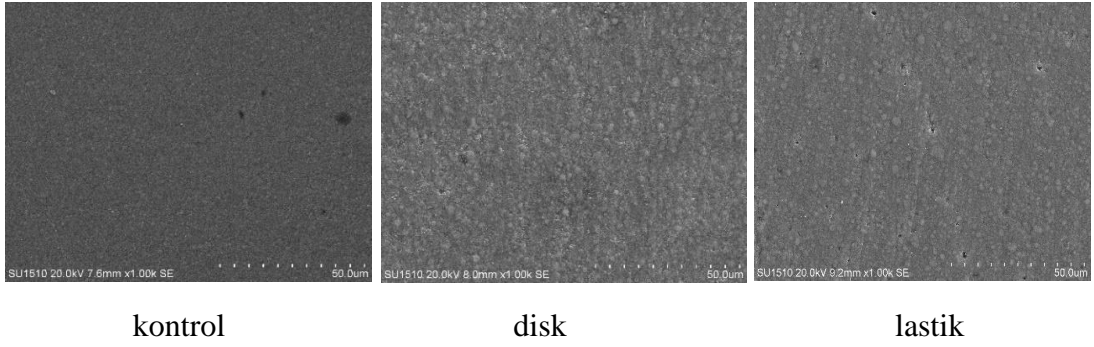


kontrol

disk

lastik

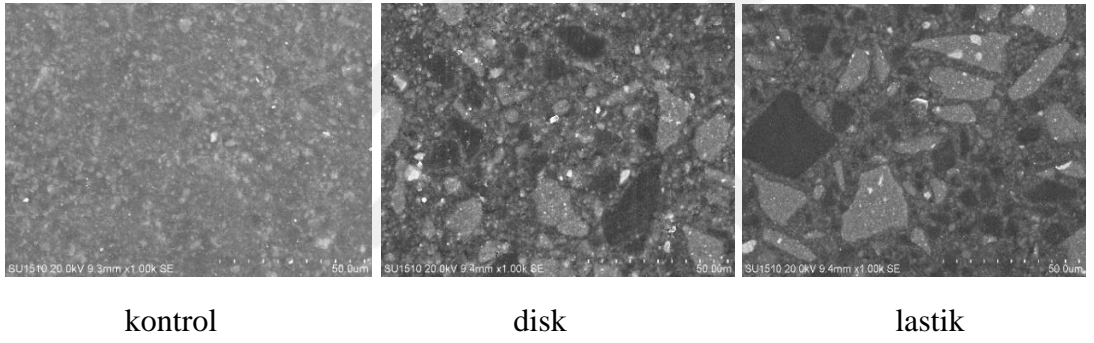
Universal Restoratif 200 (AAA sonrası)



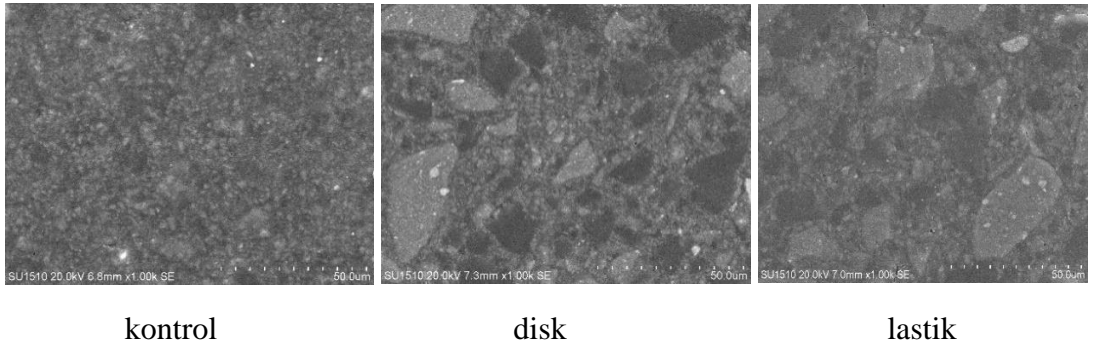
Şekil 4.10. Universal Restoratif 200 kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

4.5.6. G-Aenial Anterior

G-Aenial Anterior (AAA öncesi)



G-Aenial Anterior (AAA sonrası)



Şekil 4.11. G-Aenial Anterior kompozit rezin gruplara ait SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Güncel diş hekimliğinde artan estetik gereksinimler diş renginde farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çeşitli materyallerin üretilmesi sonucu diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Restoratif diş hekimliği pratiğinde restoratif materyaller içerisinde kompozit rezinler; daha kısa sürede ve kolay uygulanabilen, fiziksel, mekanik özelliklerinin ve renk stabilitesinin iyileştirilmesi, içeriksel anlamda yeni gelişmelerin olması gibi özellikleriyle ön plana çıkmaktadır. Kompozit rezinlerin kronolojik gelişimiyle birlikte klinik kullanımında da bir artış olmuştur. Hastanın alışkanlıkları, ağız ortamındaki faktörler ve kompozit rezinlerin içerik farklılıkları renk ve yüzey özelliklerini etkilemektedir.

Yapay yaşlandırma yöntemleri, bu faktörlerin kompozit rezinlerde optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmek için kullanılmaktadır (Shirinzad ve ark. 2016). Kompozit rezin materyalleri etkileyen fiziksel ve kimyasal etkenlerin olası etkilerinin bilinmesi sonucunda restorasyonların kullanım ömrü uzatılabilir (Genç ve Toz, 2017). 37 ° C'de 24 saat boyunca distile suda bekletilen kompozit rezin örneklerin rehidrasyonun oral ortamda yapılmış restorasyonlar için klinik ortamda ilk günü simüle ettiği belirtilmiştir (Güler ve ark. 2009). Bu bakımdan çalışmamızda bir etüv içerisinde kompozit rezin örnekler 37 ° C'de 24 saat boyunca bekletildi.

Çalışmamızda farklı içeriğe sahip kompozit rezinlere iki farklı polisaj sisteminin uygulanması sonrasında hızlandırılmış yaşlandırma işlemine tabi tutularak renk, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği özellikleri test edilmiş ve bu parametreler karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

5.1. Renk Değişimi Bulgularının Tartışılması

Günümüz diş hekimliğinde estetik görünüm; sağlıklı, doğal, güzel ve kendinden emin gülüşler olarak yeniden tanımlanmaktadır (Karakaya, 2017). Kompozit rezinler ön ve arka dişlerde estetik restoratif materyal olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu materyallerin uzun dönemde estetik anlamda hizmet etmesi için rengini ve yapılmış olan polisajını uzun süre koruyabilmelidir (Ashok ve Jayalakshmi, 2017). Renk uyumu ve uzun ömürlü bir renk stabilitesi estetik

restorasyonların başarısını etkileyen iki önemli faktördür (Barakah ve Taher, 2014). Kompozit restorasyonlarda renk stabilitesini etkilemek için farklı faktörler sorumlu olabilir. Bir kompozit rezinin renk stabilitesi reçine matrisi, doldurucu taneciklerinin boyutları, polimerizasyon derinliği ve renklendirici maddeler ile ilgilidir. Diş renginde rezin esaslı materyallerin renk değişikliği, içsel veya dışsal faktörlerden kaynaklanabilir. İçsel faktörler; ultraviyole (UV) ışınlama, termal enerji veya nem ile tetiklenen kompozit matrisinde, materyal yüzeyinde ve daha derin katmanlarındaki fizikokimyasal renk değişikliği reaksiyonlarını içerir. Kimyasal renk değişimi, amin hızlandırıcıda değişiklik veya oksidasyon, polimer matrisinin yapısında oksidasyon ve reaksiyona girmemiş metakrilat gruplarının oksidasyonuna bağlanmıştır. Her ne kadar kompozit rezin restorasyonların kalitesi son yıllarda materyal biliminde yeni teknolojilerin ortaya çıkmasıyla iyileştirilmiş olsa da, kompozit rezinlerin renk değişikliği uzun dönemde klinik anlamda sorun olmaya devam etmektedir (Ashok ve Jayalakshmi, 2017). Dışsal faktörler; plak ve lekelerin birikmesi, polimerizasyon yoğunluğu ve süresi, ortam ve UV ışınlaması, ısı, su ve gıda renklendiricileri dahil olmak üzere çevresel faktörlere maruz kalması nedeniyle oluşur (Catelan ve ark. 2011). Ek olarak, materyal içeriğinde yer alan inorganik partiküllerin boyutunun yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkisi, materyal içeriğinin bitirme ve polisaj sistemlerini de etkilemesi de dışsal kaynaklı renklenmelerde rol oynayabilir (Yılmaz ve ark. 2020). Ayrıca, bu faktörlerden biri veya daha fazlası, dental materyallerin gözle görülebilir veya estetik olarak kabul edilemez renk değişikliklerinden sorumlu olabilir (Ashok ve Jayalakshmi, 2017).

Yapılan bir çalışmada A4 rengine sahip kompozit rezindeki polimerizasyon derinliğinin A2 rene göre daha az olmasının sebebinin materyal formülasyonundaki kantitatif değişiklikler olabileceği bildirilmiştir (Koupis ve ark. 2004). Kompozit rezin materyallerdeki polimerizasyon derinliğindeki azalmanın yapılan restorasyondaki bitirme özelliklerini olumsuz yönde etkileyebileceği rapor edilmiştir (Meniga ve ark. 1997). Çalışmamızda kompozit rezinin renginden kaynaklanabilecek polimerizasyon derinliği farkının en aza indirgenmesi amacıyla bütün kompozit rezin materyaller A2 rengi veya eşdeğer renkte kullanılmıştır.

Dişin renk eşleşmesi karmaşık bir prosedürdür ve klinik diş hekimliğinde en zor durumlardan biri olarak kabul edilir (Ishikawa-Nagai ve ark. 2010). Diş hekimliği pratiğinde renk seçimi renk skalası ya da dijital ölçüm cihazları yardımıyla yapılabilir

(Gönder, 2018). Farklı dental materyallerde renk farklılıklarının incelenmesi cihaz yardımıyla renk analizleri yapılabilmektedir (Tunçdemir, 2008). Malzemelerin renk değişimi yaygın olarak spektrofotometreler ile değerlendirilir (Chu ve ark. 2010; Dos Santos ve ark. 2017; Bastos ve ark. 2020). Spektrofotometre kullanımı son yıllarda, renk ölçümleri için klinik ve istatistiksel olarak anlamlı hale gelmiştir. Renk tayininde spektrofotometre kullanmanın en büyük avantajı ise doğru bilgiler elde edilmesidir (Ishikawa-Nagai ve ark. 2010). Renk ölçümü cihaz yardımıyla daha objektif, tekrarlanabilir ve hızlı ölçümler yapılarak görsel ölçümlemeye göre potansiyel bir avantaj sağlanmış olur (Müdüroğlu ve ark. 2018).

Spektrofotometrik veriler ortam ışığından etkilenmez ve nesnelere yansıyan ışık miktarı, tam spektral dalga boyu boyunca ölçülür (Ishikawa-Nagai ve ark. 2010). Spektrofotometreler yüksek hassasiyete ve çok yönlülüğe sahiptir. Ayrıca renk farklılıklarını değerlendirmede yapılan farklı ölçümlerin aynı zeminde yapılması gerektiği, aksi halde renk kıyası yapılamayacağı belirtilmiştir (Gönder, 2018). Yapılan bir çalışmada, vakaların %93,3'ünde renk değişim değerlerini algılamada spektrofotometrelerin insan gözüne göre daha objektif olduğu ve sonuçların konvansiyonel tekniklere göre %33,3 daha fazla doğruluğun olduğu belirtilmiştir (Paul ve ark. 2002). Renk değişimleri gözün algılama seviyesinin altına düştüğünde dahi cihaz ile yapılan renk ölçümleri tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlara olanak verir (Tunçdemir, 2008). Çalışmamızda, tüm ölçümler standart aydınlatma koşulları ve beyaz zeminde yapıldığı için zemin ve aydınlatma ortamının renk ölçümlerinde etkisi ortadan kaldırılmıştır ve renk değerleri bir spektrofotometre ile yapılmıştır.

CIEDE 2000 renk formülü CIE L*a*b* renk sistemine göre daha iyi alternatif olarak sunulmuş ve çalışmalarda araştırılmıştır (Sharma ve ark. 2005; Gomez-Polo ve ark. 2016). Yapılan araştırmalarda CIEDE 2000 renk formülünün, CIE L*a*b renk formülünden kaynaklanan düzensizlikleri daha doğru biçimde ölçümleyerek ve algılanan renk farklılıkları arasında daha iyi korelasyon sağladığı belirtilmiştir (Acar ve ark. 2016; Gomez-Polo ve ark. 2016). Bunun sonucunda CIEDE 2000 formülü CIE L*a*b* renk formülüne göre insan gözünün renk farklılıkları ile ilgili algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini daha iyi yansıtmaktadır (Ghinea ve ark. 2010; Gomez-Polo ve ark. 2016; Pecho ve ark. 2016a). Çalışmamızda, renk değişimi CIEDE 2000 formülü ile renk değişimi (ΔE_{00}) hesaplanırken parametrik faktörlerin (K_L , K_C , K_H) 1 olarak değerlendirildiği CIEDE (1:1:1) renk farkı formülü

kullanılmıştır. Bazı güncel araştırmalarda (Kandi ve Tehran, 2010; Perez ve ark, 2011; Pecho ve ark, 2016a; Pecho ve ark, 2016b;) gözle yapılan değerlendirmelerde elde edilen kabul edilebilir eşik değerini daha iyi yansıttığı sebebiyle K_L değerinin 1 yerine 2 olarak belirlendiği CIEDE (2:1:1) renk farkı formülü belirtilmiştir. CIEDE (2:1:1) renk formülüne dair kabul edilebilirlik eşik değeri ve özellikle algılanabilirlik eşik değerleri ile ilgili veri eksikliği nedeniyle bu çalışmada CIEDE (1:1:1) renk formülünün kullanımına karar verilmiştir. Paravina ve ark., (Paravina ve ark. 2015) yapmış olduğu çalışmanın sonuçları doğrultusunda ΔE_{00} 'nin algılanabilir eşik değeri 0,8 olarak belirtilmiş ve çalışmamızda $\Delta E_{00} > 0,8$ değerleri, gözle algılanabilir renk değişimi olarak kabul edilmiştir. ΔE_{00} için kabul edilebilir eşik değeri ise 1,8 olarak belirlenmiştir ve $\Delta E_{00} > 1,8$ değerleri, klinik olarak kabul edilemeyen renk değişimleri olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmada, renk ölçümleri ilk ölçümler sonrasında 300 saatlik AAA prosedürüne tabii tutuldu ve sonrasında ikincil ölçümler yapıldı. Çalışmamızda renk değişimi değerleri tüm gruplarda 2,01-4,43 arasında değişmektedir. Bu kapsamda 300 saatlik AAA sonrası tüm kompozit rezin grupları klinik olarak kabul edilemez renk değişim değerleri göstermiştir.

Ruyter ve ark., indirekt rezinlerin renk stabilitesini 1440 saatlik yapay yaşlandırma kullanarak değerlendirdi, ancak renk değişikliğinin büyük bir kısmı yaşlanma sürecinin ilk 300 saatinde meydana geldiğini belirtmişlerdir (Ruyter ve ark. 1987). Souza ve ark., yaptığı çalışmada, 100 saat sonra yapılan renk değerlendirmelerinin, tüm gruplar için klinik olarak kabul edilebilir sınırın ($\Delta E \geq 3.3$) üzerinde olduğunu bildirmiştir (Souza ve ark. 2012). Powers ve ark., 3 kimyasal başlatıcılı ve 4 mikrodolduruculu kompozit rezinin 300 saat hızlandırılmış yaşlandırma sonucunda renk değişikliklerini inceledikleri çalışmalarında genel olarak mikrodolduruculu ve kimyasal başlatıcılı kompozit rezinlerin daha koyu ve opak bir renk aldıklarını ve kimyasal başlatıcılı kompozit rezinlerin mikrodolduruculu içeriğe sahip kompozit rezinlere göre daha fazla yüzey erozyonu gösterdiğini rapor etmişlerdir. Mikrodolduruculu içeriğe sahip kompozit rezinlerde yüzey erozyonu ve renk değişiminin daha az olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, 300 saatlik hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra, kompozit rezinlerin 24 aylık bir klinik çalışmada gözlenenlere benzer renk parametresi değişikliklerine sahip olduğunu ifade edilmiştir (Powers ve ark. 1980). Pires-de-Souza Fde ve ark., (Pires-de-Souza Fde ve ark. 2011) kompozit rezinlerin (hibrit, mikro-hibrit, nanopartikül içerikli ve

siloran bazlı) *in situ* renk stabilitesini, yüzey morfolojisini ve dış restorasyon ara yüz bozunmasını değerlendiren bir çalışma yürütmüştür. AAA'dan sonra siloran bazlı kompozit en yüksek renk değişimini (18.6 ± 2.2) ve mikro hibrit kompozit (Filtek Z250) en düşük renk değişimini (8.66 ± 2.35) göstermiştir. El Gezawi ve ark., bulk-fill kompozitlerin, 40 günlük yaşlandırma işleminden sonra hibrid kompozite benzer renk stabilitesine sahip olduğunu bildirmiştir (El Gezawi ve ark. 2016). AAA'nın neden olduğu fiziksel yüzey modifikasyonları, renklendirici maddelere maruz kalma nedeniyle renk değişikliğine olanak sağladığı belirtilmiştir (Catelan ve ark. 2011). Paravina ve ark., AAA'nın renk stabilitesi ve ışık geçirgenliği üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, kompozit rezinlerde a ve b değerinde artışa sebep olurken L değerinde azalmaya neden olduğunu bildirmiştir (Paravina ve ark. 2004). Yapılan bir çalışmada AAA, fiber destekli ve fiber destekli olmayan her iki kompozit materyalin gruplarında daha koyu (-L), daha kırmızımsı (+a) ve daha sarımsı (+b) hale geldiği bildirilmiştir (Tunçdemir ve Güven, 2018). Furuse ve ark., farklı AAA dönemlerinden (24, 72, 120 ve 192 saat) sonra siloran ve dimetakrilat bazlı kompozit rezinlerde renk değişimini ve parlaklığı değerlendirdikleri çalışmalarında kompozit rezinler genellikle L * ve a * değerlerinde bir azalma ve yaşlanmadan sonra b * değerlerinde artış gösterdiğini, ancak siloran bazlı kompozitin b * değerini koruduğunu belirtmiştir (Furuse ve ark. 2008).

Korkmaz ve ark., AAA'nın kompozit rezinlerin renk ve translusensi parametresi üzerindeki etkisini değerlendirdiği çalışmada yaşlandırma işleminin renk üzerinde etkili olduğu belirtilirken translusensi parametresini (TP) etkilemediğini bildirmiştir. Aynı çalışmada tüm kompozit rezin materyaller 150 kJ / m² AAA işlemine tabi tutulmuştur. Yaşlandırma işlemi sonrasında bir kompozit rezin materyal haricinde test edilen tüm kompozit rezinler ve farklı tonları için daha düşük L* değerleri olduğunu göstermiştir. Değerlendirilen materyallerin çoğu daha kırmızı (a* koordinat değerlerinde artış) ve daha sarı ayrıca daha kromatik (b* koordinat değerlerinde artış) olmuştur (Korkmaz ve ark. 2014). Karaarslan ve ark., kompozit rezin tipi ve polisaj yönteminin hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında renk stabilitesini önemli ölçüde etkilediğini, en düşük renk değişiminin glaze uygulanan materyalde olduğunu bildirmiştir. Kompozit rezinlerde etkilerini karşılaştırırken, mikrohibrit içerikli kompozit en düşük ve ormoser içerikli kompozit en yüksek ΔE (renk değişimi) değerlerini göstermiştir. Ayrıca tüm kompozit rezin türleri için AAA

L* değerlerinde düşüşe (daha koyu), a* değerlerinde artışa (örnekler kırmızıya doğru) ve b* değerlerinde azalma (örnekler maviye doğru) olmuştur (Karaarslan ve ark. 2013). Çalışmamızda literatürle uyumlu şekilde, tüm kompozit rezin tipleri için AAA sonrasında L* değerlerinde düşüşe (daha koyu), a* değerlerinde bazı gruplarda azalmaya ve artmaya (örnekler yeşile ve kırmızıya doğru) ve b* değerlerinde artış (örnekler sarıya doğru) gözlenmiştir. Yaşlanmaya bağlı olarak gözlenen renk farklılıkları, AAA'nın genellikle L* ve a* değerlerinin azalmasına, ancak b* değerlerinin artmasına neden olduğu önceki yapılan çalışma ile uyumludur (Korkmaz ve ark. 2014).

Çalışmamızda materyallere ait ΔE_{00} değerlerinin grup ve kompozit tipinin etkileşiminin olmadığı bulundu. Fakat gruptan bağımsız olarak kompozit tipinin tek başına, kompozit tipinden bağımsız olarak grup değişkeninin de tek başına renk değişimlerine etki ettiği bulundu. Renk algısının kompozit üzerine gelen ışığın yansımaları ile doğrudan ilişkili olduğu düşünüldüğünde, partikül boyutunda çeşitlilik arttıkça, ışık ışınlarının daha fazla saçılması ve malzemenin renk kararlılığı da artacağı bildirilmiştir (Pires-de-Souza Fde ve ark. 2007). Çalışmamızda mikrohibrit içerikli Universal Restoratif 200 ve nanohibrit içerikli IPS Empress Direct kompozit rezinlerin diğer kompozit rezinlere göre daha düşük renk değişimi gösterdiği bulundu. Bu kapsamda renk stabilitesi materyallerin içerikleri ve kompozisyonlarına atfedilebilir. Nanohibrit içerikli IPS Empress kompozit rezin materyali daha düşük renk değişimi göstermesine rağmen mikrohibrit içerikli Universal restoratif 200 kompozit rezin materyali ile arasında farklılık bulunmadı. Ceram-X Duo kompozit materyali sayısal olarak en yüksek renk değişimini göstermesine rağmen diğer kompozit rezinler (Ceram-X Duo, G-Aenial Anterior, Clearfil Majesty Esthetic ve Admira) ile arasında farklılık gözlenmedi. Ceram-X Duo kompoziti, modifiye polisiloksan partikülleri, ormocer adı verilen seramik nanopartiküller ve cam doldurucu içerir. Ormocerler, çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanır ve inorganik silanize dolgu partiküllerine ek olarak organik kopolimerler içerir. Geleneksel polimer yapıların aksine ormocerler inorganik yapıdadır (Karatas ve ark. 2020). Çalışmamızdaki Ceram-X Duo kompozitinin renk değişiminin yüksek olması matris yapısı ve organik birimlerden kaynaklanıyor olabilir. Kompozit rezinlerin renklenmeye karşı gösterdikleri direnç; rezin matriks yapısı, su emilimi, doldurucu partikül büyüklüğü, yapısı, matriks-doldurucu bağlantısının devamlılığı ile yüzeye

uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri gibi parametrelerden etkilenmektedir. Doldurucu-matriks arayüzünde bulunan mikro çatlaklar ve mikro boşluklar, renklendirici maddeler için en muhtemel penetrasyon yollarıdır. Aşınma ve kimyasal bozulmanın neden olduğu yüzey pürüzlülüğü de parlaklığı etkileyerek dış renklenmeyi artırabilir (Gizem Cabadağ ve ark. 2020). Çalışmamızda herhangi bir polisaj işleminin yapılmadığı kontrol gruplarının renk değişimi diğer gruplara göre daha az bulundu. Polisaj işlemi uygulanan disk ve lastik gruplarında ise disk gruplarının lastik gruplarına göre daha az renk değişim değerleri gösterdiği bulundu. Çalışmamıza benzer şekilde Tavangar ve ark., polisaj sistemlerinin farklı solüsyonlarda 7 gün bekleterek kompozit rezinlerin renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini araştırmıştır. Parlatma yöntemleriyle ilgili olarak, 7 günlük daldırmadan sonra, hemen hemen tüm gruplarda polisaj yapılmayan örneklerin ortalama ΔE değerleri, polisaj yapılmış örneklerden anlamlı ölçüde daha düşük bulunmuştur. Polisaj yapılmış örneklerin polisaj yapılmayan örneklere göre daha fazla ΔE göstermesinin nedeni, AAA da yer alan ışık ve su etkisi materyal yüzeyinde SEM'de gözlenen hava boşluklarının ve mikro çatlakların varlığı olabilir. Patel ve ark., kompozit rezinlerde düzgün ve parlak yüzeylerin, pürüzlü olan yüzeylerle karşılaştırıldığında renklenmenin daha az olduğunu bildirmiştir (Patel ve Shen, 2004). Vichi ve ark., çalışmasında, inorganik doldurucu oranı yüksek olan kompozit rezinlerin renklenmeye daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir (Vichi ve ark. 2004). Gönüloğlu ve ark., çalışmasında, daha küçük inorganik partikül boyutuna sahip kompozit rezin materyallerin renklenmesinin daima en düşük renklenme değerlerine sahip olmadığı, kompozit rezin materyallerdeki renklenmelerin monomer boyutları, yüzey pürüzlülüğü ve doldurucu partikül miktarlarıyla da ilgili olduğunu bildirmişlerdir (Gönüloğlu ve Yılmaz, 2012). Kompozitlerin suda daha fazla çözünürlüğü, oluşan polimerin serbest hacmindeki artışa bağlı olarak daha düşük renk kararlılığı ve sonuç olarak su moleküllerinin polimerik ağa yayılması için daha geniş alan sağlar. Dental literatür, kompozitlerin sıvıların rezin matrise veya matris / partikül arayüzüne girmesine izin verdiğini belirtmektedir (Pinto ve ark. 2013). Kompozit monomerlerinin hidrofilikliği, ön bölge kompozitlerde daha fazla olabilir; örneğin, TEGDMA, Bis-GMA aldığından daha fazla su emer ve bu oranlar da önemlidir (Drubi-Filho ve ark. 2012). Bis-GMA esaslı rezinlerde su emilimi %0-%1 iken, eklenen TEGDMA oranına bağlı olarak bu oran %3- %6 ya kadar artabilir. TEGDMA'nın merkezinde tekrarlayan ve su molekülüne afinitesi olan etoksi

grupları içermesi, kompozit materyalin yüzey hidrofilitésinin artmasıyla sonuçlanır. Bis-GMA ve TEGDMA hidrofilik yapılarından dolayı, yüksek su emilimi değerlerine sahiptirler (Gencay ve Toz, 2017). TEGDMA'nın UDMA ile kısmi değişiminin Bis-GMA / TEGDMA rezin matrisine göre su alımı ve renklenmeyi azalttığı gösterilmiştir. Bis - GMA bazlı rezinlerde su alımının TEGDMA ile orantılı olarak arttığı görülmüştür (Korkmaz ve ark. 2014). Yapısında TEGDMA içeren kompozitler, Bis-GMA ve UDMA esaslı olanlara kıyasla, ortama daha fazla miktarda monomer salarlar ve bu da daha fazla renk değişimi göstermelerine neden olur (Moharamzadeh ve ark. 2007). Bis-EMA ise yapısındaki hidrofobik gruptan dolayı düşük su emilimi gösterir. TEGDMA'nın Bis-EMA, Bis-GMA ve UDMA'ya göre önemli oranda daha yüksek su emilimi değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Genç ve Toz, 2017). UDMA, renklenmeye Bis-GMA'ya göre daha dirençlidir (Catelan ve ark. 2011). Fakat bu durum çalışmamızda kullanılan G-Aenial Anterior'un Bis-GMA içermemesi sebebiyle çelişmektedir. Choi ve ark., Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerini içeren kompozitlerde termal yaşlandırma sonrasında daha fazla renk değişikliği bulmuştur (Choi ve ark. 2006). Bu durum, bu monomerin çözünürlüğü artıran UDMA'ya göre oluşan polimerin su emilimine daha yatkın olmasıyla ilgili olabilir (Mundim ve ark. 2010).

Ferracane'ye göre kompozit bileşimdeki yük partiküllerinin hacmi arttıkça, sunulan dönüştürme derecesi daha düşük olacağını belirtmiştir. Sonuç olarak, oluşan polimerik ağ, daha büyük miktarda kalan çift bağa ve daha düşük miktarda oluşturulmuş bağlara sahip olacaktır. Bu nedenle, bu kompozit, rezin matrisine nüfuz ederek bu bağların "şişmesine" veya gevşemesine neden olan çözücü etkisine (su), plastikleştirme olarak bilinen bir etkiye daha yatkın olacaktır. Resin matrisin içindeki çözücü, matrisin ve partikül / matris arayüzünün bozulmasına neden olabilir (Ferracane, 2006). Bu fenomen, kompozit rezindeki renk değişimini ve AAA'dan sonra daha yüksek yüzey pürüzlülüğünü de açıklayabilir (Pinto ve ark. 2013).

Estetik restoratif materyalin renk stabilitesi sadece matriks ve dolgu bileşimi ve dolgu içeriği gibi etkenler ile değil, aynı zamanda daha küçük pigment ilaveleriyle ve bu materyallerin resin başlatıcı ve inhibitörü, aktivatör süreci gibi diğer tüm kimyasal bileşenleri tarafından belirlenir. Reaksiyona girmemiş karbon-karbon çift bağları, ultraviyole ışık aydınlatması, doldurucu bağlayıcı ajan, inhibitör

oksidasyonunun türü ve kalitesi gibi durumlardan etkilenir (Korkmaz ve ark. 2014). Pigmentlerin yokluğunda, polimerizasyon derecesi (kalan reaksiyona girmemiş karbon-karbon bağlarının oranı gibi faktörler renk değişiminde çok faktörlü sorunlara neden olmaktadır. Kompozit materyallerin renklenmeye neden olan maddelere olan afinitesi, dönüşüm derecesi ve kimyasal özellikleri ile düzenlenir. Dönüştürülmemiş çift karbon bağlarının sayısı ne kadar fazla olursa, materyal boyamaya o kadar duyarlıdır. Ek olarak, hidrofilik organik matrisli kompozitler su emilimini destekler, polimerik ağın bozulmasını teşvik eder, bu da formaldehit ve metakrilik asit gibi yan ürünlerin salınmasına ve dolayısıyla renk değişikliğine neden olur (Drubi-Filho ve ark. 2012). Kompozitin bu fenomene maruz kalması, materyalin zaman içinde renk değişikliğinden sorumlu ana faktör olan organik matrisindeki değişiklikleri teşvik eder (Kolbeck ve ark. 2006). Hızlandırılmış yaşlanma sırasında yüksek sıcaklık dönüşüm derecesini artırarak matrisin kırılma indisinde değişikliğe yol açtığını bildiren çalışmalar vardır (Schulze ve ark. 2003; Tunçdemir ve Güven, 2018). Mundim ve ark., AAA'nın kompozit rezinlerde optik özelliklere etkisinin olduğunu; ancak değişikliklerin renklerinden çok kompozit bileşimleriyle ilgili olduğunu belirtmiştir. AAA'nın kompozitler için dönüşüm derecesini artırdığı ve dolayısıyla mevcut bağ sayısını azalttığı belirtilmiştir (Mundim ve ark. 2010).

Büyük partiküller içeren kompozit rezinlerde su emilimi ve renk değişikliği için daha duyarlı olması gelen ışığın partiküller tarafından yayılma şeklini değiştirmesi ve su absorpsiyonu sonucu kırılan matris / doldurucu maddesi arayüzündeki zayıf bağlanma ile açıklanabilir (Roselino ve ark. 2013). Bu nedenle, bu çalışmada bulunan sonuçlar, bir kompozitteki düşük yoğunlukta doldurucu partiküllerinin daha yüksek ΔE değerleri sunduğu sonucuna varan diğer yazarlar tarafından elde edilen bulgulardan farklıdır (Schulze ve ark. 2003; Lee ve Powers, 2007b). Çünkü çalışmamızda mikrohibrit içerikli Universal Restoratif 200 kompozit rezin ile nanohibrit içerikli IPS Empress kompozit rezinin renk değişimleri benzer bulundu. Setz ve ark., kompozit rezinlerde yaşlandırmanın yüksek doldurucu içeriğine sahip üç kompozitin en iyi renk kararlılığını göstermiş ve en düşük doldurucu içeriğine sahip materyallerin büyük renk değişikliğini göstermiştir (Setz ve ark. 1990). Ancak bu çalışmada, literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde doldurucu içeriği ile renk stabilitesi arasında güçlü bir ilişki bulunmamıştır (Setz ve ark. 1990; Karaarslan ve ark. 2013).

Schulze ve ark., yaptıkları çalışmada ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin kimyasal yöntemle polimerize olan kompozit rezinlere göre hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra renk değişikliklerine daha fazla direnç gösterdiğini ve estetik açıdan daha kabul edilebilir olabileceği ifade edilmiştir. Hızlandırılmış yaşlandırmanın materyallerin sertliğinin anlamlı düzeyde arttırdığı ve renk değişikliklerinin olduğu saptanmış, renk değişikliği ile sertlik arasında herhangi bir korelasyon bulunmamıştır (Schulze ve ark. 2003).

Sarafianou ve ark., kompozit rezinleri hızlandırılmış yaşlandırmaya tabi tutarak renk değişimlerini ve kalan C = C bağlarının (percentage of remaining C=C bonds / RDB) miktarını değerlendirmiştir. Çalışmada materyaller görsel olarak algılanabilir ($\Delta E > 1$), klinik olarak kabul edilebilir değerlerde ($\Delta E < 3.3$) olduğu bildirilmiştir. Her bir materyal grubu içinde, RDB yüzdesinde istatistiksel olarak önemli farklılıklar yaşanmadan önce ve sonra bulunmuştur. Ek olarak, renk değişimlerini ve kalan C = C bağlarının (% RDB) arasında korelasyon bulunmamıştır (Sarafianou ve ark. 2007).

Klinik anlamda dental restoratif materyaller sıcaklık değişiklikleri, sürekli neme maruz kalma ve mekanik stresler gibi çeşitli faktörlere dayanabilmelidir. Tedavi prosedürlerinin geçerliliğini doğrulamak için kontrollü klinik çalışmalar gereklidir fakat bu çalışmalar pahalı ve zaman alıcıdır. *İn vitro* çalışmaların klinik prosedürler kapsamında klinik parametreleri en yakın olabildiğince simüle etmek için çaba gösterilmektedir. (Korkmaz ve ark. 2014). AAA, ışık, sıcaklık ve nem değişikliklerini içeren hızlandırılmış bir ayrışma süreci ile çevresel koşullara uzun süreli maruz kalmanın etkilerini taklit eder. İşlem, AAA'nın kısa süreli aralıklarının normal koşullar altında uzun süreli kullanım açısından denkliğini belirler (Pires-de-Souza Fde ve ark. 2009). Yapay yaşlanma cihazının üreticisi, 300 saatlik yaşlandırmanın 1 yıllık klinik hizmete eşdeğer olduğunu iddia etmektedir. Resin esaslı materyallerin bu sürenin 3 aylık klinik kullanıma denk gelen 77 saatlik kısımda en fazla renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir (Lee ve Powers, 2007a). Çalışmalarda görünür ışık, UV radyasyon, sıcaklık, ısı, nem gibi fizikokimyasal reaksiyonların zamanla kompozit rezinlerde içsel renk değişikliğine neden olabileceğini gösterilmiştir (Ferracane ve ark. 1985; Shirinzad ve ark. 2016). Yaşlandırma odasındaki ışık saatleri ile toplam saat arasındaki oran, farklı döngü türleri için değişir (Korkmaz ve ark. 2014). Bu çalışmada, örnekler 150 kJ / m² enerjide

yaşlandırılmıştır, çünkü rezin bazlı materyallerin renk değişikliği önceki çalışmalarda gösterilmiştir (Lu ve Powers, 2004; Korkmaz ve ark. 2014; Tunçdemir ve Güven 2018). Yaşlandırma cihazları ile yaşlanma döngüleri arasındaki farklılıklar sonuçları ve dolayısıyla tahmin doğruluğunu etkiler. AAA işlemlerinin kliniksel önemi tam olarak bilinmemekle birlikte, sıcaklık değişiklikleri, sürekli neme maruz kalma ve mekanik kuvvetler dahil olmak üzere bir dizi ağız ortamında olan faktörlere maruz kaldığı için çeşitli diş materyallerinin fiziksel değişikliklerini tahmin etmek için kullanılmıştır. Böylece yapay hızlandırılmış yaşlanma klinik parametreleri mümkün olduğunca yakın olarak simüle edebileceği ifade edilmiştir (Pires-de-Souza Fde ve ark. 2009).

Materyaller arasındaki farklılıklara rağmen çalışmalarda standart olmayan ekipman ve yaşlanma metodolojileri kullanılmaktadır ve bu da aralarında çelişkili bulgulara neden olmaktadır. Bu nedenle, bir kompozit restorasyonun belirli bir klinik kullanım süresine eşdeğer olan AAA süresinin uzunluğu konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği yoktur (Sarafianou ve ark. 2007; Drubi-Filho ve ark. 2012). Bununla birlikte, yapay yaşlanmada malzemenin hangi anda bozulmaya başladığı ve özelliklerinde değişiklikler gösterdiği bilinmemektedir. Daha fazla su emilimi, oluşan polimerin serbest hacmindeki artışa bağlı olarak kompozite daha düşük renk kararlılığı sağlar ve sonuç olarak, su moleküllerinin polimerik ağa yayılması için daha fazla alan sağlayarak malzemenin bozulmasına katkıda bulunur (Drubi-Filho ve ark. 2012).

300 saatlik AAA ile yapılan bu *in vitro* çalışma; metodolojik sınırlamaları dahilinde materyallerin klinik performansını tahmin etmek için kısa süre içerisinde ağız ortamında uzun süre maruz kalma sonucu olası etkilerini simüle etmeyi amaçlanmıştır. Bununla birlikte oral ortamda, tükürük, sıcaklık değişiklikleri, pH seviyeleri (Korkmaz ve ark. 2014), ve fırçalamanın etkisi (Tuncdemir ve Güven, 2018) gibi çeşitli faktörler kompozit materyallerin uzun dönem renk stabilitesini de etkileyebilir. Ayrıca, ağız ortamında kompozit rezinlerdeki renk değişikliklerinin bu çalışmada elde edilen sonuçlardan daha büyük olması mümkündür. Bu çalışmanın sınırlamalarına rağmen, sonuçlar kompozit rezinlerin renk değişikliği belirli çevresel faktörler tarafından (AAA) gerçekleştirildiği anda başladığı ve bu renk değişikliklerin materyale ya da polisaj işlemlerine bağlı olduğu sonucuna varılmıştır. Çalışmadaki renk değişikliği bulguları doğrultusunda kompozit tipi ve test edilen

grup etkileşimleri dikkate alındığında fark olmaması test edilen hipotezler bakımından kısmen kabul edilmiştir.

5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Tartışılması

Klinik koşullarda, restorasyonların ömrü tipik olarak pürüzsüz bir yüzey sağlayan kabul edilebilir polisaj özellikleri ile ilişkilidir (Khalaj ve ark. 2018). Yaşlandırma prosedürünün ağız ortamında yüzey pürüzlülüğüne yol açan tüm doğal çevresel faktörleri taklit etmesi ve böylece restorasyonlarda kısa sürede yapay olarak yaşlandırma sağlanması nedeniyle, restorasyonlarda ağız ortamındaki doğal yaşlanma sırasında belirlenebilen diğer tüm United States Public Health Service (USPHS) kriterleri gibi, yüzey pürüzlülüğü olgusunun da meydana gelmiş olması beklenmektedir (Küçükeşmen ve ark. 2010). Yapılan restorasyonlarda oluşan pürüzlü yüzeyler plak retansiyonları, ikincil çürükler, yüzeydeki renklemeler, dişeti enflamasyonlarına, restorasyonun ömrünün azalmasına sebep olduğu bilinmekte bu durum bitirme-polisaj işlemlerinin gerekliliğini ortaya koymaktadır (Antonson ve ark. 2011). Çalışmamızda, standart örnekler elde etmek için teflon kalıp ve tüm örneklerde şeffaf bant kullanılmıştır. Polimerizasyondan sonra, herhangi bitirme-polisaj işlemi yapılmayan örnekler (kontrol grubu), farklı bitirme-polisaj işlemleri uygulanan gruplarla karşılaştırılmıştır.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesinde mekanik profilometreler oldukça yaygın bir biçimde kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark. 2007; Endo ve ark. 2010; Pala ve ark. 2016). Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan mekanik profilometrenin en önemli avantajı, değerlendirmeden önce örneklerin herhangi bir hazırlık aşamasına gerek olmaması ve böylece örneklerin tekrar kullanılabilmesi ve çeşitli zaman dilimlerinde tekrar ölçümleri yapılabilmesidir (Joniot ve ark. 2006). Bu sebeple bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde mekanik profilometre kullanılmıştır ve parametre olarak da en sık kullanılan parametre olan Ra değeri kullanılmıştır. Bununla birlikte, bir yüzeyin karmaşık yapısı, sadece yüzey pürüzlülüğü ölçümleri kullanılarak tam olarak karakterize edilemez. Bu nedenle, bir cihazın sadece pürüzlülük ortalama sonuçlarına dayanarak klinik uygunluğuna ilişkin sonuçlar çıkarmak uygun değildir. Bununla birlikte, bir görüntü (atomik kuvvet mikroskopisi (AFM) veya taramalı elektron mikroskopisi (SEM) analizi ile kombinasyon halinde, klinik performans

hakkında daha geçerli tahminler yapılabilir. Yüzeylerin morfolojisi SEM tarafından sıklıkla görülür (Endo ve ark. 2010; Ereifej ve ark. 2013; Fernandes ve ark. 2016). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, bitirme/polisaj sistemi hakkında değerlendirmeye izin veren bir SEM analizi ile birleştirildiğinde, klinik performansın daha geçerli tahminleri yapılabilir. SEM, yüzey topografisinin yüksek kaliteli görüntüsünü üretmek için numunenin yüzeyinde taranan odaklanmış bir elektron ışını kullanır. Taramalı elektron mikroskobu, esasen çok yüksek çözünürlük özellikleri ve geniş bir odak derinliği ile çok yüksek bir büyütme sunar (Yadav ve ark. 2016). Çalışmamızda SEM ile elde edilen fotomikrograflar, kompozit rezin materyallere uygulanan polisaj sistemleri ve yüzey karakterizasyonunda profilometreye yardımcı olarak bir nitel analiz olarak sunulmuştur.

Çalışmamızda AAA incelenen gruplarda yüzey pürüzlülüğü değerlerini anlamlı derecede arttırmıştır. Yüzey pürüzlülüğü değerleri bulguları doğrultusunda göre yaşlandırma işlemi * kompozit tipi * grup üçlü ortak etkileşimi anlamı bulunmuştur. Bu sonuçlar kapsamında yüzey pürüzlülüğü değerlerinin test edilen method (AAA), restoratif materyale, hem de kullanılan bitirme / cilalama sistemine bağlı olduğunu göstermektedir. Zanin ve ark., (Zanin ve ark. 2008) 384 saat boyunca AAA'ya tabii tuttıkları indirekt kompozit rezinlerin renk stabilitesini ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdi. Yazarlar, incelenen tüm kompozit rezinlerde hem renk değişikliği hem de yüzey pürüzlülüğünde artış gösterdiği ve bu özelliklerin yakından ilişkili olduğu sonucuna vardı. Rattacaso ve ark., (Rattacaso ve ark. 2011) yaptıkları çalışmada değerlendirilen kompozitlerin (Charisma, Filtek Supreme ve Heliomolar) AAA sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermediğini bildirmiştir. Ayrıca yazarlar yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasındaki ilişki olmadığını belirtmiştir. Ancak bizim çalışmada değerlendirilen kompozit rezinlerin AAA sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdiği görülmektedir. Çalışmamızda genel olarak pürüzlülük değişimi ve renk değişimi arasında aynı yönlü zayıf bir ilişki saptandı. Bu durum Zanin ve ark., (Zanin ve ark. 2008) yaptıkları çalışma bulguları ile benzerdir fakat, Rattacaso ve ark., (Rattacaso ve ark. 2011) bulguları ile uyumlu değildir. Pucunelli ve ark., (Pucunelli ve ark. 2017) 300 saatlik (AAA) sonrasında farklı kompozitlerin (Filtek P90 (siloran), Tetric N-Ceram (nanohibrit) ve GC Kalore (nanohibrit), Ceramik D. (seramik-kontrol) Ketac N100 (RMCIS-kontrol)) renk kararlılığını ve

yüzey pürüzlülüğünü değerlendirildiği çalışmada yüzey pürüzlülüğü sadece Ketac N100 (RMCIS) için önemli ölçüde farklılık göstermiştir. 300 saatlik AAA test edilen kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğünü etkilememiştir. Küçükeşmen ve ark., (Küçükeşmen ve ark. 2010) 3 kompomer, ve 3 kompozit rezinin (Grandio (nanohibrit), Filtek-Supreme(nanokompozit), Admira (ormoser)) 300 saat AAA sonrası materyallerdeki yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonuçları AAA'nın yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği fakat değerlendiren materyaller arasında farklılıklar olduğu belirtilmiştir. De Moraes ve ark., (De Moraes ve ark. 2008) iki mikrohibrit içerikli kompozit rezini 6 ay suda bekletmiş ve yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir değişim gözlenmediğini bildirmiştir. AAA, incelenen materyallerin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı olarak etkilemediği sonuçlar (Catelan ve ark. 2010; Roselino ve ark. 2013) olmakla birlikte bunun tersi çalışmalar da mevcuttur (Powers ve ark. 1980; Gladys ve ark. 1997). Literatürde, sıvıların (solventlerin) kompozit rezin matrise veya matris / partikül arayüzüne nüfus ettiği belirtilmektedir (Pinto ve ark. 2013). Ferracane'ye göre, kompozit bileşimdeki doldurucu partiküllerinin hacmi arttıkça, oluşan dönüşüm derecesi daha düşük değerlere gelir. Sonuç olarak, oluşan polimerik ağ, daha büyük miktarda kalan çift bağa ve daha düşük miktarda oluşturulmuş bağlara sahip olacaktır. Bu nedenle, bu kompozit, rezin matrise nüfuz ederek bu bağların "şişmesine" veya gevşemesine neden olan çözücü etkisine (su), plastikleştirme olarak bilinen bir etkiye daha yatkın olacaktır. Resin matrisin içine nüfus eden sıvılar (çözücü), matrisin ve partikül / matris arayüzünün bozulmasına neden olabilir (Ferracane, 2006). Bu fenomen, kompozitteki renk değişimini ve AAA'dan sonra daha yüksek yüzey pürüzlülüğünü açıklayabilir. (Pinto ve ark. 2013) Bu anlamda, AAA'dan sonra yüzey pürüzlülüğündeki artış rezinin aşınmasına veya içsel pörözlü yapıya bağlanabilir (Roselino ve ark. 2013). Literatürde, restorasyonların yaşlandırılması, restorasyon yüzeylerine çeşitli polisaj işlemlerinin uygulanması gibi prosedürler ve bu prosedürlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi ile ilgili olarak yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur. Yapılan bir araştırmada, kompozit rezinlere 1 yıllık yaşlandırma prosedürü uygulanarak yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, eğilme direnci gibi mekanik özellikleri araştırılmış uygulanan yaşlandırma prosedürünün kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinde belirgin bir farklılığın olduğu bildirilmiştir (Hahnel ve ark. 2010). Cenci ve ark., iki mikrohibrit kompozitin 6 ay suda bekletilmesiyle yaptığı araştırmada materyallerin yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir farklılık

olmadığını saptamışlardır (Cenci ve ark. 2008). Başka bir çalışmada yaşlandırma işlemlerinin kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğünü az orta ve yüksek derecelerde etkilediği bildirilmiştir (Barucci-Pfister ve Göhring, 2009).

Çalışmamızda AAA öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğüne ait Ra değerleri 0,15 – 0,31 μm arasında değişmektedir. Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü özelliği ile ilgili değerler için kabul edilmiş bir eşik değeri bulunmamakla birlikte (Kaizer ve ark. 2014), bazı çalışmalarda değerler diğer araştırmalar ve klinik ilgileri arasında korelasyonlar ortaya konmaya çalışılmıştır (Ergücü ve Türkün, 2007; Janus ve ark. 2010; Kaizer ve ark. 2014). *In vitro* olarak Ra değerinin 0,2 μm 'nin üstünde olan ve / veya bir materyalin plak birikimindeki artışa bağlı olarak, çürüğe ve periodontal inflamasyon riskine daha yüksek olacağı bildirilmiştir (Bollen ve ark. 1997). Bunun tüm kompozit rezinlerde geçerli olup olmadığı araştırılmamıştır ve kompozit rezin restorasyonların genel klinik performansının sadece *in vitro* çalışmalar ile tahmin edilmesi olası değildir (Ferracane, 2013). Klinik bir çalışma, çoğu hastanın pürüzlü yüzeyleri ancak Ra değerleri 0,3 μm üzerinde olduğunda tespit edebildiğini göstermiştir (Jones ve ark. 2004). Chung, 1 μm 'nin altında pürüzlülük değerlerine sahip restorasyonların *in vitro* olarak pürüzsüz olarak görülebileceğini bildirmiştir (Chung, 1994). Pürüzlülük analizlerine dahil edilen birçok çalışmada pürüzlülük değerleri 1 μm 'den daha düşük olduğu belirtilmiştir (Kaizer ve ark. 2014). Bizim çalışmamızda da test edilen kompozit rezinler 1 μm 'den daha düşüktür. Fakat AAA sonrası 0,3 μm 'den fazla yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahip lastik uygulanan kompozit rezin grupları vardır. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü değerlerinin 0.7-1.4 μm arasında değiştiğini ve bu değerlerin plak birikiminde önemli ölçüde farklı olmadığını bildiren çalışmalarda vardır (Korkmaz ve ark. 2008; Patel ve ark. 2016).

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün yaşlandırma işleminin yanı sıra kullanılan bitirme-polisaj sistemi ve kompozit rezin etkileşimine bağlı olduğu gözlemlendi. Bu, parlatma sistemlerini ve kompozit rezinleri karşılaştıran önceki çalışmaların sonuçlarına uyumludur (Ereifej ve ark. 2013; Aytac ve ark. 2016; St-Pierre ve ark. 2019). Test edilen polisaj sistemleri ve kontrol grubu genel olarak değerlendirildiğinde herhangi bir bitirme-polisaj işlemi yapılmayan kontrol grubunun en düzgün yüzeylere sahip olduğu görülmüştür. Farklı çalışmalarda kontrol grubu olarak şeffaf matris bandı kullanılmıştır ve bizim çalışmamıza benzer şekilde kompozit rezinlerin şeffaf matris bandı altında en pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir (Erdemir

ve ark. 2012; Aytac ve ark. 2016; Nasoohi ve ark. 2017; Tavangar ve ark. 2018; St-Pierre ve ark. 2019). Çalışmamızda AAA öncesi kontrol grubunda sadece Ceram-X Duo (nanoseramik) Universal Restoratif 200 (mikrohibrit) arasında yüzey pürüzlülüğünde farklılıkları gözlemlendi. AAA sonrası iki mikrohibrit kompozit rezininin arasında (Universal Restoratif 200 ve G-Aenial Anterior) farklılıklar tespit edildi. Bu farklılıkların materyallerin bileşenlerinin farklı kimyasal yapısına, özellikle doldurucu içeriğinin oranına atfedilebilir. Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyali yapısı gereği doldurucu ağırlığı ve hacmi daha yüksek olması şeffaf bant altında daha pürüzsüz yüzeyler sergilemiş olabilir. Şeffaf bant altında oluşan yüzeylerin rezinden zengin bir tabakaya ve zayıf fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olabileceğini bildirmiştir (Aytac ve ark. 2016). Ayrıca doğru anatomik kontur şeffaf bant ile nadir olarak oluşturulabilir (Yap ve ark. 1998). Bu yüzden yüzey pürüzlülüğü ve renklenmelerin önlenmesi için bitirme ve cila işlemleri önerilmektedir (Barakah ve Taher, 2014; Yıldız ve ark. 2015). Bitirme-polisaj işlemlerinden sonra, kompozit rezinlerin yüzey mikromorfolojisi, dolgu partiküllerin tipinden, miktarından, boyutundan ve sertliğinden etkilenir. Ayrıca, bitirme-polisaj materyalinin esnekliğinden, aşındırıcının sertliğinden, boyutundan ve uygulama yönteminden de etkilenir (Aytac ve ark. 2016). Kuru ortamda yapılan bitirme-polisaj işlemleri sonucunda yüzeyin daha düzgün ve pürüzsüz olduğunu gösteren çalışmalar olduğundan, çalışmamızda kompozit rezinlere uygulanan bitirme-polisaj sistemleri uygulanması hakkında planlama aşamasında literatürde bazı çalışmalardan faydalanılmıştır (Erdemir ve ark. 2012; Gönülol ve Yılmaz, 2012; Erdemir ve ark. 2013; Bilgili ve ark. 2020). Klinik olarak, hemen hemen tüm restorasyonlarda bazı fonksiyonel düzenlemeler gereklidir; dolayısıyla, bu çalışmada, klinik anlamda bitirme prosedürünü simüle etmek için 1200-grit SiC kağıdı kullanılmıştır (Korkmaz ve ark. 2008; Erdemir ve ark. 2012).

Çalışmamızda en yüksek Ra değeri AAA sonrası 0.31 µm ile lastik uygulanan Ceram-X Duo kompozit rezin materyalinde bulunmuştur ancak bu materyal için Ra değeri lastik ve disk uygulanan gruplarda benzerdir. Bu durum içeriğinde bulunan ormoser yapının yanı sıra cam partiküllerinden kaynaklı olabilir. Nanoseramikler, mikro hibrit kompozitlerden daha fazla TEGDMA (monomer) salmaktadır. Nanoseramikler, oral ortamda hibrit olanlara göre daha yüksek bozulma gösterebilir. Bu durumun, monomer elüsyonuna yol açan su emiliminin bir sonucu

olarak gerçekleştirilebileceği belirtilmiştir (Magdy ve ark. 2017). Disk uygulanan gruplardan AAA öncesinde mikrohibrit yapıdaki Universal Restoratif 200 ve G-Aenial Anterior ile kıyaslandığında Universal Restoratif 200 kompozit materyalin daha pürüzsüz olması doldurucu oranının daha fazla olması ve disk ile daha homojen bir yüzey sağladığı düşünülebilir. Ayrıca disk uygulanan gruplarda IPS Empress Direct (nanohibrit), doldurucu oranı yüksek Universal Restoratif 200 dışında (mikrohibrit) genel olarak daha az pürüzlü yüzeyler sergilemiştir. Lastik grubunda uygulanan materyaller arası farklılık olmasa da disk uygulamasının nanohibrit kompozitte nano içeriğinin yüzey düzgünlüğüne katkı sağladığı söylenebilir. Fakat, disk ve lastik uygulaması IPS için benzer değerlerdedir. Bu durumda nanohibrit kompozitin, yüzey pürüzlülüğü değerleri Magdy ve ark., çalışmasındaki gibi uyumluluk göstermiştir (Magdy ve ark. 2017).

İdeal bir polisaj sistemi, materyalin doldurucu içeriğinden daha sert olan aşındırıcı parçacıklara sahip olmalıdır, bu nedenle parlatma sırasında kompozit rezinlerin hem rezin matrisinin hem de doldurucu partiküllerin azaltılmasına izin verir. Aşındırıcı partiküllerin sertliğinin doldurucu partiküllerin sertliğine kıyasla sertlik derecesinin daha yumuşak olması, sadece rezin matrisi çıkarır. Polisaj sistemlerinin çoğunda bulunan alüminyum oksidin sertliği, silikon oksidin sertliğinden ve kompozit rezinlerdeki doldurucu maddelerinin çoğundan önemli ölçüde daha yüksektir (Koh ve ark. 2008). Geleneksel olarak ideal parlatma protokollerinde büyük grenli aşındırıcı partiküllerden ince grenlere doğru uygulanır (Jefferies, 2007; St-Pierre ve ark. 2019). Bazı sistemler birden fazla adım gerektirir, bazıları ise basitleştirilmiştir ve sadece bir adım gerektirir. Aşındırıcının sertliği içerdiği parçacıklara göre değişir ve Mohs'un sertlik ölçeğine göre: elmas > silikon karbid tungsten karbid > alümina oksit > zirkonyum silikat sınıflandırılabilir (Jefferies, 2007). Botta ve ark., polisaj tekniklerinin kompozit rezinlerde ve minede yüzey pürüzlülüğüne etkini incelemiş ve mineye göre kompozit materyallerde yüzey pürüzlülüğü daha düşük bulunmuştur (Botta ve ark. 2009). Multi-step (çok aşamalı) sistemler, oldukça parlak bir yüzey elde edilene kadar önceki parlatıcıdaki çizikleri gidermek için her adımda daha küçük partiküller kullanır (Marghalani, 2010). Lu ve ark., yapmış oldukları çalışmada kompozitlerde hem organik rezin matrisi hem de inorganik doldurucudan eşit miktarda aşındırma yapabilen alüminyum oksit kaplı diskler ile en düzgün yüzeylerin

elde edildiğini ve bu disklerin bitirme ve cila işlemlerinde standart haline geldiğini bildirmektedirler (Lu ve ark. 2004).

Tek aşamalı (one-step) sistemler için, rezinde çizikler bırakabileceğinden partikül boyutu önemlidir (Marghalani, 2010). Yapısında elmas partikülleri içeren polisaj lastikleri, aşındırıcı içeren disklerden daha fazla sürtünme ısısı üretmektedir. Bu sebeple restorasyona ve dışın kendisine zararlı olabilecek aşırı basınç uygulanmaması gerekmektedir (Jefferies, 2007). Pürüzsüz yüzeyler oluşturmak için alüminyum oksit partikülleri ile içeren edilmiş polisaj disklerinin etkinliği hem organik matrisi hem de doldurucu partiküllerini eşit şekilde uzaklaştırma eğilimindedir. Bu polisaj disklerinin düzlemsel hareketi daha pürüzsüz bir yüzeye katkıda bulunurken, bu disklerin geometrileri nedeniyle sınırlamaları vardır. Üretilmesi zordur ve bu diskleri kullanırken, dental kompozit restorasyonların anatomik olarak şekillendirilmiş yüzeylerini, özellikle ağız içinde arka bölgede kullanılması zordur. Bunun aksine, parlatma lastikleri esnek kauçuk benzeri bir malzemedir, aşındırıcı içeren polimerize bir rezinden oluşur. Bu materyaller rezin matrisini aşındırırlar ve sadece belirgin yüzeylerin dış hatlarını oluştururlar, böylece daha fazla yüzey pürüzlülüğü ve polisaj disklerine göre daha pürüzlü yüzeyler oluşturabilirler (Karaarslan ve ark. 2013). Çalışmamızda polisaj sistemlerinden Dimanto lastik grubu, diğer gruplara kıyasla daha pürüzlü yüzeylere sahipti. Dimanto polisaj sistemi silikon içerisine elmas emdirilmiş partiküller içermektedir. Elmas alüminyumdan daha sert bir malzemedir. Bu nedenle, elmas aşındırıcı partiküller kompozitlerin yüzeyinde daha derin çiziklere neden olabilir, bu da pürüzlülüğün yüksek olmasına neden olabilmektedir (Bilgili ve ark. 2020). Uygulanan bitirme-polisaj sistemleri, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini de etkileyebilir ve kompozit restorasyonun incelenmesi fizyo-kimyasal stresler doldurucu ve matris arasındaki mikro boşluklar ya da ara boşluklar oluşmasına neden olduğunu göstermektedir (Erdemir ve ark. 2012). Bayne ve ark., doldurucu miktarı, dağılımı kadar önemli olmadığı ve doldurucu partikülleri arası mesafenin kompozitin yüzey korumasında önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (Bayne ve ark 1992). Bizim çalışmamızda genel olarak lastik gruplarında disk ve kontrol gruplarına kıyasla daha pürüzlü alanların olduğu SEM görüntülerinde gözlemlendi.

Marghalani, yaptığı bir araştırmada polisaj sistemlerinin kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğüne etkini incelemiş ve tek aşamalı polisaj sisteminin çok aşamalı

polisaj sisteminden yüzey pürüzlülüğü açısından daha iyi sonuçlar elde etmiştir (Marghalani, 2010). Bazı çalışmalar çok aşamalı sistemlerin tek aşamalı sistemlerden daha iyi performans gösterdiğini bildirmiştir (Rodrigues ve ark. 2015; St-Pierre ve ark. 2019). Bu anlamda, alüminyum oksit içeren sistemlerin kullanımı daha pürüzsüz yüzeyler oluşturma eğilimindedir (Koh ve ark. 2008). Tek aşamalı cila sistemlerinde; şekillendirme, bitim ve cila aşamaları tek bir cila materyali ile tamamlanabildiği için daha kısa zamanda pürüzsüz yüzeyler sağlanmaktadır (Antonson ve ark. 2011). Yapılan bir çalışmaya göre en son yüzeyin doku durumu kullanılan tekniğe ve malzemeye bağlı olduğu belirtilmiştir (Schmitt ve ark. 2011). Kullanılan kompozit rezinler için en pürüzsüz yüzeyleri sağlayan malzeme ve teknik konusunda fikir birliği yoktur (Fernandes ve ark. 2016)

Polisaj süresi, el aletinin hızı, kompozit rezine uygulanan basınç, el becerisinin geliştirilmesi ve operatörün deneyimi gibi operatör değişkenlerine olası sapmaya atfedilmiştir (St-Pierre ve ark. 2019). Zimmerli ve ark., klinisyenin yaşı ve deneyimi, parlatma prosedürlerinden sonra kompozit rezinin yüzey kalitesini etkilemediğini bildirmişlerdir. Klinisyenin klinik deneyimi veya yaşı ile polisaj arasında korelasyon bulunmamış ve klinisyenin performansında fark edilebilir bir fark olmamasına rağmen, bir polisaj yönteminin klinisyenin becerisine (deneyimine) daha etkin olduğu sonucuna varılmıştır (Zimmerli ve ark. 2011). Bu çalışmada, tek bir hekim tarafından üreticinin talimatlarına göre, tüm materyaller için mümkün olan en yüksek yüzey kalitesini elde etmek için belirli bir prosedür uygulanması şeklinde gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada, örneklerin polisajı yapılırken bir kronometre yardımıyla kontrol edilerek bitirme-polisaj sistemleri belirli bir protokol içerisinde gerçekleştirilmiştir. Bu protokolün oluşturulması için bir ön çalışma yapılmış ve olası durumların değerlendirilmesi göz önünde bulundurulmuştur.

Küçükeşmen ve ark. yaptıkları çalışmada kompozit rezinler arasında Admira materyalinin daha pürüzlü olduğunu bildirmiştir. Fakat bu çalışmada Admira'nın yüzey pürüzlülüğü daha iyi sonuçlar ortaya koymuştur. Bu sonuçların kullanılan farklı bitirme polisaj sistemlerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda Dimanto ile Admira aynı üretici firmanın ürünü olması sebebiyle daha iyi sonuçlar elde edilmiş olduğu düşünülebilir. Berger ve ark., rezin monomerlerin ve doldurucu miktarlarının, restorasyonlarda polisajlanabilme özelliğini etkilediğini doldurucu partiküllerin sertlik, boyut ve miktarlarına bağlı olarak firmaların

talimatlarına göre aynı marka polisaj malzemelerinde en iyi sonuçların olduğunu (Berger ve ark. 2011). Kaizer ve ark. sistemik derlemede yüzey pürüzlülüğünün geleneksel mikrohibritlere göre nanofill veya submikron kompozitlerin üstün olmadığını bildirmiştir. Nanodoldurucu, submikron ve geleneksel mikrohidritleri karşılaştırarak, bitirme / cilalama prosedürlerinden sonra kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğünü değerlendiren *in vitro* olarak değerlendiren çok sayıda çalışma vardır. Fakat nanodoldurucu veya submikron, mikrohibritlerden daha üstün erken pürüzsüzlük (bitirme / cilalamadan sonra) sunduğunu kesin olarak gösteren bulgular yoktur. Dental malzeme üreticileri ve genel olarak literatür, nanodoldurucu, submikron partiküllerin daha küçük olması nedeniyle mikro hibritlerden daha iyi performans gösterebileceğini belirtmektedir. Bu, farklı bitirme ve cilalama yöntemlerinin bildirilmesi veya yüzey özelliklerini değerlendirmek için farklı yaklaşımların kullanılması nedeniyle çalışmalar arasında karşılaştırmaları engellediği için açıklanabilir (Kaizer ve ark. 2014). Çalışmadaki yüzey pürüzlülüğü bulguları doğrultusunda test edilen hipotezler reddedilmiştir.

5.3. Yüzey Sertliği Bulgularının Tartışılması

Kompozit rezin materyallerin mekanik ve uygulanabilir özellikleri iyileştirilmesine rağmen, uzun zamanda mekanik özelliklerde neden olduğu değişiklikler hakkında çok az bilgi vardır (Tornavoi ve ark. 2012). Bu nedenle, bu çalışmada bu faktörün zaman içinde yüzey sertliği açısından materyallerde daha fazla veya daha az performanslar ile sonuçlanıp sonuçlanmayacağını doğrulamak için kompozit rezinlere polisaj yöntemleri uygulanarak AAA öncesi ve sonrasında değerlendirildi.

Çalışmamızda, VHN değerleri bulguları doğrultusunda göre yaşlandırma işlemi (AAA) * kompozit tipi * grup üçlü ortak etkileşimi anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlar kapsamında VHN değerlerinin test edilen yöntem (AAA), restoratif materyale, hem de kullanılan bitirme / cilalama sistemine bağlı olduğunu göstermektedir. Catelan ve ark., kompozit rezinlere (Supreme XT-nanodolduruculu, Vit-l-escence-mikrohibrit, Opallis-mikrohibrit) uygulanan sealer materyalinin Knoop (KHN) sertlik değerlerini değerlendirmiş ve AAA sonrası KHN değerlerinin azaldığını ve AAA'nın sertliği etkilediğini bildirmiştir (Catelan ve ark. 2010). Schulze ve ark., kompozit rezinlerde KHN değerlerinin AAA sonrası artış

gösterdiğini ve AAA'nın yüzey sertliğini etkilediğini bildirmiştir (Schulze ve ark. 2003). Tornavoi ve ark., AAA'nın kompozit rezinlerin sertlik değerlerini etkilemediğini fakat materyaller arasında sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar olduğunu bildirmiştir (Tornavoi ve ark. 2012). Cenci ve ark., iki mikrohibrit kompozitin 6 ay suda bekletilmesiyle yaptığı araştırmada materyallerin yüzey sertliğinde belirgin bir azalma gözlemlemiş ve yüzey altı sertlikte belirgin farklılık olmadığını bildirmiştir (Cenci ve ark. 2006). Dos Reis ve ark., farklı kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini incelediği bir çalışmada AAA'nın materyallerin mikroyapısal ve mekanik özelliklerine etkilemediğini bildirmiştir (Reis ve ark. 2013). De A Souza ve ark., AAA'dan sonra kompozit rezinlerin (Z350 XT-nanodoldurucu, Tetric N-Ceram-nanohibrit, Vit-I-escence-mikrohibrit) mikrosertlik değerlerinde anlamlı düzeyde azalma olduğunu bildirmiştir (De A Souza ve ark. 2019). Rattacaso ve ark., (Rattacaso ve ark. 2011) yaptıkları çalışmada değerlendirilen kompozit rezinlerin (Charisma, Filtek Supreme ve Heliomolar) AAA sonrası KHN (Knoop) mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda AAA; incelenen gruplarda Vickers sertlik değerlerini (VHN) anlamlı derecede arttırmıştır. Kullanılan cihaz, ışık, nem ve ısı gibi faktörler (Tornavoi ve ark. 2012) sabitlenmiş döngü kapsamında materyallerde mekanik farklılıklara sebep olmuştur. Bazı çalışmalar, rezin matris ve oral sıcaklık koşulları tarafından su absorpsiyonunun, matris ile inorganik partiküller arasındaki kohezyonu değiştirmesi sonucunda mekanik özelliklerini azaltarak bu materyallerde bozulmalara neden olabileceğini göstermiştir (Chinelatti ve ark. 2006; Cruvinel ve ark. 2007; Tornavoi ve ark. 2012). Bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar, AAA ve kompozit rezin tipinin elde edilen sertlik sonuçlarını etkilemediğini fakat bu faktörlere ek olarak polisaj sistemleri ile birlikte etkileşim olduğu görüldü.

Çalışmamızda tüm gruplar arasında en fazla VHN değerleri Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyalinde, en az VHN değerlerinin G-Aenial Anterior kompozit rezin materyalinde gözlenmiştir. Bu durumun kompozitin doldurucu oranı ile ilgili olabileceği düşünülmektedir. Materyalde yer alan inorganik doldurucuların sertliği, materyallerin genel sertliğini etkiler (Erdemir ve ark. 2012). Çalışmamızda zirconia partikülleri Universal Restoratif 200 kompozit rezin materyalinin VHN değerlerinin fazla çıkmasında rol oynamış olabilir. Tornavoi ve

ark., (Tornavoi ve ark. 2012) farklı kompozit rezinler arasından silika ve zirkonya içerikli kompozit rezinin (Z250-mikrohibrit) sertlik değerlerinin daha iyi olduğunu belirtmiştir. Yapılan çalışmalarda nanokompozitlerin anterior ve posterior restorasyonlar için gerekli estetik ve mekanik özelliklere sahip oldukları için hibrid ve mikro doldurucu kompozitlerden üstün olduğu bildirilmiştir (Mitra ve ark. 2003; Jung ve ark. 2007). Kompozit rezinlerin mikrosertliği, organik matrisin bileşimi ve doldurucu partiküllerinin tipi ve şekli gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Kompozit rezinlerdeki yüzey sertliği, doğrudan dolgu maddesi partikül konsantrasyonları ile ilişkilidir (Nithya ve ark. 2020). Bu kapsamda çalışmamızda materyal içeriklerinin farklılığı VHN değerlerinde farklılıkları ortaya çıkarmaktadır.

Kompozit rezinlerin LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildiği çalışmalar yapılmakta ve bu çalışmaların sonuçları değişebilmektedir. Bu farklılıkların nedenleri arasında farklı testler yapılması, her ışık cihazının kendine ait farklı özelliklerinin olması gösterilebilir. Rouhollahi ve ark. kompozit rezinin, polimerizasyon derinliğinin ve mikrosertliğinin, materyalin kalınlığıyla ilişkili olduğunu ve 2 mm' lik tabakalar hâlinde uygulanması gerektiğini önermektedirler (Rouhollahi ve ark. 2012). Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için tüm örnekler 2 mm kalınlığında hazırlandı ve aynı LED cihazı ile 40 sn polimerize edilmiştir. Polimerizasyondan sonra, reaksiyonlara katılmayan monomerler sertlikte bir azalmaya yol açar ve inorganik dolguların sertliği, materyallerin genel sertliğini doğrudan etkiler. Bu çalışmada, kontrol grubu (şeffaf bant) ile oluşturulan yüzey sertliği, tüm polisaj sistemleri ile üretilen istatistiksel olarak daha düşük ortalama mikrosertlik değerleri sergilemiştir. Bu bulgu, kompozit rezinlerin mikrosertliği üzerine yapılan çalışmalar ile de uyumludur (Korkmaz ve ark. 2008; Erdemir ve ark. 2012). Yapılan çalışmalarda doldurucu seviyelerinin artmasının rezin kompozitleri için sertlik değerlerinin artmasına neden olduğu bildirilmiştir (Chung, 1990; Karataş ve ark. 2015). Kompozit rezinlerde meydana gelen teknolojik gelişmelerin etkisiyle ışık cihazlarında da polimerizasyonun tamamlanmasında zamanla daha iyi özelliklere sahip olmuştur (Micali ve Basting, 2004). Bu çalışmada, AAA öncesi şeffaf bant ile oluşturulan yüzey, tüm polisaj sistemleri tarafından oluşturulanlardan (Clearfil Majesty Esthetic hariç) istatistiksel olarak daha düşük mikro sertlik değerleri sergilemiştir. AAA sonrası şeffaf bant ile oluşturulan yüzey, tüm polisaj sistemleri tarafından oluşturulanlardan (Clearfil Majesty Esthetic, IPS Empress Direct hariç) istatistiksel olarak daha düşük mikro sertlik değerleri sergilemiştir. Bu bulgu,

kompozit rezinlerin mikrosertliği üzerine Şeffaf bant ile oluşturulmuş kompozit rezinlerin sertlik değerlerinin az olduğunu belirten Erdemir ve ark., (Erdemir ve ark. 2012) alıŐması ile uyumludur. Bu kapsamda bu bulgular restoratif materyallerin sertlik değerlerini önemli ölçüde etkileyen faktörler arasında doldurucu hacim fraksiyonu, kompozisyon, rezin tipi ve polimerizasyon derecesi gibi durumlara atfedilebilir. Bir kompozit rezinin özellikleri ayrıca doldurucu içeriğine, doldurucu maddelerinin tipine ve partiküllerine birleŐtirme etkileşimine bağlıdır (Reis ve ark. 2013). Ek olarak kompozit partiküllerin alan-hacim oranı, daha küçük boyutlu partiküllere sahip olduklarında mekanik özellikler için daha uygundur (Tornavoi ve ark. 2012).

Uygulama kolaylığı ve maliyetin düşük olması sebebiyle polimerizasyon derinliğini ölçmede en sık kullanılan yöntemlerden biri mikrosertlik lmdr (Garcia ve ark. 2014; Karataş ve ark. 2015). Sertlik testleri, kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini ve polimer çapraz bağlanmasını değerlendirmek için en sık kullanılan yöntemdir (Almozainy, 2018). Mikrosertlik test metodu materyalin mekanik dayanıklılığını, rijiditesini ve konversiyon (dönüşüm) oranını belirlemede etkili bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Karataş ve ark. 2015). Vickers mikrosertlik testi (VHN) genellikle dental materyallerin sertliğini değerlendirmede kullanıldığı için çalışmamızda kompozit örneklerin VHN değerleri incelenmiŐtir. Ek olarak Vickers ucunun, Knoop ucuna göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Knoop sertlik yönteminde, oluşturulan iz eşkenar dörtgen Şeklinde olup uzun köşegen uzunluğu ölçülür, formüle uygulanır ve sertlik değerleri elde edilmiş olur. Vickers yönteminde ise oluşturulan iz kare Őeklinindedir ve izin oluşturduğu iki köŐegeninin uzunluğu ölçülürken ortalaması alınır ve formüle uygulanması ile hesaplanır. İki köŐegenin ortalamasının alınması ve Vickers izinin Knoop izinden daha küçük olması sebebiyle Vickers sertlik yönteminin Knoop sertlik yöntemine göre daha hassas olduğu düşünülmektedir (alıŐkan, 2014). Farklı kompozit rezinlerin doğrudan karŐılaŐtırmak için mutlak bir sertlik sayısı belirtilmemiŐtir (Colombo ve ark. 2020). VHN sertlik değerlerinin kompozit rezinlerin ideal olarak kabul edilmesinde 50 VHN üstündeki değerlerde olduğu belirtilmiştir (Galvo ve ark. 2013). Bir başka çalışmada insan dişleri (dentin) ile karşılaştırıldığında mikrosertlik değerlerinin (30-55.5 VHN) kabul edilebileceği önerilmiştir (Khedmat ve ark. 2015).

Kompozit rezin restorasyonlarda yeterli polimerizasyon, klinik başarılarını etkileyen ana önemli faktörlerden biridir (Abed ve ark. 2015). Kompozit restorasyonun en kritik yönlerinden biri polimerizasyon aşamasıdır. Eksik polimerizasyon, yüksek gözeneklilik, daha az sertlik, düşük parlatma ve yüksek boyama kapasitesine ve hatta serbest monomerlerin neden olduğu hamur üzerinde toksik etkilere sahip bir reçine ile sonuçlanabilir. LED polimerizasyon cihazları, geleneksel cihazlara göre kaliteli polimerizasyonun sağlanması amacıyla ortaya çıktığı bilinmektedir (Sgarbi SC, 2010). Materyallerin genel sertliği, polimerizasyon sürecine katılmayan monomerlerden etkilenir. Artan inorganik doldurucu miktarı da kompozitin sertliğine katkıda bulunur (Alfawaz, 2017). Alfawaz, (Alfawaz, 2017) yaptığı çalışmada Filtek Z350 XT (nanodoldurucu) ve Ceram-X (nanohibrit) kompozitlere iki farklı polisaj yöntemini (bir one step (PoGo), bir multi-step (Soft-Lex)) uygulamıştır. Kontrol grubu olarak da Mylar bant ile oluşturulmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre Mylar bant ile bitirilen kontrol grubunun polisaj yapılan gruplara göre daha düşük mikro sertlik değerleri gösterdiği bulunmuştur ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Fakat bu çalışmada kontrol grubu diğer gruplara göre anlamlı düzeyde daha düşük mikrosertlik değerlere sahip olduğu bulunmuştur.

Mikrosertlik kompozitlerinin rezinlerin dönüşüm derecesi ile ilişkilidir (Colombo ve ark. 2020). Oliveira ve ark., 300 saat AAA'dan sonra nanohibrit kompozit ve nano doldurucu kompozit rezinlerde renk stabilitesi ve polimerizasyon davranışını incelemiştir. Nanohibrit kompozit, nano doldurucu içeriğe sahip kompozit rezine göre AAA'dan sonra daha yüksek bir dönüşüm derecesi ve daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir. Bu durumun sonucunda kompozit rezinin dönüşüm derecesinin gösterdiği optimum polimerizasyon davranışı, kompozit restorasyonların yaşlandırılmasından sonra renk stabilitesini de etkileyebileceği belirtilmiştir (Oliveira ve ark. 2014a).

Ağız ortamı sürekli olarak kimyasal, sıvı, termal ve mekanik etkilere maruz kalmaktadır (Sideridou ve ark. 2007). Kompozit rezinlerin yüzey sertliği; su emme, sıcaklık ve sıvı ortama maruz kalma süresinden önemli ölçüde etkilenebilir (Watts ve ark. 1987; Martos ve ark. 2003). Ek olarak mikrosertlik ve aşınma direnci gibi yüzey özellikleri bu faktörlerden etkilenecek zamanla, ağızdaki restorasyonlarda dayanıklılık direncinde azalmalara neden olabilir (Da Silva ve ark. 2011). Kompozit

rezinler doldurucu / matris arayüzü arasında su emerse, inorganik partiküllerin yer değiştirmesine yol açabilecek hidrolitik degradasyon meydana gelebilir (Martos ve ark. 2003). Mayworm ve ark., yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin mikro sertliğinin azaldığını bildirmiştir (Mayworm ve ark. 2008). Ek olarak, oral ortam aralıklı olarak yiyecek ve içeceklerden türetilen kimyasallara maruz kalabilir ve bu faktörler kompozitler rezin özelliklerini etkileyebilir (Kao, 1989; Lee ve ark. 1998).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

AAA öncesi ve sonrası iki farklı polisaj sisteminin kompozit rezin materyallerde renk, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerindeki etkisini *in vitro* olarak değerlendirdiğimiz araştırmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. 300 saat yaşlandırma işlemi sonrasında kompozit rezinlerde klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri (2 - 4,43) tespit edilmiştir. Fakat kompozit tipi ve polisaj metodunun etkileşimi renk değişimini etkilemedi.
2. Disk ve lastik grubundaki materyallerin renk değişim ortalamaları, kontrol grubundakilere göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı. Lastik grubundaki materyallerin renk değişim ortalaması, disk grubundaki materyallere göre anlamlı düzeyde daha yüksekti.
3. Çalışmamızda tüm kompozit rezin tipleri için AAA sonrasında L* değerlerinde azalma (daha koyu), b* değerlerinde artış (örnekler sarıya doğru) gözlenmiştir.
4. AAA, kompozit tipi ve polisaj metodu etkileşimi yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği anlamlı bir şekilde etkiledi. Kompozit rezin materyallerde AAA anlamlı bir şekilde yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği arttırdı. Tüm gruplarda Universal Restoratif 200 kompozit rezinin diğer kompozitlere göre VHN değerleri daha yüksek bulundu.
5. AAA önce ve sonrasında yüzey sertliği karşılaştırılmalarında disk ve lastik grupları arasında fark gözlenmedi. Polisaj uygulamasıyla

uzaklaştırılan rezinden tabakayla birlikte yüzey sertliği arttı. Bu nedenle restorasyonların uygun yüzey sertliği değerlerine sahip olması için polisaj uygulanmalıdır.

6. Şeffaf bant uygulanan Universal Restoratif 200 (mikrohibrit) ve IPS Empress Direct (nanohibrit) daha düşük renk değişikliği gösterdi. AAA öncesi kontrol grubunda mikrohibrit yapıdaki Universal Restoratif 200 nanoseramik yapıdaki Ceram-X Duo'ya göre daha pürüzsüz değerler gösterdi. Bu kapsamda renk değişimi nanohibrit kompozit ve doldurucu oranı yüksek mikrohibrit kompozit rezin tipi klinik kullanım için önerilebilir.

7. AAA öncesi; Disk uygulanan nanohibrit kompozitler, mikrohibrit (Universal), ormoser lastik gruplarına göre daha pürüzsüz yüzeyler sergiledi. AAA sonrası; lastik uygulanan nanohibrit kompozitler daha düzgün yüzeyler sergiledi. Hem tek aşamalı hem de çok aşamalı polisaj işlemleri sonrasında klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değerleri elde edilebilir.

8. Renk değişimi ile yüzey pürüzlülüğü değerleri değişimi arasında aynı yönlü ve zayıf bir ilişki olduğu saptandı. Bu anlamda pürüzlü yüzeylerin kompozit rezin materyallerde renklenmeyi arttırabileceği görüşünü destekler niteliktedir.

Çalışmamızda, tüm kompozit rezin örnekler 300 saatlik AAA'ya tabi tutulmuş renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği bakımından farklı sonuçlar bulunmuştur. Dental kompozitlerin renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği açısından tahmin etmek için uzun süreli ağızda maruz kalmanın etkilerini kısa sürede taklit etmek için yapıldı. Ancak, klinik kullanım süresi ile kompozitlerde bu parametreler arasında doğru ilişkiyi elde etmek için farklı method ve yaşlandırma yöntemlerinin kullanıldığı ileri çalışmalar yapılmalıdır. Ek olarak, tükürük varlığı, oklüzal yükleme, ağız ortamında sıcaklık farklılıkları, gıdanın aşındırıcı etkileri ve oral ortamdaki pH seviyesi gibi hastaya bağlı faktörler ve hekim faktörleri uygulanan kompozit restorasyonlarının uzun dönemde performansını etkileyebilir. Bu

Çalışmada rnek yüzeylerinin düz olduğu, klinik uygulamalarda rezin esaslı kompozit rezin restorasyonların dışbükey ve içbükey yzeyele sahip çeşitli geometrik yapılar sahip olduğu da unutulmamalıdır. Limitasyonlar dahilinde, restorasyon yüzeylerinin düz olmadığı düşünüldüğünde ve daha geçerli sonuçlar elde etmek için farklı yüzey analizlerinin kullanıldığı klinik durumlar için hangi materyal ve tekniklerinin kullanılabilereği yapılacak daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.



7. KAYNAKLAR

- Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent.* 2003; 31(6): 437-44.
- Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J.* 2015; 12(2): 71–80.
- Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod.* 2015; 40(4): 262-70.
- Aguiar FH, Oliveira TR, Lima DA, Paulillo LA, Lovadino JR. Effect of light curing modes and ethanol immersion media on the susceptibility of a microhybrid composite resin to staining. *J Appl Oral Sci* 2007; 15: 105-9.
- Akdeniz MŞ. Zirkonyum kor ve farklı simanlar kullanılarak simante edilen cam seramik kronların hızlı yaşlandırma sonrası renk değişiminin incelenmesi. Van Yüzüncü Yıl üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Van, 2019 (Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Murat Eskitaşçıoğlu).
- Alfawaz Y. Impact of polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract.* 2017; 18(8): 647-51.
- Almozainy, M. Influence of storage temperature on vickers microhardness of resin composite. *Ann Essence Dent.* 2018; 10(2): 1-11.
- Alpar R. Halojen ve led ışık kaynakları ile polimerize edilerek, farklı bitirme / polisaj teknikleri uygulanan iki farklı restoratif materyalin; yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyal fleksural dayanımlarının in vitro incelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 2019 (Tez danışmanı: Prof. Dr. Çiğdem Küçükeşmen).
- Altun C. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi.* 2005; 47 (1): 77 – 82.

- Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers Med Sci* 2015; 30(6): 1667-73.
- Altıntaş SH, Kılıç S, Gülnar A. Sertlik Testleri: Yüzey sertliği ve ölçümü, yüzey pürüzlülüğü ve ölçümü. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2017; 3(3): 216-23.
- Andy F, Miles J, Zoë Field Z. *Discovering statistics using R*. 2012, SAGE Publications.
- Antonson SA, Anusavice KJ. Materials and Processes for Cutting, Grinding, Finishing and Polishing. In: Phillips' Science of Dental Materials. Ed: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. 2013, 12th Edition, by Saunders, Elsevier Inc (eBook), p. 231-54.
- Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1: e9-17.
- Anusavice KJ. Mechanical properties of dental materials. In: Phillips' Science of Dental Materials. Ed: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. 2013, 12th Edition, by Saunders, Elsevier Inc (eBook), p. 48-68.
- Ashok NG, Jayalakshmi S. Factors that influence the color stability of composite restorations. *Int J Orofac Biol*. 2017; 1: 1-3
- Autio-Gold, JT, Barrett AA. Effect of fluoride varnishes on color stability of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2004; 29(6): 636–641.
- Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M, Kuyucu E. Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28(4): 247-61.
- Bagheri R, Burrow F, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*. 2005; 33(5), 389-98.
- Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *J Clin Diagn Res*. 2015; 9(6): ZE18-24.

- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent.* 2005; 8(2): 129-52.
- Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3): 625-31.
- Barucci-Pfister N, Göhring TN. Subjective and objective perceptions of specular gloss and surface roughness of esthetic resin composites before and after artificial aging. *Am J Dent.* 2009; 22(2): 102-10.
- Barutçigil Ç. Estetik restoratif materyallerin çeşitli içecekler karşısında renk değişikliklerinin incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim dalı, Doktora Tezi, Erzurum, 2010 (Tez danışmanı: Doç. Dr. Mehmet Yıldız).
- Bastos, NA, Bitencourt, SB, de Mello, IP, de Abreu, CW, Bombonatti, JFS, Silva, MM. Effect of different beverages and storage period on bis-acryl color stability using two assessment methods. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 32: 575–80.
- Başeren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl.* 2004; 19(2): 121-34.
- Baysal N, Ayyıldız S. Sabit bölümlü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014; 24(2): 315–25.
- Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater.* 1992; 8(5): 305-9
- Bektas OO, Eren D, Akin EG, Akin H, 2013. Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand.* 2013; 71(3-4): 541-6.
- Berger SB, Paliolol AR, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23: 34-43.

- Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015; 123(1): 53-60.
- Bilgili D, Dündar A, Barutçugil Ç, Öcal İB. Effect of different polishing system on surface roughness of composite resins. *Yeditepe J Dent.* 2020; 16(2): 147-153
- Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micromechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *J Clin Oral Invest,* 2014; 18(8): 1991-2000.
- Boğatur, GS. Güncel rezin kompozit sistemler: Bulk fill kompozitler. Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Dergisi. 2018-özel sayı.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13(4): 258-69.
- Botta AC, Duarte S Jr, Paulin Filho PI, Gheno SM, Powers JM. Surface roughness of enamel and four resin composites. *Am J Dent.* 2009; 22(5): 252-4.
- Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F. A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA based and two ormocer based composite restorati ve systems in class II cavities: three year results. *J Dent.* 2007; 35: 163-71.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66: 57-64.
- Braga RR, Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Testing of dental materials and biomechanics. In: Craig's Restorative Dental Materials. Eds: Sakaguchi RL, Ferracane JM, Powers JM. Mosby, 2018(publicated), 14th Edition, p. 69-88.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2): 341-58.
- Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31 Spec No 2: 10-5.

- Cabadağ ÖG, Gönüloğ N, Almasifar L, Misilli T. Effect of food simulating liquids on color stability of bulk-fill composites. *7tepe klinik*. 2020; 16(3): 198-204.
- Can G, Kaplan R, Kalaycı Ş. Üç Farklı Kompozitin yapay tükürük ortamında flor salınım değerlerinin incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2006; 33(1): 33–8.
- Canceill T, Garnier S, Nasr, K. Monsarrat P, Lacomblet MP, Joniot S. Dental interface with a bulk-fill composite using ORMOCER® technology: a comparative study. *Technical Platform of Research in Odontology*. 2017/10 (Poster). Paul Sabatier University – Toulouse III 3 chemin des maraichers, 31062 Toulouse cedex 9, France.
- Candan Ü, Eronat N. Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2008; 29(1): 1–12.
- Cangul S, Adiguzel O. The latest developments related to composite resins. *Int Dent Res*. 2017; 7(2): 32-41.
- Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *J Esthet Restor Dent*. 2010; 22(5): 324-30.
- Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Goiato MC, Dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(4): 236-41.
- Cenci MS, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Oper Dent*. 2008; 33(2): 169-76.
- Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP and Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *Journal of Applied Oral Science*. 2006; 14(3): 188-92.
- Cho YJ, Kim TW, Kim HJ, Kim YJ, Nam SH. Influence of flowable composite lining thickness on cervical microleakage of proximal box. *J Korean Acad Pediatr Dent*. 2008; 35(2): 259-67.

- Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites J Esthet Restor Dent. 2000; 12(4): 216-26.
- Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YJ. Changes in color and translucency of porcelain-repairing resin composites after thermocycling. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006; 78(1): 1-6.
- Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res. 1990; 69(3): 852-6.
- Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. Dent Mater. 1994; 10(5): 325-30.
- Colombo M, Gallo S, Poggio C, Ricaldone V, Arciola CR, Scribante A. New resin-based bulk-fill composites: in vitro evaluation of micro-hardness and depth of cure as infection risk indexes. Materials (Basel). 2020; 13(6): 1308.
- Cruvinel DR, Garcia LFR, Casemiro LA, Pardini LC and Pires-de-Souzaa FCP. Evaluation of Radiopacity and Microhardness of Composites Submitted to Artificial Aging. Materials Research. 2007; 10(3): 325-9.
- Cruvinel DR, Garcia Lda F, Consani S, de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza F. Composites associated with pulp-protection material: color-stability analysis after accelerated artificial aging. Eur J Dent. 2010; 4(1): 6-11.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010; 38 Suppl 2: e2-e16.
- Çalışkan FV. Pedodontide Kullanılan Farklı Dental Materyallerin Yüzey Özellikleri Ve Mikrosertlikleri İle İn Situ Oluşan Biofilm Tabakasının Yapısı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2014 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ali R. Menteş).
- Çapan BŞ, Marmara SA. Çocuk diş hekimliğinde florid salınımı yapan güncel restoratif materyaller. Clin Exp Health Sci. 2016; 6(3): 129–34.

- Çelik E, Yazkan B, Tunaç A. Posterior direkt restorasyonların klinik performansını etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi. EÜ Dişhek Fak Derg. 2016; 37(2): 99-106.
- Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics. 2017; 3(3): 128-37.
- Çeşmeci HŞ, Yaşar A, Gümüş HÖ. The factors that effect the colour change of porcelain laminate veneer restorations after cementation: Review. Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences), 2013; 22(2): 172–7.
- Çetin C. Bir türk toplumunda maksiller anterior dişlerin renk analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Isparta, 2018 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erdal Eroğlu).
- Davis, NC. Smile design. Dent Clin North Am. 2007; 51 (2): 299–318.
- Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. Quintence Yayıncılık. 2011, p.1-82.
- Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: Self-etch vs total-etch adhesives. Oper Dent. 2006;31(2): 227–32.
- Da Silva MAB, Fardin AB, De Vasconcellos RCC, Santos LDM, Tonholo J, Júnior JGDS, Dos Reis JIL. Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. Microscopy and Microanalysis, 2011; 17(3): 446-51.
- De A Souza MB, Briso AL, de Oliveira-Reis B, Dos Santos PH, Fagundes TC. Influence of light-curing units on surface microhardness and color change of composite resins after challenge. J Contemp Dent Pract. 2019; 20(2): 204-10.
- De Moraes RR, Marimon JL, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Bueno M. Effects of 6 months of aging in water on hardness and surface roughness of two microhybrid dental composites. J Prosthodont. 2008; 17(4): 323-6.
- De Oliveira DC, Ayres AP, Rocha MG, Giannini M, Puppini Rontani RM, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Effect of different in vitro aging methods on color stability

of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE2000 color-difference formulas. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27(5): 322-30.

Deliktaş D. Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen iki kompozit rezinin yüzey sertlikleri üzerine çeşitli likitlerin etkisi. Ankara Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, 2006 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nuran ULUSOY).

Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014; 42(9): 1202-9.

Demir F. Beyazlatıcı diş macunlarına maruz bırakılan restoratif materyalin renk ve yüzey değişikliklerinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018 (Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Elif AYBALA OKTAY).

Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater.* 2003; 19(6): 493-500.

Doğan A, Yuzugullu B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011; 2011(4); 65-72.

Dos Reis AC, de Castro DT, Schiavon MA, da Silva LJ, Agnelli JA. Microstructure and mechanical properties of composite resins subjected to accelerated artificial aging. *Braz Dent J.* 2013; 24(6): 599-604.

Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Gueded AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL, Bedran Russo AK. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontol Scand.* 2015; 73(3): 176-81.

Dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(3): 430-6.

Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(2): 166-70.

- Drubi-Filho B, Garcia, L da FR, Cruvinel DR, Sousa ABS, Panzeri P-de-S, de Carvalho F. Color stability of modern composites subjected to different periods of accelerated artificial aging. *Braz Dent J.* 2012; 23(5): 575-80.
- Dusevich V, Melander JR, Eick JD. Sem in dental research. In *Scanning Electron Microscopy for the Life Sciences.* 2010. (Vol. 9780521195997, pp. 211-235). Cambridge University Press.
- El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 2014; 39(4): 374-82.
- El-Gezawi M, Kaisarly D, Al-Saleh H, ArRejaie A, Al-Harbi F, Kunzelmann KH. Degradation Potential of Bulk Versus Incrementally Applied and Indirect Composites: Color, Microhardness, and Surface Deterioration. *Oper Dent.* 2016; 41(6): 195-208.
- El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012; 28(8): 928-35.
- Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J.* 2010; 29(2): 213-23.
- Ergücü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent.* 2007; 32(2): 185-92.
- Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Oper Dent.* 2008; 33(4): 413-20.
- Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent.* 2012; 6(2): 198-205.
- Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozsoy A, Topcu FT. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *J Dent Sci.* 2013; 8(2): 160-9.
- Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent.* 2013; 38(1): e1-12.

- Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (sem) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006; 7(2): 73-81.
- Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *J Prosthet Dent*. 1985; 54(4): 483–7.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998; 42(3): 465-72.
- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006; 22(3): 211-22.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(4): 295-314.
- Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict?. *Dent Mater*. 2013; 29(1): 51-8.
- Fernandes, ACBCJ, Assunção IV, Borges BCD, Costa GFA. Impact of additional polishing on the roughness and surface morphology of dental composite resins. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*. 2016; 57(2): 74– 81.
- Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent*. 2008; 36(11): 945-52.
- Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*. 2014; 39(4): 441-8.
- Galvão MR, Caldas SG, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *Eur J Dent*. 2013; 7(1): 86-93.

- Gencay G, Toz T. Rezin kompozitlerin renk stabilitesi ile ilgili bir derleme: Kompozit renklenmelerinin etyolojisi, sınıflandırılması ve tedavisi. EÜ Dişhek Fak Derg. 2017; 38(2): 68-79.
- Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res. 1997; 76(4): 883-894.
- Gomes PN, Dias SC, Moyses MR, Pereira LJ, Negrillo BG, Ribeiro JC. Effect of artificial accelerated aging on Vickers microhardness of composite resins. Gen Dent. 2008; 56(7): 695-699.
- Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. J Prosthet Dent. 2016; 115(1): 65-70.
- Gönder HY. Kompozit rezin restorasyonlarda polimerizasyon süresinin, ağartma işleminin ve ağartma işlemi sonrası yapılan polisajın renklenmeye olan etkisinin değerlendirilmesi. Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Konya, 2018 (Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Zeynep Dereli).
- Gönülol N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. J Dent. 2012; 40(2): e64–e70.
- Gül P, Akgül N. Kompozit rezinlerin translüsensi ve maskeleme özelliklerinin karşılaştırılması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2013; 21(1): 30-6.
- Güler AU, Güler E, Yücel AC, Ertuş E. Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. J Appl Oral Sci. 2009; 17(2): 108-112.
- Haas KH, Wolter H. Synthesis, properties and applications of inorganic–organic copolymers (ORMOCER®s). Current Opinion in Solid State and Materials Science. 1999; 4(6): 571-80.

- Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent*. 2010; 35(4): 412-9.
- Hamza TA, Alameladin AA, Elkouedi AY, Wee AG. Effect of artificial accelerated aging on surface roughness and color stability of different ceramic restorations. *Stomatological Dis Sci*. 2017; 1: 8-13.
- Hervás-García, Adela, Miguel Angel Martínez-Lozano, Jose Cabanes-Vila, Amaya Barjau-Escribano, and Pablo Fos-Galve. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*. 2006;11(2): E215–20.
- Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6): 551-7.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J*. 1999; 106(4): 128-40.
- Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent*. 2007; 9(1): 121–147.
- Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of flouride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater*. 2008; 27: 315-39.
- Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Da Silva JD, Miller L. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 1: analysis and interpretation of tooth color. *J Esthet Restor Dent*. 2010; 22(1): 42-52.
- Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131(3): 375-83.

- Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent*. 2015; 40(2): 172–80.
- Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater*. 2010; 26(5): 416-25.
- Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007; 51(2): 379-97.
- Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(1): 79–86.
- Joiner A. Tooth colour: A review of the literature. *J Dent*. 2004; 32 (1): 3-12.
- Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004; 196(1): 42-31.
- Joniot S, Salomon JP, Dejoux J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*. 2006; 31(1): 39-46.
- Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2007;32(1):45-52.
- Kaizer MR, de Oliveira-Ogliari A, Cenci MS, Opdam NJ, Moraes RR. Do nanofill or submicron composites show improved smoothness and gloss? A systematic review of in vitro studies. *Dent Mater*. 2014;30(4):e41-e78.
- Kahramanoğlu E, Özkan YK. Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013;16(4):339-47.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007; 18(1): 155–163.
- Kao EC. Influence of Food-Simulating Solvents on Resin Composites and Glass-Ionomer Restorative Cement. *Dental Mater*. 1989; 5(3): 201-208.

- Kara, A. Farklı Zirkonya Tam Seramik Sistemlerinin Translusensi ve Renk Özelliklerinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2011, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy)
- Karaarslan E, Bulbul M, Yıldız E, Secilmis A, Sari F, Usumez A. Effects of different polishing methods on color stability of resin composites after accelerated aging. Dent Mater J. 2013;32(1):58-67.
- Karakaya İ. Renklendirilmiş Cad/Cam bloklar, kompozit rezinler ve daimi dişlere uygulanan farklı ofis tipi beyazlatma ajanlarının etkilerinin karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2017 (Tez Danışmanları: Prof Dr. Nuran ULUSOY, Doç Dr. Esra Cengiz).
- Karataş Ö, İşcan Yapar M, Özakar İlday N, Bayındır YZ. Comparison depth of cure of bulk-fill and flowable composite resins. Türkiye Klinikleri J Dent Sci. 2015; 21(3): 20.
- Karatas O, Ozakar İlday N, Bayındır YZ, Duzyol M, Seven N. The effect of in-office bleaching applications on the color and translucency of composite resins. Ann Med Res. 2020; 27(11): 3012-7.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009; 33(4): 52-8.
- Khalaj K, Soudi A, Tayefi-Nasrabadi M, Keshvad MA. The evaluation of surface sealants' effect on the color stability of nano-hybrid composite after polishing with one-Step system (in-vitro). J Clin Exp Dent. 2018; 10(9): e927-e932.
- Khedmat S, Hashemi A, Dibaji F, Kharrazifard MJ. Effect of chloroform, eucalyptol and orange oil solvents on the microhardness of human root dentin. J Dent (Tehran). 2015; 12(1): 25-30.
- Khoroushi M, ve Mansoori M. Marginal Sealing Durability of Two Contemporary Self-Etch Adhesives. ISRN Dent. 2012; 2012: 204813.
- Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. Monatsh Chem. 2005; 136(1): 21-45.

- Koc-Vural U, Baltacıoğlu I, Altıncı P. Color stability of bulk-fill and incremental-fill resin-based composites polished with aluminum-oxide impregnated disks. *Restor Dent Endod.* 2017;42(2):118-24.
- Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P. Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract.* 2008; 9(2): 138-45.
- Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. *Dent Mater.* 2006; 22(1): 63-8.
- Komalsingsakul A, Klaophimai A, Laovanitch Srisatjaluk R, Senawongse P. Effect of the surface roughness of composite resins on the water contact angle and biofilm formation. *M Dent J.* 2019; 39 (2): 75-84.
- Korkmaz Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent.* 2008; 33(1): 44-50.
- Korkmaz Ceyhan Y, Ontiveros JC, Powers JM, Paravina RD. Accelerated aging effects on color and translucency of flowable composites. *J Esthet Restor Dent.* 2014; 26(4): 272-8.
- Koupiş NS, Verbruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater.* 2004; 20(10): 908-14.
- Koyutürk AE, Kuşgöz A, Ülker M, Yeşilyurt C. Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dent Mater J.* 2008; 27(6): 795-801.
- Kurt EÇ, Özdoğan MS, Yılmaz H. Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006; 16(2): 52-60.
- Kurt M, Bal BT, Bal C. Güncel renk ölçüm yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci.* 2016; 22(2): 130-46.
- Küçükşenmen HC, Küçükşenmen Ç, Üşümez A. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi.* 2010; 1(2): 39-48.

- Kürkçüoğlu I, Koroğlu A, Özkır SE, Ateş M. Nanoteknoloji kavramı ve diş hekimliğindeki uygulamaları. *SDÜ Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2014; 5(2): 77-80.
- Lath DL, Wildgoose DG, Guan YH, Lilley TH, Smith RN, Brook AH. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *J Clin Dent*. 2007; 18(1): 17-20.
- Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 575-88.
- Lee JH, Um CM, Lee In-bog. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater*. 2006; 22(6): 515-26.
- Lee YK, Powers JM. Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *Am J Dent*. 2007a; 20(1): 27-30.
- Lee YK, Powers JM. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. *Dent Mater*. 2007b;23(3):259-64.
- Lee SM, Choi YS. Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2018; 120(1): 99-106.
- Longman C, Pearson G. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987; 8(5): 411-4.
- Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent*. 2004; 17(5): 354-58.
- Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17(2): 102-9.
- Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE 2000. *Color Res Appl*. 2001; 26(5): 340-50.

- Ma JF, Du RX, Wang SQ, Li YM. Effects of background, direction and intensity of ambient light, measuring position, and adjacent teeth, on anterior tooth colour measurement in vitro. *Chin J Dent Res.* 2010;13(2):147-152.
- Magdy NM, Kola MZ, Alqahtani HH, Alqahtani MD, Alghmlas AS. Evaluation of surface roughness of different direct resin-based composites. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017; 7(3): 104-9.
- Malekipour MR, Sharafi A, Kazemi S, Khazaei S, Shirani F. Comparison of color stability of a composite resin in different color media. *Dent Res J (Isfahan).* 2012; 9(4): 441–6.
- Marghalani HY. Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. *J Esthet Restor Dent.* 2010; 22(2): 127-138.
- Martin-de las Heras S, Valenzuela A, Bellini R, Salas C, Rubiño M, Garcia JA. Objective measurement of dental color for age estimation by spectroradiometry. *Forensic Sci Int.* 2003; 132(1): 57–62.
- Martos J, Osinaga P, Oliveira E, Castro L. Hydrolytic degradation of composite resins: effects on the microhardness. *Mat Res.* 2003; 6(4): 599-604.
- Mathia TG, Pawlus P, Wieczorowski M. Recent trends in surface metrology. *Wear.* 2011; 271(3-4): 494-508.
- Mayworm CD, Camargo Junior SS and Bastian FL. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *Journal of Dentistry.* 2008; 36(9):703-10.
- Melgosa M. CIE / ISO new standard : CIEDE 2000 Outline, 2013, July.
- Meniga A, Tarle Z, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomaterials.* 1997; 18(20): 1349-54.
- Miletic V. Development of dental composites. In: *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Ed: Miletic V. Springer International Publishing AG. 2018a, 1th Edition, p.1-9.

- Miletic V. Low-shrinkage composites. In: *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Ed: Miletic V. Springer International Publishing AG. 2018b, 1th Edition, p.97-112.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134(10): 1382-90.
- Mitra SB, Sakaguchi RL. Fundamental of materials science. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Eds: Sakaguchi RL, Ferracane JM, Powers JM., Mosby, 2018(publicated), 14th Edition, p. 135-170.
- Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *J Mater Sci Mater Med*. 2007; 18(1): 133-7.
- Mundim FM, Da Fonseca Roberti Garcia L, Silva Sousa AB, Cruvinel DR, De Carvalho Panzeri Pires-De-Souza F. Influence of artificial accelerated aging on the color stability and opacity of composites of different shades. *Minerva Stomatol*. 2010;59(10):535-541.
- Müdüroğlu R, Çongara TK, Nağacı A. Renk belirlenmesinde kullanılan yöntem ve cihazlar. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2018; 21(1): 61–9.
- Nasoohi N, Hoorizad M, Tabatabaei SF. Effects of wet and dry finishing and polishing on surface roughness and microhardness of composite resins. *J Dent (Tehran)*. 2017; 14(2): 69-75.
- Nikadio T, Kunzellman KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguc S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin, *Dent Mater*. 2002; 18(3): 269-75.
- Nithya K, Sridevi K, Keerthi V, Ravishankar P. Evaluation of surface roughness, hardness, and gloss of composites after three different finishing and polishing techniques: An in vitro study. *Cureus*. 2020; 12(2): e7037.

- Oliveira DC, Souza-Júnior EJ, Prieto LT, Coppini EK, Maia RR, Paulillo LA. Color stability and polymerization behavior of direct esthetic restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2014a; 26(4): 288-295.
- Oliveira A, Lorenzetti CC, Garcia P, Giro E. Effect of finishing and polishing on color stability of a nanofilled resin immersed in different media. *Rev. odontol. UNESP – Univ Estadual Paulista Araraquara.* 2014b; 43(5): 338-342.
- Oliveira D. Esthetics of dental composites. In: *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Ed: Miletic V. Springer International Publishing AG (eBook). 2018, 1th Edition, p.155-78.
- Ontiveros JC., Paravina RD. Color and shade matching in operative dentistry. In: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Eds: Ritter, A.V., Boushell, L.W., Ricardo Walter. Mosby, 2018, 7th Edition, USA, p.200-18.
- Önal B, Recen D, Türkün LŞ. Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. *Türkiye Klinikleri. Special Topics.* 2015; 1(3): 21-7.
- Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontol Turc.* 2013; 30(2): 115-22.
- Özden AN, Kansu G. Kompozit rezin materyallerde bitirme ve parlatma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *T Klin Diş Hek Bil.*1998; 4:158-62.
- Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. *Dent Mater J.* 2016; 35(2): 278–89.
- Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent.* 2004; 16(2): 117-27.
- Paravina RD, Powers JM (eds); *Esthetic color training in dentistry.* St Louis, 2004, Elsevier Mosby, p:3-33.
- Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015; 27 Suppl 1: S1-S9.

- Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6): 402-11.
- Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135(5): 587-54.
- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002; 81(8): 578-82.
- Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105(2): 97–116.
- Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater.* 2016a; 32(1): 82-92.
- Pecho OE, Pérez MM, Ghinea R, Della Bona A. Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dent Mater.* 2016b; 32(11):1362-73.
- Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent.* 2011; 36(3): 311-7.
- Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Fundamental of Materials Science. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. Eds: Sakaguchi RL, Ferracane JM, Powers JM. Mosby, 2018(publicated), 14th Edition, p. 29-68.
- Pinto GD, Dias KC, Cruvinel DR, Garcia Lda F, Consani S, Pires-De-Souza Fde C. Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian J Dent Res.* 2013; 24(3): 363-8.
- Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or light emitting diode source. *Braz Dent J.* 2007; 18(2): 119-23.
- Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(1): 13-18.

- Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Roselino Lde M, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing--an in situ study. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:e18-e24.
- Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater*. 2013; 29(2): 221–30.
- Pop-Ciutrila IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *J Esthet Restor Dent*. 2016; 28 Suppl 1: S46-55.
- Poss SD. Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dent Today*. 2010; 29(4): 104-5.
- Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *J Dent Res*. 1980; 59(12): 2071-4.
- Pucinelli C, Da Silva R, Mellara T, Gatón-Hernandez P, Pires-De-Souza F, Da Silva LAB et al. Color stability and surface roughness of composites after artificial accelerated aging. *J Dent Indones*. 2017; 24(2): 26-31.
- Quader SMA, Shamsul Alam M, Bashar AKM, Gafur A, Al Mansur MA. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Updat Dent Coll J*. 2012; 2(2): 28-37.
- Rattacaso RM, da Fonseca Roberti Garcia L, Aguilar FG, Consani S, de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza F. Bleaching agent action on color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Eur J Dent*. 2011; 5(2): 143-149.
- Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Developing a more appropriate classification system for modern resin-based composite technologies. In: *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Ed: Miletic V. Springer International Publishing AG (eBook). 2018, 1th Edition, p.89-96.

- Rawls HR. Physical and chemical properties of solids. In: Phillips' Science of Dental Materials. Ed: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. 2013,12th Edition, by Saunders, Elsevier Inc(eBook), p. 30-47.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater.* 2003; 19(1), 12–8.
- Rodrigues-Junior SA, Chemin P, Piaia PP, Ferracane JL. Surface roughness and gloss of actual composites as polished with different polishing systems. *Oper Dent.* 2015; 40(4): 418-29.
- Roselino Lde M, Cruvinel DR, Chinelatti MA, Pires-de-Souza Fde C. Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. *J Dent.* 2013;41(Suppl 5): e54-61.
- Rouhollahi M, Mohammadibasir M, Talim Sh. Comparative depth of cure among two lightcured core build-up composites by surface vickers hardness. *J Dent (Tehran).* 2012; 9(3): 255-61.
- Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3(5): 246-51.
- Sachdeva S, Kapoor P, Tamrakar A, Noor R. Nano-composite dental resins: An Overview. *Ann Dent Spec.* 2015; 3(2): 52–5.
- Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater.* 2018; 34(8): 1168–74.
- Samuel SP, Li S, Mukherjee I, et al. Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dent Mater.* 2009; 25(3): 296-301.
- Sarafianou A, Iosifidou S, Papadopoulos T, Eliades G. Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Oper Dent.* 2007; 32(4): 406-11.
- Satou N, Khan AM, Matsumae I, Satou J, Shintani H. In vitro color change of composite-based resins. *Dent Mater.* 1989; 5(6): 384-7.

- Schmitt VL, Puppini-Rontani RM, Naufel FS, Nahsan FP, Alexandre Coelho Sinhoreti M, Baseggio W. Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *ISRN Dent.* 2011; 2011: 617672.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2003;19(7):612-619.
- Sengez G, Dörter C. Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dent J.* 2019; 6(2): 213–20.
- Setz J, Lin W, Pfeifer H. Color stability of light curing composites. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1990;45(10):666-668.
- Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl.* 2005; 30(1): 21–30.
- Shi L, Wang X, Zhao Q, Zhang Y, Zhang L, Ren Y, Chen Z. Evaluation of packable and conventional hybrid resin composites in Class I restorations: three-year results of a randomized, double-blind and controlled clinical trial. *Oper Dent.* 2010; 35(1): 11-9.
- Shirinzad M, Rezaei-Soufi L, Mirtorabi MS, Vahdatinia F. Effect of Accelerated Artificial Aging on Translucency of Methacrylate and Silorane-Based Composite Resins. *J Dent (Tehran).* 2016; 13(2): 92-100.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24(4):655-665.
- Sideridou ID, Karabela MM, Bikiaris DN. Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water. *Dent Mater.* 2007; 23(9): 1142-9.
- Solaberrieta E, Garmendia A, Brizuela A, Otegi JR, Pradies G, Szentpetery A. Intraoral digital impressions for virtual occlusal records: section quantity and dimensions. *Biomed Res Int* 2016; 201(6): 71-3.

- Souza AB, Silame FD, Alandia-Roman CC, Cruvinel DR, Garcia Lda F, Pires-de-Souza Fde C. Color stability of repaired composite submitted to accelerated artificial aging. *Gen Dent*. 2012;60(5):e321-e325.
- Spina DR, Grossi JR, Cunali RS, et al. Evaluation of Discoloration Removal by Polishing Resin Composites Submitted to Staining in Different Drink Solutions. *Int Sch Res Notices*. 2015; 2015: 853975.
- St-Pierre L, Martel C, Crépeau H, Vargas MA. Influence of polishing systems on surface roughness of composite resins: polishability of composite resins. *Oper Dent*. 2019; 44(3): e122-32
- Tae-Hyung K, García-Godoy F, Ko CC, Park JK, Kim HII, Kwon YH. Effect of temperature on the mass and color stability of additional photoinitiator-containing composite resins. *Dent Mater J*. 2013; 32(4): 628–36.
- Tavangar M, Bagheri R, Kwon TY, Mese A, Manton DJ. Influence of beverages and surface roughness on the color change of resin composites. *J Investig Clin Dent*. 2018 Aug; 9(3): e12333.
- Tornavoi TD, Sato S, Silva LJ, Agnelli JAM, Reis dos Cândido EA. Analysis of surface hardness of artificially aged resin composites. *Mater Res*. 2012; 15(1): 9–14.
- Trakyalı, G. Diş rengi belirlemede kullanılan yöntemler. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2013; 34(1): 1-10.
- Tuna A. İki farklı polisaj disk sisteminin nanopartiküllü dental kompozit dolgu materyallerinin yüzey özellikleri üzerindeki etkileri. Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü, Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2011 (Tez danışmanı: Prof. Dr. Arlin Serpuhi Kiremitçi).
- Tunçdemir AR. Hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra ışıkla sertleşen kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin renk stabilitesinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, Konya, 2008 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Filiz Aykent).

- Tuncdemir AR, Güven ME. Effects of fibers on color and translucency changes of bulk-fill and anterior composites after accelerated aging. *BioMed Res Int*. 2018. Jan 28; 2018: 2908696.
- Turgut S, Bagis B. Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2012; 5: 65-75.
- Türkün LS, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *EÜ Dis Hek Fak Derg*. 2002; 23: 137-43.
- Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*. 2004; 29(2): 203-11.
- Türkün LŞ. Biyomateryaller. In: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Türkçe çeviri)*. Eds: Gürkan S. Güneç Tıp Kitabevi. 2011, 5. Baskı, p. 135-242.
- Ünlü N, Çetin AR. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2008; 14(3): 156-67.
- Xu HH, Moreau JL, Sun L, Chow LC. Novel CaF₂ nanocomposite with high strength and fluoride ion release. *J Dent Res*. 2010; 89(7):739-45.
- Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of color in dentistry: A review. In *IOSR-JDMS, J Dent Med Sci*. 2014; 13(9): 78-85.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007; 28(26): 3757-85.
- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dent Mater*. 2004; 20(6): 530-4.

- Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig*. 2013; 17(6): 1497-506.
- Vivek R, Singh A, Soni R, Singh SV, Chaturvedi TP. Conventional and digitally assisted shade matching – A comparative study. *Indian J Dent*. 2013; 4(4): 191-9
- Yap AU, Khor E, Foo SH. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent*. 1999; 24(5), 297–305.
- Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil*. 2001; 28(11): 1015-21.
- Yapar M, Gül P. Farklı içeceklerde bekletilen siloran ve dimetakrilat esaslı kompozitlerin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*. 2015; 32(2): 51-6.
- Yu B, Lee YK. Translucency of varied brand and shade of resin composites. *Am. J. Dent*. 2008a; 21(4): 229–32.
- Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dent. Mater*. 2008b; 24(9): 1236–42.
- Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*. 2003; 11(3): 162-7.
- Watts DC, Amer OM, Combe EC. Surface hardness development in light cured composites. *Dent Mater*. 1987; 3(5): 265-9.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):657-666.
- Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater*. 2006; 22(6): 553-59.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Mater*. 2005; 21(1): 68–74.

- Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J.* 2000;189(2):93-97.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials - fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 2007; 23: 343-62.
- Whang K, Rawls HR. Resin based composites. In: Phillips' Science of Dental Materials. Ed: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. 2013, 12th Edition, by Saunders, Elsevier Inc(eBook), p. 275-306.
- Wilcox R. Introduction to robust estimation and hypothesis testing. 2012, 1st Edition, Academic press. Elsevier Inc., USA.
- Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R. A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2016; 9(3): 201-208.
- Yildiz E, Sirin Karaarslan E, Simsek M, Ozsevik AS, Usumez A. Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials. *Dent Mater J.* 2015;34(5):629-639.
- Yılmaz MN, Pınar G, Uygun LA. Kompozit rezinlerin renkleşmeye duyarlılığı üzerinde cila sistemlerinin rolü. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2020; 26(1): 86-93.
- Yılmaz, SK. Farklı zirkonya tam seramik sistemlerinin translusensi ve renk özelliklerinin karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2011, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy).
- Yılmaz B. Diş hekimliğinde mesleki deneyimin dişlerde renk seçimine etkisinin değerlendirilmesi. Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Eskişehir, 2018 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Batu Can Yaman).

Zaimoğlu A, Can G. Estetik. In: Sabit Protezler. Zaimoğlu A, Can G., Eds. 1stEd., Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 2004, p.281-298.

Zanin FR, Garcia Lda F, Casemiro LA, Pires-de-Souza Fde C. Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008 Mar; 16(1): 10-14.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010; 120(11): 972-86.

Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. Oper Dent. 2011; 36(1): 52-9.

Web kaynakları;

(<https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136/15>
[Nisan 2020](#)).

(<https://docplayer.biz.tr/9634601-Prof-dr-nuran-ulusoy-kompozit-dolgu-maddeleri.html/18.04.2020>).

(<https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136>)

(<https://docplayer.biz.tr/9634601-Prof-dr-nuran-ulusoy-kompozit-dolgu-maddeleri.html/18.04.2020>).

LouisE.Keiner.http://en.wikipedia.org/wiki/Electromagnetic_spectrum,<https://tr.wikipedia.org/w/index.php?curid=572089/> 26.04.2020).

<https://www.apache-inc.com/CMS/apache.nsf/weblinks/AHBD-9GQNW>).

<https://www.nyb.com/barcol-hardness-testing/26.04.2020>

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Ad - Soyad: Muhammet FİDAN

Akademik Yayınlar

Sözlü-Poster bildirileri

Tunçdemir MT, Fidan M, İşcan Yapar M. İki Farklı Dişhekimliği Fakültesi 2.Sınıf Öğrencilerinde Tükenmişlik Düzeyinin Karşılaştırılması, 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 06.12.2019-08.12.2019.

Fidan M, Fidan S. Silikon Anahtar Tekniğiyle Ön Bölge Estetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu, 22. Restoratif Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 30.11.2018-02.12.2018.

Tunçdemir MT, Fidan M, İşcan Yapar M. İki Farklı Diş Hekimliği Fakültesi Öğrencilerinde Tükenmişlik Düzeyinin Araştırılması, 23. Restoratif Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 06.12.2019-08.12.2019.

Dereli Z, Fidan M, Termal Yaşlandırmanın Kompozit Rezinlerde Cıelab ve Ciede Renk Sistemine Göre Translusensi Özelliklerinin Karşılaştırılması, 23. Restoratif Dişhekimliği Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 06.12.2019-08.12.2019.

Fidan M, Yeşilirmak N, Battal M. Polidiastema Vakalarının Direkt Kompozit Rezinle Estetik Rehabilitasyonu: Üç Olgu Sunumu, 25. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, TÜRKİYE, 04.09.2019-07.09.2019.

Tunçdemir MT, Fidan M. Diş Hekimliğinde Enjeksiyon Korkusunun Değerlendirilmesi: Kesitsel Bir Çalışma, 25. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, TÜRKİYE, 04.09.2019-07.09.2019.

Tunçdemir MT, Fidan M. İki Farklı Polisaj Tekniğinin Bulk Fill ve Anterior Kompozitin Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi, Restoratif Dişhekimliği Derneği, 22. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 30.11.2018-02.12.2018.



9. EKLER

9.1. EK 1: Etik Kurul Onayı



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2019/05

09.05.2019

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.05.2019 tarihinde yapılan 2019/05 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Hızlandırılmış Yaşlandırma İşleminin İki Farklı Polisaj Tekniği Uygulanan Kompozit Materyallerde Renk Stabilitesi Ve Yüzey Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla...

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar

Etik Kurul Bşk.

9.2. EK 2: Tez Onay Belgeleri



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
UZMANLIK TEZİ JÜRİ TUTANAĞI

UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN

Adı ve Soyadı : Muhammet FIDAN
Anabilim / Bilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi
Tez Yöneticisi : Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ
Tezin Adı : Hızlandırılmış Yapılandırma İşleminin Her Farklı Polijerik Farklı Uygulanan Kompozit Materyallerde renk Stabilsitesi ve Yüzey Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Jürimiz 06.06.2021 tarihinde toplanarak, tez değerlendirmesini takiben yapılan sözlü savunma sonucunda; aşağıdaki kararı oybirliği / oyçokluğu ile almıştır:

Yukarıda bilgileri yazılı ihtisas öğrencisinin uzmanlık tezi jürimiz tarafından

BAŞARILI BAŞARISIZ

bulunmuş olup, jüri üyelerine ait "Tez Değerlendirme Formları" ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize arz ederiz.

	Jüri Başkanı	Jüri Üyesi	Jüri Üyesi
Adı ve Soyadı	Nimet ÜNLÜ	Safid KARAKUŞLU	Zeynep DERELİ
Ünvanı	Prof. Dr.	Doç. Dr.	Dr. Öğr. Üyesi
Anabilim Dalı	Restoratif Diş Tedavisi	Restoratif Diş Tedavisi	Restoratif Diş Tedavisi
İmzası			

Eki : 3 Adet Tez Değerlendirme Formu



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
UZMANLIK TEZİ DEĞERLENDİRME FORMU

UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN

Adı ve Soyadı : Muhammet FIDAN
Anabilim / Bilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi
Tez Yöneticisi : Dr. Şen Üyesi, Zeynep DELELİ
Tezin Adı : Hırdanmış çaylandırma işleminin iki farklı polisej tetrin uygulaması
Kompozit Materyallerde renk sabitliği ve yüzey özelliklerine etkisinin araştırılması
1) Sayfa Sayısı : 150
2) Çizelge Sayısı : 20
3) Şekil, Resim, Grafik Sayısı : 52
4) İstatistiksel Yöntem : 2 yönlü varyans analiz / 3 yönlü varyans analiz, post hoc Tukey
5) Kaynaklar : Yeterli Yetersiz
a. Sayısı : Yeterli Yetersiz
b. Literatür kullanımındaki uygunluk : Yeterli Yetersiz
c. Yeni literatürden yararlanma : Yeterli Yetersiz
d. Yerli literatürden yararlanma : Yeterli Yetersiz

İÇERİK VE BİÇİM

1) Konu
a- Kapsamı: Retrospektif Prospektif Deneysel Kesitsel Diğer
b- Orijinal Olup - Olmadığı : Orijinal Orijinal Değil
Yeterli Yetersiz Kısaltılmalı
2) Yazı Dili :
3) Giriş ve Amaç :
4) Genel Bilgiler :
5) Gereç ve Yöntem :
6) Bulgular :
7) Tartışma :
8) Sonuç :
9) Özet (Türkçe) :
(İngilizce) :
10) Anlatım ve Genel Hakimiyet :

YORUM* :

SONUÇ : BAŞARILI BAŞARISIZ

JÜRİ ÜYESİ

Adı ve Soyadı : Prof. Dr. Nimet ÜNCÜ
Anabilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi
İmzası :
Tarih : 01.06.2021

* İstenirse ve gerekli olursa ek sayfa kullanılabilir.



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
UZMANLIK TEZİ DEĞERLENDİRME FORMU

UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN

Adı ve Soyadı : Muhammet FİDAN
Anabilim / Bilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi
Tez Yöneticisi : Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ
Tezin Adı : Hızlandırma Yaşlandırma İşleminin İki Farklı Polimerin Farklı Uygulanma Kompozit Materyallerinde Renk Stabilitesi ve Yeterliliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi
1) Sayfa Sayısı : 153
2) Çizelge Sayısı : 27
3) Şekil, Resim, Grafik Sayısı : 52
4) İstatistiksel Yöntem : 2 farklı varyans analizi / 2 farklı varyans analizi, post-hoc Tukey
5) Kaynaklar : Yeterli Yetersiz
a. Sayısı : Yeterli Yetersiz
b. Literatür kullanımındaki uygunluk : Yeterli Yetersiz
c. Yeni literatürden yararlanma : Yeterli Yetersiz
d. Yerli literatürden yararlanma : Yeterli Yetersiz

İÇERİK VE BİCİM

1) Konu
a- Kapsamı: Retrospektif Prospektif Deneysel Kesitsel Diğer
b- Orijinal Olup – Olmadığı : Orijinal Orijinal Değil
Yeterli Yetersiz Kısıtlanmalı

2) Yazı Dili	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3) Giriş ve Amaç	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4) Genel Bilgiler	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5) Gereç ve Yöntem	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6) Bulgular	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7) Tartışma	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8) Sonuç	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9) Özet (Türkçe)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(İngilizce)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10) Anlatım ve Genel Hakimiyet	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

YORUM* :

SONUÇ : BAŞARILI BAŞARISIZ

JÜRİ ÜYESİ

Adı ve Soyadı : Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ
Anabilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi
İmzası :
Tarih : 01.06.2021

* İstenirse ve gerekli olursa ek sayfa kullanılabilir.

9.3. EK 3: Benzerlik Raporu

tez

ORJİNALLİK RAPORU

% **13**

BENZERLİK ENDEKSİ

% **11**

İNTERNET KAYNAKLARI

% **4**

YAYINLAR

% **4**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	Submitted to Konya Necmettin Erbakan University Öğrenci Ödevi	% 1
3	edergi.sdu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% 1
6	jag.journalagent.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
8	tez.sdu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
9	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1