



**AĞARTMANIN FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE EDİLEN ALKAZİT
RESTORATİF MATERYALİN RENK VE YÜZEY MİKRO SERTLİK
DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

İlke TORBALI ÇOKKEÇECİ

**DOKTORA TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ŞUBAT 2024

ETİK BEYAN

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

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

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

İlke TORBALI ÇOKKEÇECİ

09.02.2024

*Bu doktora tezi Türkiye Cumhuriyeti'nin 100. yılında, büyük önderimiz
Gazi Mustafa Kemal Atatürk'ün aziz hatırasına ithaf edilmiştir.
MİNNET VE ÖZLEMLE...*

AĞARTMANIN FARKLI YÖNTEMLERLE POLİMERİZE EDİLEN ALKAZİT
RESTORATİF MATERYALİN RENK VE YÜZEY MİKRO SERTLİK DEĞİŞİMİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

İlke TORBALI ÇOKKEÇECİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şubat 2024

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı; ağartmanın farklı yöntemler ile polimerize edilen alkazit restoratif materyal yüzeyine uygulanmasının, restoratif materyalin yüzey sertliği ve renk değişimi üzerine etkilerinin *in vitro* yöntemler kullanılarak incelenmesidir. Çalışmada alkazit restoratif materyal Cention N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile 5 mm çapında ve 4 mm kalınlığında pleksiglas kalıplarda toplam 60 adet örnek (N=60) kimyasal olarak (Grup A), 3. jenerasyon LED ışık cihazları Valo (Ultradent Products Inc., UT, ABD) (Grup B) ve Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) (Grup C) kullanılarak polimerize edildi. Örnekler 24 saat 37 °C'lik etüvde distile su dolu kaplara yerleştirilerek bekletildi. Başlangıç renk ölçümleri spektrofotometre (Vita Easy Shade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik ölçümleri için Vickers sertlik ölçüm cihazı (Shimadzu HMV-2, Japonya) kullanılarak yapıldı. Örnekler 15 gün boyunca kahve içeren kaplarda 24 saat 37°C'lik etüvde bekletildi. 15. gün renk ve üst yüzey mikro sertlik ölçümleri tekrarlanan örnekler uygulanacak ağartma protokolüne göre her grupta 10 örnek olacak şekilde rastgele ikiye alt gruba ayrıldı (n=10). Örneklerin yarısına %10 KP ev tipi ağartma diğer yarısına %40 HP ofis tipi ağartma uygulandı. Ağartmadan sonra renk ve üst yüzey mikro sertlik ölçümleri tekrarlandı. Elde edilen verilerin gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi, grupların kendi içinde karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi, başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası renk ve mikro sertlik ölçümlerinin karşılaştırılmasında Friedman testi, renk ve mikro sertlik ölçümlerinin kendi arasında karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanılarak istatistiksel analizler yapıldı. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri ışık cihazları ile polimerize edilen gruplarda kimyasal olarak polimerize edilen gruptan anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). %10KP içeren ev tipi ve %40HP içeren ofis tipi ağartma yöntemlerinin tüm örneklerin yüzey mikro sertliğini anlamlı derecede azalttığı görüldü ($p<0,05$). On beş gün boyunca renklendirilen örneklerde klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri (≈ 3.3) eşliğinin çok üstünde bir renk değişikliği olduğu ve ışık ile polimerize edilen gruplarda kimyasal olarak polimerize edilen gruplara göre daha az renk değişimi olduğu görüldü. Ev tipi ve ofis tipi ağartmanın tüm gruplarda anlamlı derecede renk değişikliği yaptığı ancak başlangıçtaki renge ulaşamadığı görüldü. Cention N'in başlangıçta, renklendirme ve ağartma uygulamalarından sonra mekanik ve fiziksel özelliklerinde gözlemlenen değişikliklerin polimerizasyon yöntemine ve polimerizasyon için kullanılacak olan ışık cihazının özelliklerine de bağlı olabilmektedir.

Bilim Kodu : 1015
Anahtar Kelimeler : Alkazit, Kompozit rezin, Polimerizasyon, Renk, Mikro sertlik
Sayfa Adedi : 126
Danışman : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF BLEACHING ON THE COLOR AND
SURFACE MICROHARDNESS CHANGE OF ALKASITE RESTORATIVE
MATERIAL POLYMERIZED BY DIFFERENT METHODS

(Ph. D. Thesis)

İlke TORBALI ÇOKKEÇECİ

GAZI UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

February 2024

ABSTRACT

This thesis aims to investigate the effects of applying the bleaching materials to the surface of an alkasite restorative material polymerized by different methods, on the surface micro hardness and color change of the restorative material, using *in vitro* methods. In the study, a total of 60 samples (N=60) of alkasite restorative material Cention N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were prepared and placed in 4 mm thick and 5 mm diameter in plexiglass molds, then polymerized according to the manufacturer's instructions using chemical self-curing (Group A), 3rd Generation LED Valo (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) (Group B) and Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştay) (Group C) in plexiglass molds. The upper surfaces of the marked samples were stored in distilled water-filled containers at 37°C for 24 hours. Initial color measurements were recorded by a spectrophotometer (Vita Easy Shade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), and initial upper and lower surface microhardness measurements were recorded by a Vickers hardness tester (Shimadzu HMV-2, Japan). The samples were kept in containers containing coffee for 15 days at 37°C. On the 15th day, the color and upper surface microhardness measurements were repeated, and the samples were randomly divided into two subgroups of ten samples each according to the bleaching protocol applied in each group. Home bleaching agent 10% KP was applied to half of the samples, and office bleaching agent 40% HP was applied to the other half. After bleaching, color and upper surface microhardness measurements were repeated. Statistical analyses were performed using the Kruskal Wallis test for the comparison of data between groups, Mann Whitney U test for the comparison of data within groups, Friedman test for the comparison of color and microhardness measurements before and after bleaching, and Wilcoxon test for the comparison of color and microhardness measurements between groups. According to the statistical analysis results, the initial upper and lower surface microhardness values were significantly higher in samples polymerized with light devices than in samples polymerized chemically ($p<0.05$). It was observed that the surface microhardness of the all stained samples was significantly reduced by the home bleaching agent containing 10% KP and the office bleaching agent containing 40% HP ($p<0.05$). It was observed that after staining for fifteen days there was a color change far above the clinically acceptable ΔE value ($=3.3$) threshold in the sample groups, there was less color change in the groups polymerized by light curing devices than in the samples polymerized chemically. It was observed that home and office bleaching methods caused significant color changes in all groups. Changes observed in the mechanical and physical properties of Cention N after polymerization, staining and bleaching applications may also depend on the polymerization method and the characteristics of the light sources used to polymerize the alkasite restorative material.

Science Code : 1015

Key Words : Alkasite, Color, Composite resin, Microhardness, Polymerization

Page Number : 126

Supervisor : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilimsel çalışmalarına yol gösteren, değerli fikirleri ve bilgisi ile yolumu aydınlatan, sevgisi, hoşgörüsü ve sonsuz sabrı ile her zaman yanımda hissettiğim ve hep yanımda olacağına yürekten inandığım, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Hacer Deniz Arısu'ya,

Doktora eğitimime başladığım günden beri kendimi Gazi Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ailesinin bir parçası olarak hissetmemi sağlayan, bana inanan ve güvenen, değerli hocalarım Prof. Dr. Oya Bala ve Prof. Dr. Mine Betül Üçtaşlı'ya, bilgi ve deneyimlerini paylaşan Prof. Dr. Suat Özcan, Doç. Dr. Sinem Akgül, Doç. Dr. Hanife Altınışik ve Dr. Öğr. Üyesi Cemile Alp'e, Dokuz Eylül Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı sevgili hocam Prof. Dr. Hülya Erten Can'a, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı doktora ve uzmanlık öğrencisi meslektaşlarıma ve tüm personeline,

Hayatımdaki en büyük şansım olan değerli aileme; beni sonsuz sevgileri ve emekleri ile büyüten, her zaman kararlarımı destekleyen bana inanan, başarılarımın asıl sahibi, canımdan çok sevdiğim anneme ve babama, her zaman sevgisine, desteğine ve fikirlerine ihtiyaç duyduğum, çok sevdiğim kız kardeşlerim ablam Deniz'e ve canım kardeşim, akıl hocam Bilge'ye, abim Esener'e, sevgili yeğenlerim Mustafa Kemal ve Ata Salih'e,

Birlikte yürüdüğümüz yolda bana her zaman destek olan, sonsuz sevgisini kalbimde hissettiğim, yol arkadaşım sevgili eşim İlker'e, hayatımızın ışığı, kalbimin minik neşeli kelebeği, biricik kızım Parla'ya, ayrıca tez yazım sürecimde masamdan ayrılmayan sevgili kedimiz Şanslı'ya,

Sonsuz Teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kompozit Rezinler	5
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	5
2.2.1. Organik matriks fazı	5
2.2.2. İnorganik faz	7
2.2.3. Ara faz	8
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	9
2.3.1. İnorganik doldurucu büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması	9
2.3.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması	10
2.3.3. Doldurucu Tipine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması ..	10
2.3.4. Visközitelere Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	10
2.3.5. Farklı özellikte kompozit rezinler	11
2.4. Polimerizasyon	16
2.4.1. Kondenzasyon polimerizasyonu	17

	Sayfa
2.4.2. Katımlı polimerizasyon	18
2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları	20
2.5.1. Kuartz tungsten halojen (QTH) ışık cihazları	21
2.5.2. Plazma ark (PAC) ışık cihazları	21
2.5.3. Işık yayan diyotlar (light emitting diode, LED)	22
2.5.4. Lazer ışık cihazları	23
2.6. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)	24
2.7. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure)	24
2.8. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure)	25
2.8.1. Direkt yöntemler	25
2.8.2. İndirekt yöntemler	26
2.9. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği ve Yüzey Sertlik Ölçüm Yöntemleri	27
2.9.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri	28
2.10. Renk	31
2.10.1. Renk analiz sistemleri	31
2.10.2. CIE L*a*b* (CIE76) renk farklılığı hesaplama formülü	34
2.10.3. Renk tespit ve ölçüm yöntemleri	35
2.11. Ağartma Tedavisi	38
2.12. Ağartma Materyalleri	39
2.13. Ağartma Materyallerinin İçerikleri	39
2.14. Vital Ağartma Tedavileri	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar	43
3.2. Başlangıç Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü	47
3.3. On Beş Günlük Renklendirme Sonrasında Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü	50

	Sayfa
3.4. Ağartma Protokolü Sonrasında Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü	50
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	53
4. BULGULAR	55
4.1. Mikro Sertlik Bulguları	55
4.1.1. Başlangıç yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırmaları	55
4.1.2. On beşinci gün yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırmaları ..	58
4.1.3. Ağartma sonrasında üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması	59
4.1.4. Ölçüm aralıklarında üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması	62
4.2. Renk Bulguları	67
4.2.1. Başlangıç L^* a^* b^* değerleri karşılaştırmaları	67
4.2.2. On beşinci gün L^* a^* b^* değerleri karşılaştırmaları	69
4.2.3. Ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri karşılaştırmaları	71
4.2.4. Başlangıç ve on beşinci gün renk koordinatlarının karşılaştırılması ve ΔE değerleri	75
4.2.5. Ağartma sonrasında, başlangıç ve on beşinci güne göre renk koordinatlarındaki (L^* , a^* , b^*) değişim	77
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇ	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ	125

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri	35
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan alkazit restoratif materyal Cention N'in üretici firması ve içeriği.....	44
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları	44
Çizelge 3.3. Işık cihazının ışık şiddetleri	45
Çizelge 3.4. Kullanılan polimerizasyon yöntemine göre oluşturulan çalışma grupları ve uygulanan ağartma ajanına göre oluşturulan alt gruplar	46
Çizelge 4.1. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç üst, başlangıç alt ve başlangıç alt/üst mikro sertlik (VHN) değerleri....	57
Çizelge 4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri	59
Çizelge 4.3. Ağartma yöntemlerine göre üst yüzey sertlik (VHN) değerleri	62
Çizelge 4.4. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik ortalama, standart sapma değerleri, Friedman ve Wilcoxon test sonuçları.....	63
Çizelge 4.5. Başlangıç L*, a*, b* değerleri	69
Çizelge 4.6. On beşinci gün L* a* b* değerleri	70
Çizelge 4.7. Ağartma sonrası alt grupların L* a* b* değerleri ve Mann Whitney U testi sonuçları	74
Çizelge 4.8. Başlangıç renk koordinatlarının on beş gün sonundaki renk koordinatlarıyla karşılaştırılması (Wilcoxon testi)	76
Çizelge 4.9. Başlangıç ve on beşinci gün arasındaki renk farkı (ΔE_{OB}) değerleri	77
Çizelge 4.10. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası L* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları.....	79
Çizelge 4.11. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası a* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları.....	82

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.12. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası b^* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları tabloda gösterilmektedir	85
Çizelge 4.13. Alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç arasındaki renk farklarının (ΔE_{AB}) ortalama ve standart sapma değerleri tabloda gösterilmektedir	87
Çizelge 4.14. Alt grupların ağartma sonrası ve on beşinci gün arasındaki renk farklarının (ΔE_{AO}) ortalama ve standart sapma değerleri tabloda gösterilmektedir	87
Çizelge 4.15. Alt grupların ΔE_{AB} ve ΔE_{AO} değerlerinin Wilcoxon testi ile karşılaştırılması tabloda gösterilmektedir	88

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kompozit rezinlerdeki dimetakrilatlar.....	7
Şekil 2.2. Ara fazın şematik gösterimi	9
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi.....	32
Şekil 2.4. CIE XYZ renk sistemi	33
Şekil 2.5. CIE L*a*b* renk sistemi	34
Şekil 4.1. Başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri grafikte gösterilmektedir.....	57
Şekil 4.2. Başlangıç alt/üst mikro sertlik oranları grafikte gösterilmektedir	58
Şekil 4.3. On beşinci gün üst yüzey mikro sertlik değerleri	59
Şekil 4.4. Ağartma sonrasında örneklerin üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri grafikte gösterilmektedir	60
Şekil 4.5. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç ve on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri ve Wilcoxon testi sonuçları	64
Şekil 4.6. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri grafikte gösterilmektedir	65
Şekil 4.7. Alt grupların başlangıç ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları.....	66
Şekil 4.8. Alt grupların on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları	67
Şekil 4.9. Başlangıç ve on beşinci gün L* a* b* değerleri.....	75
Şekil 4.10. ΔE_{OB} değerleri grafikte gösterilmektedir	77
Şekil 4.11. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası L* değerleri grafikte gösterilmektedir	80
Şekil 4.12. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası a* değerleri grafikte gösterilmektedir	83
Şekil 4.13. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası b* değerleri grafikte gösterilmektedir	86
Şekil 4.14. Başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası ΔE değerleri grafikte gösterilmektedir	88

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Alkazit restoratif materyal Cention N.....	43
Resim 3.2. 3. Jenerasyon LED ışık cihazı Valo	44
Resim 3.3. 3. Jenerasyon LED ışık cihazı Bluephase 20i.....	44
Resim 3.4. Radyometre (Bluephase meter) cihazı	45
Resim 3.5. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan 5x4 mm pleksiglas kalıplar	47
Resim 3.6. Vickers sertlik ölçüm cihazı.....	48
Resim 3.7. Spektrofotometre	49
Resim 3.8. Kahve çözeltisi.....	50
Resim 3.9. Ofis tipi ağartma ajanı.....	51
Resim 3.10. Ev tipi ağartma ajanı	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°	Derece
°C	Derece santigrat+celcius
μ	Mikron
μm	Mikrometre
cm ⁻¹	1/Santimetre
Gr	Gram
H	Hidrojen
J/cm ²	Joule/Santimetre kare
Kg	Kilogram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
mN	Milnewton
mw	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
nm	Nanometre
Q	Kuartz
Sn	Saniye
St	Stronsiyum
W	Watt

Kısaltmalar	Açıklamalar
BHN	Brinnel Sertliği
Bis-EMA	Etoksilenmiş bisfenol-A dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A dimetakrilat

Kısaltmalar	Açıklamalar
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu, (Commission International de l'Eclairage)
CQ	Kamforokinon
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızıl Ötesi Spektroskopisi
HP	Hidrojen Peroksit
KHN	Knoop Sertlik Değeri
KP	Karbamit Peroksit
OTC	Hekim Kontrolünde Olmayan (Over The Counter)
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
PAC	Plazma ark
PEG-DMA	Polietilen glikol dimetakrilat
QTH	Kuvars tungsten halojen
SEM	Taramalı elektron mikroskop
TEGMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
VHN	Vickers Sertlik Değeri

1. GİRİŞ

Günümüzde diş hekimliği kliniklerinde çürük ya da diğer patolojik durumlarla kaybedilmiş diş sert dokularının yerine konması amacıyla amalgam restorasyonlardan modern bulk-fill kompozitlere kadar gelişme gösteren çeşitli dental restoratif materyaller mevcuttur. Diş renginde, estetik görünümde restoratif materyal olarak kompozit rezinler, diş dokularına bağlanabilmeleriyle gereksiz madde kaybının önüne geçen, biyouyumlu, ısı iletkenliği düşük, diş dokularını destekleyen materyallerdir ve zaman içerisinde fiziksel ve mekanik özelliklerinde meydana gelen gelişmeler sonucunda, yalnızca anterior bölgede değil posterior direkt restorasyonlarda da sıklıkla tercih edilmektedirler (Sadowsky, 2006). Kompozit rezinlerin posterior bölgede kullanımlarının yaygınlaşması ile zamanla materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinde iyileştirmeler ve değişiklikler yapılmıştır. Polimerizasyon kompozit rezinin içerisindeki monomerlerin polimer zincirine dönüşümünü sağlayarak materyalin sertlik, renk kararlılığı, çözünürlük, boyutsal kararlılık, biyouyumluluk gibi mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür (Yoon, Lee, Lim ve Kim, 2002). Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve bunun yaratacağı olumsuzlukları engellemek amacıyla geleneksel tabakalama yöntemleri kullanılmaktadır. Geleneksel tabakalama yöntemlerinde tabakalar arasında boşluklar kalabilmekte, kontaminasyon riski artmaktadır. Sayılan bu dezavantajların yanında tabakalama yöntemi klinik olarak zaman alan bir işlemdir. Geleneksel tabakalama yönteminin yaratacağı olumsuz sonuçları önlemek ve kısa sürede kolay uygulanabilirliği sağlamak amacıyla, tek seferde kütleli olarak kaviteye yerleştirilip polimerize olabilen bulk-fill kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bulk-fill kompozit rezinler yüksek viskoziteli ve düşük viskoziteli olmak üzere iki sınıfa ayrılırken; kullanılan polimerizasyon yöntemine göre ise kimyasal, ışık ve hem ışık hem de kimyasal yolla (*dual*) polimerize olabilen şeklinde sınıflandırılmışlardır (Chesterman, Jowett, Gallacher ve Nixon, 2017).

Yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için uygulanan ışık dozunu en aza indirerek en yüksek seviyede foto başlatıcıyı aktive etme amacıyla farklı ışık cihazları geliştirilmiştir (Hammesfahr, O'Connor ve Wang, 2002). Günümüzde Light Emitting Diode (LED) ışık cihazları klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir.

Araştırmacılar için polimerizasyon derecesinin belirlenmesi kompozit rezin restorasyonun mekanik özelliklerinin yeterliliğinin ve başarısının değerlendirilmesinde önemlidir. Polimerizasyon derecesinin ölçülmesinde direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır. Yüzey sertlik ölçümü basit ve kolay uygulanabilir olması ile polimerizasyon derecesi ölçümünde kullanılan indirekt yöntemlerden biridir. Vickers mikrosertlik testi ile restorasyonun alt ve üst yüzeyinin sertlik değerlerinin oranının hesaplanarak değerlendirilmesi yaygın bir yöntemdir. Alt yüzeyin yeterince polimerize olduğunun kabul edilebilmesi için alt-üst yüzey sertlik oranının genellikle 0.80 ve 0.85 düzeyinde olması gerektiği bildirilmiştir (Moore, Platt, Borges, Chu ve Katsilieri, 2008).

Kompozit rezin restorasyonların başarısında önemli bir diğer kriter de renk kararlılığıdır. İçsel ve dışsal nedenlere bağlı olarak birçok faktör kompozit rezinin renk kararlılığını etkilemektedir. İçsel nedenler; yetersiz polimerizasyon, materyalin rezin matriksi ve organik yapısı ile ilişkilidir ancak dışsal nedenler; yiyecek, içecek, kötü oral hijyen, sigara gibi faktörlerden oluşmaktadır (Mundim ve diğerleri, 2011). Kompozit rezin restoratif materyallerin renklendirici içeceklere sık maruz kalması da renk kararlılığının bozulmasında oldukça etkilidir.

Vital dişlere uygulanan ağartma prosedürleri mevcut restorasyonlardaki renklenmeler üzerinde de ağartıcı etki göstermektedir (Zhao ve diğerleri, 2019). Kompozit rezinler, bileşimi, kimyasal ve fiziksel özellikleri ile diş minesinden büyük ölçüde farklılık gösterdiğinden, ağartma uygulamalarından farklı şekilde ve farklı derecelerde etkilenebilirler (Zhao ve diğerleri, 2019).

Ağartma mekanizması hidrojen peroksit ve karbomit peroksit içerikli ağartma ajanlarının diş dokusuna uygulanmasıyla serbest radikaller, reaktif oksijen molekülleri ve hidrojen peroksit anyonu üretmesiyle gerçekleşmektedir (Eimar ve diğerleri, 2012). Oluşan serbest radikaller diş yapısındaki renk pigmentlerine (kromoforlara) nüfuz ederek, çift bağ yapılarını bozmakta ve rengin açılmasını sağlamaktadır (Sulieman, 2004). Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit içerikli ağartma ajanlarının, uygulandığı dişteki restoratif materyallerin yüzeylerinde aşınma ve bozulmaya neden olarak materyallerin yüzey özelliklerinde değişiklik meydana getirdiği belirtilmiştir (Serinsöz, Ertaş ve Güler, 2021).

Bu tez çalışmasının amacı ofis tipi ve ev tipi ağartma materyallerinin farklı yöntemler ile polimerize edilmiş yeni bir restoratif materyal olan ve kompozit rezinlerin bir alt grubu olarak kabul edilen alkazit restoratif materyal yüzeyine uygulanmasının, restoratif materyalin yüzey sertliği ve renk değişimi üzerine etkilerinin *in vitro* yöntemler kullanılarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Anterior dişlerdeki çürük lezyonlarının restore edilmesinde 60 yıldan fazla süre kullanılmış olan ve ilk translüsent restoratif materyal olan silikat simanlar düşük pH'ları nedeniyle restorasyon altında liner veya kaide kullanımı gerektirmeleri, diş dokularına adezyonlarının olmaması nedeniyle geleneksel kavite preparasyonlarına ihtiyaç duyulması, yüksek çözünürlükleri, zayıf estetik özellikleri ve yüksek yüzey pürüzlülükleri nedeniyle terkedilmiştir (Garg ve Garg, 2010). Anterior dişlerdeki çürük lezyonlarının restorasyonu için 1940'lı yıllarda kimyasal olarak polimerize olan, akrilik rezinler kullanılmıştır. Doldurucusuz akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla 1962 yılında R. L. Bowen tarafından geliştirilen dental kompozit rezinler, üstün estetik ve mekanik özellikleri ile her iki restoratif materyalin de yerini almıştır (Robert G Craig, 1981).

İlk geliştirilen ticari kompozit rezinlerin kimyasal içerikleri ve birleşimleri birbirleri ile oldukça benzerdir. Günümüze kadar geçen sürede kompozit rezinler, içeriğinde yapılan değişiklikler ve modifikasyonlar ile dental restoratif materyaller arasında en hızlı gelişim gösteren materyal olmuştur (Robert G Craig, 1981).

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozitler epoksi rezin ve metakrilik asit gibi dimetakrilatlar ile silanize kuvars tozu birleştirilerek geliştirilmiştir. Kompozit rezinler üç temel bileşenden oluşmaktadır:

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağınık Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Silanlar, Coupling Agent) (Lussi, 2010).

2.2.1. Organik matriks fazı

Organik matriks, monomerler, komonomerler, serbest radikal polimerizasyonunda kullanılan başlatıcı-aktivatör sistem, materyalin raf ömrünün uzatılmasını sağlayan polimerizasyon inhibitörleri, polimerize olmuş kompozitin kimyasal stabilizasyonunu

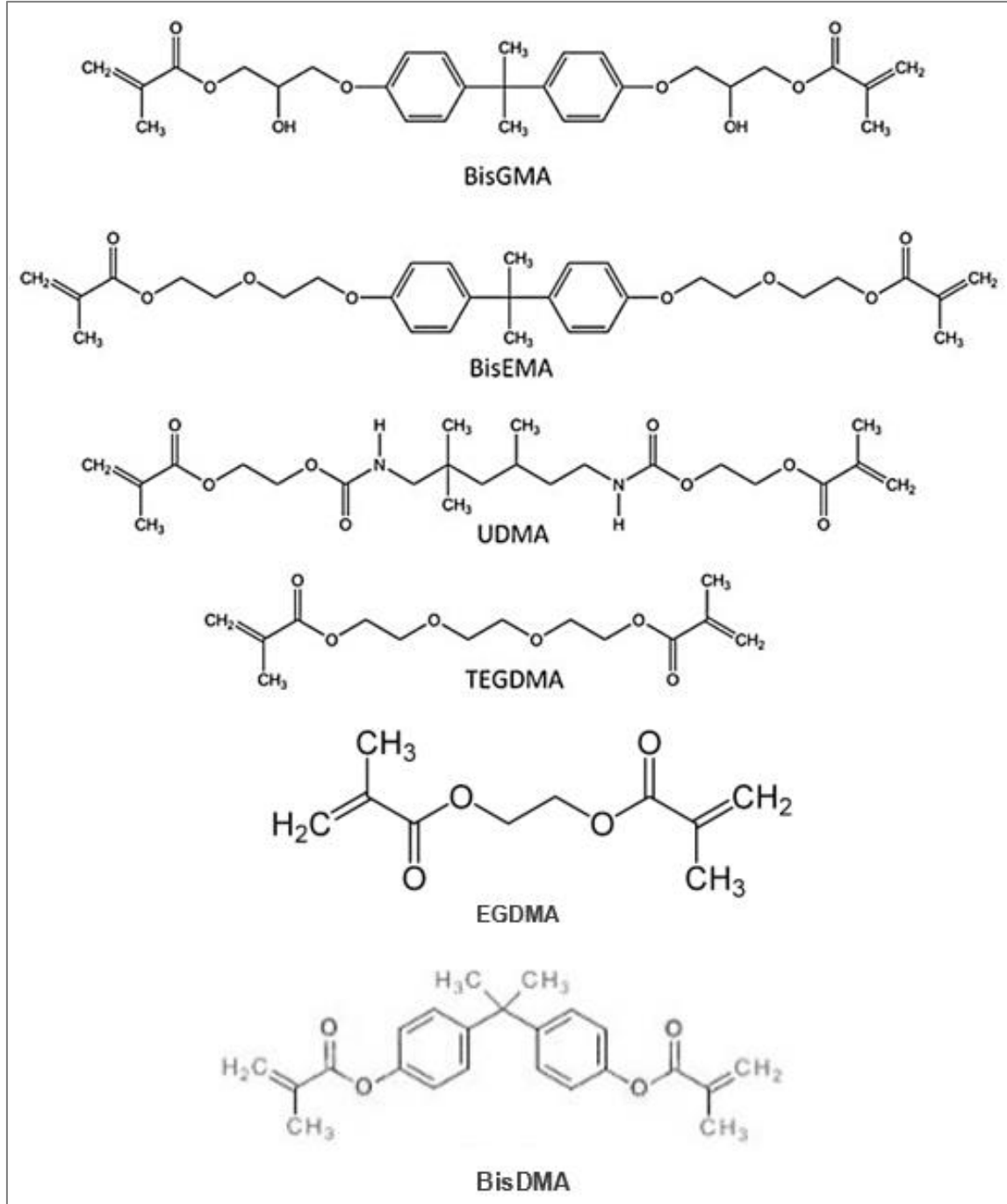
sağlayan ultraviyole stabilizatörler ve renk pigmentlerini içeren, kimyasal reaksiyonlar sonucunda polimerleşen kısımdır (Peutzfeldt, 1997).

Dental kompozit rezinlerin polimerize olmuş kısmına polimer matriks denilmektedir. Bir polimer, monomer adı verilen daha küçük birimlerin tekrar tekrar birbirine bağlanmasıyla oluşan büyük bir moleküldür. Monomerlerin bir araya gelerek polimerlere dönüşmesine polimerizasyon reaksiyonu denir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvı haldedir ve polimerizasyon sırasında katı hale dönüşürler. Polimere dönüşen monomer miktarı dönüşüm derecesi olarak adlandırılır (Peutzfeldt, 1997).

Organik matriks yapı içerisinde genellikle; bisfenol gilisidil metakrilat (BisGMA), etoksillenmiş BisGMA (Bis-EMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve bunun gibi birçok çapraz bağlı dimetakrilatlar kullanılır (Ivar Eystein Ruyter ve Øysæd, 1987). Bis-GMA hemen hemen renksiz ve oldukça visköz yapıda bir sıvıdır. Bu yapıya dimetakrilat ve trimetakrilat eklenerek daha akışkan olan TEGDMA elde edilmiştir. Sonraki yıllarda farklı seyreltici monomerler eklenerek yeni monomer matriks yapıları geliştirilmiştir. Bu yeni monomerler, düşük molekül ağırlığına sahip olan Bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve yüksek molekül ağırlığına sahip UDMA'dır (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998).

Bis-GMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan UDMA, günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrislerini oluşturmaktadır (Şekil 2.1).

Organik matriksde ayrıca; polimerizasyon hızlandırıcı (akseleratör), foto başlatıcılar (inisiyatör), ultraviyole stabilizatörler, istenmeyen polimerizasyonu başlatabilecek ısı, ışık gibi etkenleri engelleyen ve raf ömrünü uzatan 4-metoksifenol ve 2,4,6-terciyer bütifenol inhibitörler, plastize ediciler (dibütilfitalat) ve kıvam azaltıcı monomerler bulunmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998).



Şekil 2.1. Kompozit rezinlerdeki dimetakrilatlar (Gajewski, Pfeifer, Fróes-Salgado, Boaro, ve Braga, 2012)

2.2.2. İnorganik faz

İnorganik doldurucular kompozit rezin matriksinde dağınık halde bulunan farklı şekil ve büyüklükteki partiküllerdir. Yaygın olarak kullanılan inorganik doldurucular; kuartz, silikon dioksit, borosilikat ve lityum-alüminyum silikatlardır (Garg ve Garg, 2010). Doldurucular, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini

güçlendirmek amacıyla yapıya eklenmişlerdir. İnorganik doldurucular kompozit rezinlerin sertliğini, aşınma, kırılma direncini, çekme ve basma dayanımını artırırlar. Kütlesel ve hacimsel olarak kompozit rezinlerin içeriğindeki monomer oranını düşürerek polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. İnorganik doldurucuların ilavesiyle materyalin termal genleşme katsayısı, su Emilimi ve renklenmesi azalırken, materyalin translüsensi artar. İnorganik doldurucuların ilavesi kompozit rezin materyallerin radyoopasite kazanmalarına neden olmaktadır. Ayrıca materyal viskozitesi arttığından, kompozit rezinlerin klinik kullanımlarında manipölasyonları kolaylaşmaktadır (Peutzfeldt, 1997).

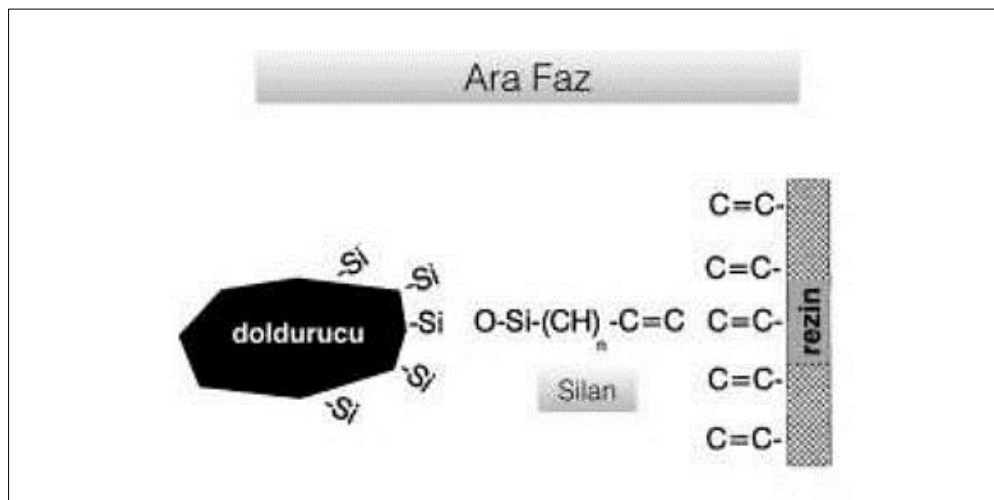
Bazı kompozit rezinlere inorganik doldurucu olarak kısmen çinko, alüminyum, baryum, stronsiyum veya zirkonyum gibi radyoopak görüntü de verebilen ağır metal parçacıkları da eklenmiştir. Doldurucu miktarı kompozit rezin yapısında hacimce %30 ila %50 arasında ve ağırlıkça %50 ila %85 arasında değişmektedir. Kompozit rezin restorasyonların aşınmaya karşı dirençli olmaları doldurucu parçacık boyutuna, doldurucular arası mesafeye ve doldurucu oranına bağlıdır. Daha küçük doldurucu parçacıklara sahip kompozitlerde doldurucular arasında daha az boşluk bulunmaktadır. Küçük doldurucu parçacıklar arasındaki boşlukların az olması kompozit rezinin daha az aşınmasını sağlamaktadır (Garg ve Garg, 2010).

2.2.3. Ara faz

Güçlü mekanik özelliklere sahip kompozit rezin yapısının oluşması için organik rezin matriks ve inorganik doldurucu partiküller arasında iyi bir adezyonun sağlanması şarttır. Bu bağlanma doldurucu parçacıkların silan bağlayıcı ajan ile kaplanmasıyla sağlanır ve silanizasyon olarak da adlandırılır (Şekil 2.2). Diş hekimliğinde genellikle bifonksiyonel molekül olan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS) kullanılmaktadır. MPS silanlar, ara bağlayıcı rezin ve kompozitlerle reaksiyona girebilen metakrilat grubu ve alümina veya silika ile siloksan bağları oluşturabilen reaktif silanol grubu içerirler. Silanizasyon için diş hekimliğinde, genellikle iki-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS) kullanılır, bu da iki fonksiyonlu bir moleküldür. MPS silanları, bir tarafta, ara bağlayıcı rezin ve kompozit ile reaksiyona girebilen bir metakrilat grubundan ve diğer tarafta, alümina ve/veya silika ile siloksan bağları oluşturabilen reaktif bir silanol grubundan oluşur. Silan bağlayıcı ajanlar silika

parçacıkları ile oldukça başarılı sonuçlar verdiği için günümüzde kullanılan modern kompozit rezinlerde silika içeren doldurucular kullanılmıştır (Garg ve Garg, 2010).

Silanlar kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirir. Resin matriks ve doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar ve hidrolitik bozunmayı engeller. Bunun sonucunda kompozit rezinin su emilimi ve çözünürlüğü azaltılmış olur (Daniel L Leonard, David G Charlton, Howard W Roberts ve Mark E Cohen, 2002).



Şekil 2.2. Ara fazın şematik gösterimi (Fatin A Hasanain ve Hani M Nassar, 2021)

2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine ve yüzdelere, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine ve başkaca farklı özelliklerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir (Lussi, 2010; Teshima ve diğerleri, 2003).

2.3.1. İnorganik doldurucu büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler yapılarında bulunan inorganik doldurucuların büyüklükleri ve bu doldurucuların kompozit resin içerisindeki kütle ve hacimsel yoğunluklarına göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Megafil kompozit rezinler (50-100 µm) %70-80

- Makrofil kompozit rezinler (10-100 μm) %70-80
- Midifil kompozit rezinler (1-10 μm) %70-80
- Minifil kompozit rezinler (0,1-1 μm) %75-85
- Mikrofil kompozit rezinler (0,01-0,1 μm) %35-60
- Hibrit kompozit rezinler (0,04-1 μm) %75-80
- Nanofil kompozit rezinler (0,005-0,01 μm) %80-90

2.3.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre ve polimerizasyon için kullanılan enerji kaynağına göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- UV ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler
- Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure)

2.3.3. Doldurucu Tipine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler yapılarında içerdikleri inorganik doldurucuların tiplerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Homojen dolduruculu kompozit rezinler
- Heterojen dolduruculu kompozit rezinler
- Hibrit kompozit rezinler

2.3.4. Visközitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler visközitelerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Kondanse olabilen kompozit rezinler (Condensable composites) (Packable composites)
- Akışkan kompozit rezinler (Flowable composites)

- Geleneksel kompozit rezinler

2.3.5. Farklı özellikte kompozit rezinler

Ormoser

Organik modifikasyonlu seramikler, kısaltılmış ismi ile ormoserler (ORganically MOdified CERamic), 1998 yılından beri diş hekimliğinde kullanılan dental materyaller arasında yer almaktadır (Monsarrat ve diğerleri, 2017). Geleneksel kompozitlerin organik matriks yapısından farklı olarak ormoserlerde metakrilat yapı kısmen inorganik ağ ile değiştirilmiştir.

Ormoserler temel olarak organik ve inorganik bileşenler ve polisiloksanlardan oluşur. Bu bileşenlerin oranları, materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini etkileyebilir.

Yapılarındaki organik polimerler polariteyi, çapraz bağlanma yeteneğini, sertliği ve optik özellikleri etkiler. Cam ve seramik inorganik bileşenler, termal genleşme ve kimyasal stabiliteden sorumludur. Polisiloksanlar esnekliği ve ara yüz özelliklerini etkiler (Lussi, 2010).

İyon salabilen (smart) ve antibakteriyel özellikte kompozit rezinler

Restoratif diş hekimliğinde kompozit rezinlerdeki bir başka yenilik de iyon salan bir materyalin piyasaya sürülmesi ile gerçekleşmiştir. Smart olarak adlandırılan bu kompozit rezinler bulundukları ortamın pH değerindeki değişime bağlı olarak belirli miktarda florür iyonları, hidroksil iyonlar ve kalsiyum iyonları salar. Aktif diş plağı nedeniyle azalan pH değeri ile kompozit rezindeki koruyucu fonksiyonel iyonların salım hızı artar. İyon salabilen kompozit rezin materyalin, değişen ortam koşullarına verdiği bu dinamik yanıt, "smart" olarak sınıflandırılmasına olanak tanımıştır (Juergen Manhart, Karl-Heinz Kunzelmann, Hong Y Chen ve Reinhard Hickel, 2000).

İyon salma oranı, yeni geliştirilen bir alkali cam doldurucuya dayanmaktadır ve plakta bakteri gelişiminin engellenmesi, demineralizasyonun azaltılması ve

karyojenik mikroorganizmalar tarafından üretilen asitlerin tamponlanması ile restorasyonların kenarlarında ikincil çürük oluşumunu azaltması beklenmektedir (Garg ve Garg, 2010; Juergen Manhart ve diğerleri, 2000).

Antibakteriyel özellikteki kompozit rezinler iki farklı yöntemle elde edilebilmektedir:

İlk yöntem rezin matrikse çözünebilir antibakteriyel ajanların ilave edilmesi, ikinci yöntem ise antibakteriyel ajanların rezin matriks içinde sabit kalmasının sağlanmasıdır (Farrugia ve Camilleri, 2015).

İlk yöntemin amacı düşük molekül ağırlıklı antibakteriyel ajanların kompozit rezin materyalden salınması iken ikinci yöntemin amacı antibakteriyel ajanı rezin matriks içerisinde tutarak restoratif materyalin antibakteriyel özelliğinin korunmasıdır (Farrugia ve Camilleri, 2015).

Siloran bazlı kompozit rezinler

Siloksan ve oksiran monomerlerinin kimyasal birleşiminden oluşan siloran bazlı kompozit rezinlerin, diğer kompozit rezinlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha az su Emilimi göstererek renk değişimi ve marjinal bozulmaya karşı dirençli oldukları bildirilmiştir (Lussi, 2010).

Siloksan monomerinin hidrofobik özelliği ile siloran bazlı kompozit rezin materyalinin su Emilimi ve dışsal renklenmesi önlenirken, halka yapısı ile oksiran monomeri düşük polimerizasyon büzülmesinden ve arttırılmış mekanik özelliklerden sorumludur (Lussi, 2010).

Nanokompozitler

Nanopartiküllerin kompozit rezinlerde kullanımları yeni değildir, 40 nm çapındaki kolloidal silika partikülleri uzun süredir mikro doldurucu ve hibrit kompozitlerde kullanılmaktadır. Nanopartiküller kolay cilalanabilir olmaları ve aşınmaya karşı direnç göstermeleriyle kompozit rezinlere üstün estetik özellikler sağlarlar (Jandt ve Sigusch, 2009).

Nanopartiküllü kompozit rezinlerin inorganik fazında iki farklı doldurucu bulunur:

1. 20-75 nm boyutunda silika nanodoldurucular (nanomerler)
2. 5-20 nm boyutunda zirkonya-silika nanokümeler (nanoclusterlar)

Zirkonya-silika partiküller bir araya gelerek boyutları 0.60-1.4µm arasında değişen zayıf bağlantılı kümeler oluştururlar. Termodinamik faktörler yardımıyla bu zayıf bağlantılı kümeler, tek bir ünite gibi hareket ederler ve böylece kompozit rezinin monomer miktarının azalması sağlanır (Jandt ve Sigusch, 2009; Lazaridou, Belli, Krämer, Petschelt, ve Lohbauer, 2015; Mitra, Wu ve Holmes, 2003).

Polimerize olmuş kompozit rezin materyalde nanopartiküllerin homojen dağılımları sebebiyle materyalin basma direnci de oldukça artmıştır. Çiğneme kuvvetleri altında oluşabilecek herhangi bir çatlak, ilerlemeden materyal yüzeyinde kalabilmektedir (Jandt ve Sigusch, 2009).

Bulk-fill kompozit rezinler

Kompozit rezin restoratif materyaller geniş bir endikasyon alanına sahip olmalarına karşın, klinik uygulamaları hassasiyet gerektirmektedir. Teknik hassasiyetin sağlanması için yalnızca adeziv sistemin doğru seçilip uygulanması yeterli değildir. Kompozit rezinin de kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde yerleştirilmesi gerekmektedir. Işık ile polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için 2 mm'lik bu sınırlı kalınlık aşılmamalıdır, böylece polimerizasyon büzülme stresi de en aza indirilmiş olur. Derin kavitelere tabakalama tekniğinin uygulanması hem tedavi süresini uzatmakta hem de tabakalar arasında kontaminasyona ve hava boşluklarının kalmasına yol açabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı klinik olarak kısa sürede ve kolay uygulanabilir olan bulk-fill kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür (Ramona S Oltramare, Reto Odermatt, Phoebe Burrer, Thomas Attin ve Tobias T Tauböck, 2021).

Bulk-fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha translusent yapıdadır. Materyalin kompozisyonunda yapılan modifikasyonlar 4-5 mm'lik tabakalar halinde uygulanmasına olanak tanımıştır. Genel olarak bulk-fill

kompozitler, doldurucu matriks arayüzünde ışık saçılımını azaltan ve daha fazla ışığın daha derine ulaşmasını sağlayan, daha düşük doldurucu miktarı veya daha fazla birleşik doldurucu partikül içeriği ile geleneksel kompozitlerden daha translusent bir yapıdadır. Ayrıca bulk-fill kompozitlere farklı fotobaşlatıcılar da eklenmiştir (Van Ende, De Munck, Lise, Van Meerbeek ve Ermis, 2017).

Bulk-fill kompozit rezinler, mekanik özelliklerine ve uygulama tekniklerindeki farklılıklara göre iki gruba ayrılabilir (Ilie, Bucuta ve Draenert, 2013):

1. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler
2. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler

Yüksek viskozitedeki bulk-fill kompozit rezinler daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilir. Kaide materyali olarak geliştirilmiş olan düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin ise aşınma dirençleri düşüktür ve bu nedenle restorasyonun okluzal yüklere maruz kalacak bölümünün mutlaka daha dirençli bir kompozit rezin tabakası ile bitirilmesi gerekmektedir (Ilie ve diğerleri, 2013).

Alkazitler (Cention N)

Ivoclar Vivadent firması 2016 yılında toz ve likit kısımdan oluşan ticari ismi 'Cention N' olan yeni bir restoratif materyal geliştirmiştir. Cention N, cam iyonomer simanlar gibi biyoaktif özellik gösterir. İçeriğindeki iyon salabilen alkali doldurucular ile asitleri nötralize ederek demineralizasyonun önlenmesi için geliştirilmiştir. İçerdiği alkali doldurucular nedeni ile "Alkazitler" olarak adlandırılan yeni bir restoratif materyal sınıfı ortaya çıkmıştır. Alkazitler, rezin bazlı kompozitlerin bir alt grubu olarak sınıflandırılabilir (Documentation Cention, 2016; Paromita Mazumdar, Abiskrita Das ve Utpal Kumar Das, 2019).

Cention N, VITA skalasına göre A2 renk tonunda, radyoopak, flor, kalsiyum ve hidroksil iyonları salımı yapabilen, antikaryojenik özellikte bulk-fill kompozit rezin materyaldir. Materyalden iyon salımı asidik ortamda, nötr ortama göre daha fazladır. Daimi ve süt dişlerinde hazırlanan Sınıf I,II,V kavitelelerin restorasyonu için uygundur

(Mahmoud Bahari, Mehdi Abed Kahnamoui, Mohammad Esmaeel Ebrahimi Chaharom, Soodabeh Kimyai ve Zeinab Sattari, 2021).

Cention N materyalinin likit kısmında organik monomerler bulunur. Tozu ile karıştırıldığında final materyalin ağırlıkça %21,6'sını dört farklı monomer oluşturur. Bunlar UDMA, trisiklodekan-dimetanol dimetakrilat (DCP), tetrametil-ksilen diüretan dimetakrilat (aromatik ve alifatik UDMA) ve polietilen glikol-400 dimetakrilat (PEG-400 DMA) monomerleridir. Bu monomerlerin kombinasyonu materyale güçlü mekanik özellikler ve uzun dönem stabilite kazandırır (Özmen, 2021). UDMA ana monomerdir, orta düzeyde viskozite sergiler ve güçlü mekanik özellikler gösterir. Ayrıca UDMA, hidroksil yan gruplara sahip değildir, hidrofobiktir ve düşük su emilimi gösterir. DCP ise bir metakrilat monomeridir, düşük viskozitelidir, alifatik yapısı nedeniyle güçlü mekanik özellik gösterir. Aromatik ve alifatik UDMA; yüksek viskoziteli hidrofobik bir monomerdir ve düşük renk değişikliği sergiler. PEG-400 DMA monomeri, materyalin akışkanlığını arttırarak, nemli mine ve dentine ayrıca smear tabakasına bağlanma kabiliyetini arttırma özelliği gösterir (Jayaraj, Simon, Kumar ve Ravi, 2018; Özmen, 2021).

Cention N toz ve likit kısımları karıştırıldığında ağırlıkça %78,4 inorganik doldurucu içerir. İçerdiği inorganik doldurucuların parçacık büyüklüğü 0,1-7 µm arasındadır. Polimerize olmuş materyal %24,6 oranında alkali cam yapıya sahiptir. Alkali cam hidroksil ve kalsiyum iyonu salımı yapar ve demineralizasyonun önlenmesine yardımcı olur (Özmen, 2021).

Cention N kimyasal olarak kendiliğinden polimerize olabilme (self-cure) ve isteğe bağlı olarak ışıkla polimerize olabilme (light-cure) özelliklerine sahiptir. Işıkla polimerizasyon için 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık kullanılır (Özmen, 2021).

1. Self-cure modunda kimyasal polimerizasyon uygulanacak ise 1/1 oranında toz ve likit karıştırılmış materyal kaviteye yerleştirilir, kondanse edilir, şekillendirilir ve 4 dakika beklenilir. Erken reaksiyonu önlemek için kendiliğinden polimerize olan sistemler her zaman erken reaksiyonları önlemek için ayrı tutulan bileşenlerden oluşur. Kimyasal polimerizasyon süreci bir bakır tuzu, bir peroksit ve bir tiyokarbamidden oluşan bir başlatıcı sisteme dayanmaktadır. Cention

N'nin likit kısmı hidroperoksit içerir ve materyalin toz kısmındaki standart doldurucular diğer başlatıcı bileşenlerle kaplanır. Bakır tuzu polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırır. Bu başlatıcı sistemin benzoil peroksit/amin sistemleri gibi geleneksel kimyasal polimerizasyon başlatıcı sistemlere göre belirli avantajları vardır. Benzoil peroksitten daha kararlı olan bir hidroperoksitin kullanılması, materyale daha yüksek sıcaklık direnci kazandırır. Yani saklama ortamındaki ısı değişimlerine karşı, geleneksel kimyasal polimerize olan materyallere göre daha az hassastır. Bir restoratif materyalin renk kararlılığı, artan amin içeriği ile bozulur. Bu materyalde amin yerine tiyokarbamid kullanılmış olması, materyalin renk kararlılığını da geliştirmiştir. (Jayaraj ve diğerleri, 2018).

2. Restorasyonun hızlı bir şekilde bitirilmesi gerektiği durumlarda materyalin ışıkla polimerizasyonu mümkündür. Cention N, ışıkla polimerizasyon (light cure) için fotobaşlatıcı olarak "Ivocerin" ve "açıl fosfin oksit" içermektedir. Ivocerin, dibenzoil germanyum türevi olan aminsiz Norrish Tip I başlatıcıdır. Norrish Tip I başlatıcı, ışıkla polimerizasyon reaksiyonunda radikal oluşumundan yalnızca bir bileşenin sorumlu olduğunu ifade eder. Kamforkinon gibi Norrish Tip II başlatıcı, ışık kaynaklı radikal oluşumunun gerçekleşmesi için iki bileşen gerektirmektedir. Cention N'in ışık ile polimerizasyonunda 400-500 nm dalga boyundaki ışık cihazları kullanılabilir. Işık cihazlarının restorasyon yüzeyinden en fazla 4 mm'ye kadar polimerizasyon derinliği sağladığı göz önüne alındığında, 4 mm'den derin kavitelerin Cention N ile restorasyonlarında ışığın ulaşmadığı kısımların kimyasal polimerize olabilmesi için 4 dakika beklenilmesi üretici firma tarafından tavsiye edilmektedir (Jayaraj ve diğerleri, 2018).

2.4. Polimerizasyon

Monomer olarak adlandırılan küçük moleküllerin, kimyasal olarak bağlanması ile oluşan molekül ağından veya geniş bir zincirden oluşan yeni yapıya polimer denir. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci polimerizasyon olarak adlandırılır (Albers, 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyon süreci, metakrilat monomer yapısından serbest radikalın ısı, kimyasal veya radyan enerji şeklinde bir

dış enerji salmasıyla başlar. Serbest radikal oluştuğunda, monomer kovalent bağ oluşturmak için elektronca zengin başka bir monomeri arar. Bu monomerlerin kombinasyonu yeni bir polimer oluşturur. Kompozit rezinlerin polimerizasyon süreci kimyasal olarak veya ışık uygulanarak başlatılabilir (Riva ve Rahman, 2019).

Polimerizasyon reaksiyonları farklı mekanizmalarla gerçekleşebilir ancak reaksiyonların çoğu iki şekildedir:

- Su veya alkol gibi düşük molekül ağırlıklı bir yan ürünün ortaya çıktığı 'kondenzasyon polimerizasyonu'
- Reaksiyon esnasında herhangi bir yan ürünün ortaya çıkmadığı 'katımlı polimerizasyon (O'Brien, 2002).

2.4.1. Kondenzasyon polimerizasyonu

Polimer sentezi; monomerlerin yapısındaki bifonksiyonel gruplardan su, alkol ve amonyak gibi küçük moleküllerin ayrılmasıyla gerçekleşirse bu polimerizasyon mekanizması "basamaklı polimerizasyon" ya da "kondenzasyon polimerizasyonu" olarak isimlendirilir. Diş hekimliğinde kullanılan silikon esaslı ölçü materyallerinin sertleşmesi kondenzasyon polimerizasyonu ile gerçekleşir (O'Brien, 2002). Kondenzasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden aktif hale geçerler. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder (O'Brien, 2002).

Tüm polimerizasyon reaksiyonlarında her zaman beklenen özelliklerde polimerler meydana gelmeyebilir. Monomerler, oluşan polimerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilerler. Bu nedenle polimerizasyon işleminde 'kopolimerizasyon' ve 'çapraz bağlantı' kavramları da önemlidir (Taira, Urabe, Hirose, Wakasa ve Yamaki, 1988).

Kopolimerizasyon

Farklı konsantrasyonlarda iki veya daha fazla tipte monomer molekülünün bir araya gelmesiyle oluşan polimerizasyon türü 'kopolimerizasyon' olarak adlandırılır. Bu reaksiyon sonucunda elde edilen polimere de 'kopolimer' denir. Kopolimerin

özellikleri, kopolimerizasyona katılan farklı kimyasal yapılardaki ve miktarlardaki monomerler tarafından belirlenir. Bu sayede neredeyse sınırsız sayıda farklı yapıda kopolimer yapılması mümkün olmaktadır (Cheremisinoff, 1998).

Kopolimerler, polimere birçok olumlu özellik kazandırdığından kopolimerizasyon yöntemine sıklıkla başvurulur. Restoratif diş tedavilerinde kullanılan kompozit rezinlerin organik bileşeni olan visköz yapıdaki Bis-GMA ve bu monomeri seyreltmek amacıyla rezine katılan TEGDMA monomerleri, bir kopolimer oluşturmaktadır (O'Brien, 2002; Phillips, 1973).

Çapraz bağlantı

Birbirleri ile bir zincir yapısı oluşturan polimer moleküllerine, reaktif yan zincirlere sahip monomerler eklenir. Bu yan zincirlerin eklenmesi sonucu, bir zincir diğerine bağlanır ve böylece üç boyutlu bir makromolekül oluşur. Çapraz bağlı polimerler fiziksel açıdan oldukça dayanıklı materyallerdir. Çapraz bağlı polimerlerdeki zincir yapısında, ısı uygulandığında kaymasını sağlayan uzamsal yapı yoktur. Bu nedenle çapraz bağlı polimerler ısıtıldığında yumuşamazlar ve bu özellikleri ile 'termoset' olarak adlandırılırlar. Silikonlar, cis-poliizopren, bisfenol A-diakrilat ve çapraz bağlı polimetil metakrilat diş hekimliğinde kullanılan termoset özelliğine sahip materyallerdir (O'Brien, 2002).

2.4.2. Katımlı polimerizasyon

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında herhangi bir yan ürünün oluşmadığı, yalnızca çift bağlar içeren doymuş moleküllerle gerçekleşen polimerizasyon tipidir (R. G. Craig, 1981).

Polimerizasyon tipi belirtilmediği zaman genellikle kastedilen katımlı polimerizasyondur ve diş hekimliğinde çoğunlukla katılma polimerizasyonu ile polimerize olan rezinler kullanılmaktadır (Phillips, 1973). Kompozit rezinlerin organik matriksinin ana bileşeni olan BisGMA (Bisfenol A-glisidil metakrilat) da katılma polimerizasyonuna uğramaktadır (R. G. Craig, 1981).

Katımlı polimerizasyonun aşamaları

Katımlı polimerizasyon reaksiyonları birbirini izleyen üç aşamadan oluşmaktadır. Bunlar başlama, çoğalma ve sonlanma reaksiyonlarıdır. Reaksiyonun hızlandırılması için ısı, ışık veya az miktarda peroksit kullanılabilir (Paromita Mazumdar ve diğerleri, 2019).

Başlama reaksiyonu (initiation)

Başlama reaksiyonu, bir polimer zincirinin büyümeye başlamasını teşvik etmek için gerekli olan serbest radikallerin üretimini içerir. Kimyasal olarak aktive olan polimerizasyon sistemlerinde, serbest radikaller genellikle bir organik peroksit başlatıcı ile bir amin hızlandırıcının reaksiyonu ile üretilir. Işıkla aktive edilen polimerizasyon sistemlerinde başlatıcı ajan kamforokinonun ayrışması sonucunda her birinde bir tane eşleşmemiş elektron bulunan iki tane serbest radikal oluşur. Her iki polimerizasyon yönteminde de serbest radikaller mevcut monomer moleküllerinin çift bağlarına saldırarak eşleşmemiş elektronun monomerin sonuna kaymasına ve aktif monomer moleküllerinin oluşmasına neden olur (O'Brien, 2002).

Çoğalma, yayılma reaksiyonu (propagation)

Başlama reaksiyonunda üretilen reaktif monomerler, büyüyen polimer zincirine daha fazla monomer birimi ekleyerek zincirin sürekli büyümesine neden olur (R. G. Craig, 1981). Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, monomer ünitelerinin bitmesine ya da serbest radikal içeren herhangi bir materyal ile reaksiyona girmesine kadar devam eder. Prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve ojenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (Phillips, 1973).

Sonlanma reaksiyonu (termination)

Çoğalma reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar, ilave reaksiyona uğramazlar (McCabe ve Walls, 2013). Sonlanma

aşaması önemlidir çünkü; polimerin moleküler ağırlığını ve moleküler ağırlık dağılımını ifade eden polidispersite indeksini belirler (Speight, 2019).

2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Işıkla polimerize olabilen kompozit rezinler 1970'lerin başında kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon için kullanılan ilk ışık olan ultraviyole ışığın (UV) oluşturduğu radyasyonun cilt kanserlerine, göz lensinin hasarına, oral kavitede mukoza irritasyonlarına ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabileceği bildirilmiştir (Çelik ve Yonca, 2008). UV kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerdeki polimerizasyon derinliğinin yetersiz kaldığı ve buna bağlı olarak restoratif materyalin mekanik özelliklerinde zayıflama gözlemlendiği için UV yerine ışık aktivasyonu 460-470 nm dalga boyu aralığında olan görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır (Garg ve Garg, 2010).

Kompozit rezin restorasyonların yeterli polimerizasyonu, ışık kaynağının yoğunluğuna, dalga boyuna ve maruz kalma süresine bağlıdır. Bu parametrelerin tümü yeterli olmadıkça, restoratif materyal tam olarak polimerize olmaz ve materyalde erken bozulmaya yol açabilecek zayıf fiziksel özellikler oluşur. (D. L. Leonard, D. G. Charlton, H. W. Roberts ve M. E. Cohen, 2002). Görünür ışıkla aktive olan kompozit rezinlerin çoğu, polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller oluşturmak için kamforokinon (CQ), trimethylbenzoyl diphenylphosphine oxide (TPO) ve dibenzoyl germanium türevi (Ivocerin®) gibi bir fotobaşlatıcı içerir. Geleneksel kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan kamforokinonu aktive etmek için etkili dalga boyu aralığının 410 nm ile 500 nm arasında olduğu bildirilmiştir. Daha güncel araştırmalarda yeterli dalga boyunun 450 nm ile 490 nm arasında kısıtlanmasını önermektedir (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002). Günümüzde kuartz tungsten halojen (QTH), ışık yayan diyotlar (LED), plazma ark (PAC) ve argon lazer ışık cihazları, ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmaktadır.

2.5.1. Kuartz tungsten halojen (QTH) ışık cihazları

QTH ışık cihazları, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ilk görünür ışık kaynaklarıdır. Bu cihazların içerisinde halojen bazlı gaz ile dolu kuvars kasa ile çerçevelenmiş tungsten filamentten oluşan bir ampul bulunmaktadır (F. A. Hasanain ve H. M. Nassar, 2021). Işık cihazındaki bu halojen ampul, fotobaşlatıcının aktivasyonu için gerekli spektrumundaki dalga boylarının dışında da ışık ve ısı üretir ve bu nedenle ışığı uygun dalga boylarıyla sınırlandırmak için cihaz içerisinde dahili bir filtre bulunur (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002).

QTH ışık cihazları 400-900 mW/cm² şiddetinde ve 380-520 nm aralığında dalga boyunda ışık üretmektedirler. Halojen ampulün ömrü yaklaşık 100 saattir, ışığın uygulanma süresi ve gücü ayarlanabilmektedir (Hackman, Pohjola ve Rueggeberg, 2002). QTH ışık cihazları tarafından üretilen ışığın yoğunluğunun, esas olarak halojen ampulün ve reflektörünün bozulması, dahili filtrenin çatlaması ve ışığı restoratif materyal üzerine odaklamak için kullanılan fiber optik uçların hasar görmesi nedeniyle zamanla azaldığı gözlenmiştir. Araştırmacılar QTH ışık cihazlarının uygun şekilde korunamadığını ve zamanla kompozit rezinleri yeterince polimerize etmek için gereken güç yoğunluğunu üretemediğini göstermiştir (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002).

2.5.2. Plazma ark (PAC) ışık cihazları

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyon hızının artırılması amacıyla 1990'ların sonunda üreticiler tarafından hızlı bir ışıkla polimerizasyon yöntemi olarak plazma ark ışık cihazları tanıtıldı. Plazma ark ışık cihazları xenon gazını iyonize ederek plazma şeklinde bir enerji açığa çıkarır. Ortaya çıkan istenmeyen dalga boyundaki ışık filtre edilir ve fotobaşlatıcının aktivasyonu için gerekli olan 450-500 nm dalga boyundaki görünür ışık elde edilir. Plazma arkta 1800 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ışık üretilir. Bu ışık cihazları QTH ışık cihazlarına göre daha uzun ömürlüdürler (Garg ve Garg, 2010).

Plazma ark ışık cihazları, yüksek yoğunluklu ışık gücüne sahip olmaları ve kısa uygulama süreleri ile avantaj sağlasalar materyalde polimerizasyon sırasında

oluşan büzülme ve pulpada hasara sebep olacak kadar fazla ısı açığa çıkarmaları, ayrıca pahalı olmaları nedeni ile klinisyenler tarafından tercih edilmemişlerdir (Fatin A Hasanain ve Hani M Nassar, 2021).

2.5.3. Işık yayan diyotlar (light emitting diode, LED)

LED ışık cihazları kuantum mekaniği etkisiyle görünür mavi ışık üreten cihazlardır. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine; elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı taşırlar. LED üniteleri, dar bir spektral aralıkta ışık üretirler. Diyotlar, yarı iletken olarak galyum nitrür kullanır ve pik noktası 460 nm olan, 450-490 nm aralığında dalga boylarında ışık üretir. Bu enerji aralığı, fotobaşlatıcı olarak kamforokinonu kullanan dental materyalleri aktive etmek için neredeyse idealdir (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002; Teshima ve diğerleri, 2003).

LED'ler gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur. Ayrıca dar bir spektral aralıkta ışık ürettikleri için daha az güç ile çalışırlar. QTH ışık cihazlarına göre daha düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızılötesi dalga boylarını ortadan kaldırıldığı için soğutma fanı ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Bu cihazlar fan içermediklerinden sessizdirler (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002).

LED ışık cihazları şarj edilebilir pillerle çalıştırılma potansiyeline sahiptir. Bu özellik, LED ünitelerin kablolu, taşınabilir ve nispeten hafif olmasını mümkün kılar. Ayrıca LED'ler uzun ömürlüdür, halojen ampuller en fazla 100 saat, LED'ler ise binlerce saat dayanabilir. QTH ışık cihazlarından farklı olarak, LED'ler zamanla bozulmaz veya reflektör ve filtreleme ihtiyacı duymaz. Bu nedenle ürettikleri ışık sabit kalır. Son olarak, LED ışık cihazları kullanımı esnasında diş çevre dokuları, diş eti ve pulpa canlılığı için daha güvenlidir (D. L. Leonard ve diğerleri, 2002; Teshima ve diğerleri, 2003).

Bütün bu avantajlarının yanı sıra ilk üretilen birinci nesil LED ışık kaynaklarının enerji spektrumlarının dar olması sebebiyle yalnızca fotobaşlatıcı olarak kamforokinon içeren kompozit rezinleri polimerize edebilmeleri gibi bazı dezavantajları

bulunmaktadır. LED ışık kaynaklarının diğer bir dezavantajı ise enerji çıkış gücüne ve uygulama süresinin arttırılmasına rağmen kompozit rezinlerin koyu renklerinde diğer ışık kaynakları ile elde edilen polimerizasyon oranını sağlayamamalarıdır (Hofmann, Hugo ve Klaiber, 2002). Birinci nesil LED ışık cihazlarının bu dezavantajları göz önüne alınarak günümüzde ikinci nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur.

Birinci jenerasyon LED ışık cihazları ortalama 150-400 mW/cm² ışık gücü ve 1 W (watt) çıkış gücünü sahiplerdir. İkinci jenerasyon LED ışık kaynakları 800 mW/cm² ışık gücü ve 5W'a kadar çıkış gücüne sahiptirler ancak dalga boyu dar olduğundan, aktivasyonu için kamforokinondan farklı dalga boyunda ışığa ihtiyaç duyan fotobaşlatıcılara sahip kompozit rezinleri polimerize etmekte yetersiz kalmaktadır (Owens ve Rodriguez, 2007; Price, Felix ve Andreou, 2003).

Bu dezavantajların giderilmesi amacıyla bazı üreticiler 390-490 nm dalga boyu aralığında ışık üretebilen üçüncü jenerasyon LED ışık kaynaklarını geliştirmiştir. Üçüncü nesil bu LED ışık cihazları, ikinci nesil LED'ler gibi mavi diyod içermelerinin yanında 400-410 nm dalga boyunda da ışık üreten mor diyod da kullanarak ışık kaynağının farklı dalga boyunda ışık yayabilmesini ve farklı fotobaşlatıcıları aktive edebilmesini sağlamıştır. Bu sayede kamforokinon ve diğer başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler (Rueggeberg, Blalock ve Callan, 2005).

2.5.4. Lazer ışık cihazları

Lazer, diş hekimliğinde sert ve yumuşak dokularda pek çok farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun sağlanması amacıyla 457-502 µm aralığındaki dalga boyunda emisyon yapan argon lazer ışık cihazları kullanılmaktadır (Türkoğlu ve Bulut, 2019).

QTH ışık cihazları ile karşılaştırıldığında argon lazer ışık cihazları ile yapılan kompozit rezin polimerizasyonu ile daha hızlı ve daha derin polimerizasyon ve daha yüksek bir dönüşüm derecesi sağlandığı ancak daha koyu renkli kompozit rezin restorasyonlarda yetersiz polimerizasyon gözlemlendiği bildirilmiştir (Fleming ve Maillet, 1999). Lazer cihazlarının polimerizasyon için kullanımı esnasında ortaya çıkan ısı

artışının pulpada hasara sebep olabileceği ve komşu dişlerdeki mevcut restorasyonu da etkileyebileceği diğer dezavantajları arasında yer almaktadır (Garg ve Garg, 2010).

2.6. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)

Polimerizasyon sırasında elde edilen monomer dönüşüm derecesi, ışıkla polimerize olan kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerin doğrudan etkilenir. Kompozit rezinlerdeki monomerlerin karbon-karbon çift bağları (C=C) polimerizasyonun aktive edilmesiyle tek bağlara sahip (C-C) polimer zincirlerine dönüşür. Monomer dönüşüm derecesi (DC) bu çift bağların tek bağlara dönüşüm oranını tanımlar.

Bis-GMA veya UDMA gibi yüksek moleküler ağırlığa sahip monomerler içeren kompozit rezinler, polimerize edildikten sonra önemli sayıda dönüşmemiş çift bağ sergiler. Genel olarak ışıkla polimerize edilen kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecelerinin %43 ile %78 arasında değiştiği bildirilmektedir (Moraes ve diğerleri, 2008). Yeterli polimerizasyon kompozit rezin restorasyonların fiziksel ve mekanik özelliklerini, renk stabilitesini ve biyouyumluluğunu geliştirmek için önemli bir kriterdir. Düşük monomer dönüşümüne sahip materyallerde yüzey sertliği azaldığı, aşınma miktarı arttığı ve bunların sonucunda dayanıklılığın da azalacağı bildirilmiştir (Halvorson, Erickson ve Davidson, 2003).

Dönüşüm derecesi; rezin içerikli materyallerin monomer yapısı, doldurucu içeriği ve oranı, rengi, tabaka kalınlığı, kullanılan ışık cihazı, ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi, sıcaklık gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilir (AlShaafi, 2017).

2.7. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure)

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu materyalin kütlesi boyunca hemen hemen uniform olarak gerçekleşir. Ancak ışıkla polimerize edilen kompozit rezinler yalnızca belirli bir derinliğe kadar polimerize olurlar (I. E. Ruyter ve Oysaedd, 1982).

Polimerizasyon derinliği (DOC), ışığın restoratif materyalden geğişi sırasında absorbe olması veya materyalden sağılması nedeniyle sınırlanmaktadır. Restorasyon yüzeyine uygulanan ışığın gücünün, restorasyonun tabanına doğru azalması, bu bölgede polimerize olmamış bir miktar artık monomerin kalmasına neden olur. Bunun da kompozit rezin restorasyonun fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri ve klinik performansı üzerinde olumsuz etkiler yarattığı bildirilmiştir (Bala, Üçtaşlı ve Arısu, 2008).

Kompozit rezin materyaller için kabul edilebilir polimerizasyon derinliği (DOC), materyalin alt yüzeyinin üst yüzeyine göre %80 veya üzerinde mikrosertlik değeriinin elde edildiği kalınlıktır (Price ve diğerleri, 2003).

2.8. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure)

Polimerizasyon derinliğinin belirlenmesi için direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır (Albers, 2002):

2.8.1. Direkt yöntemler

Kompozit rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu ile polimerleşmeyen artık monomer seviyesini belirlemek için birçok yöntem kullanılabilir. Direkt yöntemler arasında sayılabilen Infrared spektroskopi, Lazer Raman Spektroskopi, FTIR ve kromatografi polimerizasyonla reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını direkt olarak belirleyebilir (Gorgen ve Guler, 2015). Direkt yöntemler oldukça başarılı sonuçlar verse de maliyetli, karmaşık ve zaman alıcıdırlar (Rueggeberg ve Craig, 1988).

Kromatografi cihazları *in vitro* çalışmalarda hazırlanan örneklerin çeşitli sıvı ortamlarda, belirlenen sürelerde bekletilmesinden sonra bekletilen sıvı içine geçen reaksiyona girmemiş artık monomer miktarının tespiti amacıyla kullanılmaktadır (Gerzina ve Hume, 1994).

Fourier Transform Infrared (FTIR) ve Raman spektroskopisi polimerize olabilen dental materyallerin karbon çift bağlarının (C=C) tek bağlara dönüşme yüzdesinin miktarını ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarlarını kolaylıkla hesaplamak için sıklıkla kullanılan spektroskopik yöntemlerdir. FTIR spektroskopisi, gaz, sıvı

veya katı haldeki materyaller için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Çalışma ilkesi elektromanyetik radyasyon ile maddeyi oluşturan atomlar arasındaki kimyasal bağların doğal titreşimleri arasındaki etkileşime dayanır. Bir molekül içindeki tüm olası titreşimler, kızılötesi (IR) bölgede bir absorpsiyon bandıyla sonuçlanmaz. Maddenin kızılötesi bölgede radyasyonu absorbe etmesi için iki koşulun yerine getirilmesi gerekir: 1. Kızılötesi radyasyon ve moleküler titreşim frekansları arasında bir çakışma (rezonans) olmalıdır. 2. Doğal titreşim, titreşim sırasında dipol momentinde bir değişikliğe neden olmalıdır (Moraes ve diğerleri, 2008).

Raman spektroskopisi, materyalin yapısındaki bağlanma şeklini ve kompozisyonunu analitik olarak belirleyen vibrasyonel bir teknik olup polimerizasyon sürecini takip etmek ve polimerizasyonun kapsamı hakkında ve son ürün hakkında yapısal bilgi sağlamak için kullanılmaktadır (Edwards, Johnson ve Lewis, 1993).

2.8.2. İndirekt yöntemler

Polimerizasyon derinliği çeşitli indirekt yöntemler kullanılarak da değerlendirilmektedir. İndirekt yöntemlerin en basiti, ISO tarafından tarif edilen 'kazıma' yöntemidir. Kazıma yöntemi direkt yöntemlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon derecesi hakkında bilgi vermemesine ve kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini olduğundan fazla gösterme eğiliminde olmasına rağmen, materyallerin polimerizasyon derinliklerinin birbirleri ile karşılaştırılmasına olanak tanır (Koupis, Vercruysse, Marks, Martens ve Verbeeck, 2004). Kazıma yöntemine alternatif olarak, penetrometre ile ölçümlere dayalı daha standart ve objektif bir yöntem geliştirilmiştir (Koupis ve diğerleri, 2004).

Penetrometre testinde, hazırlanan örnekler penetrometre cihazının merkezine bulunan belli bir ağırlık ile yüklenen 0,5 mm çapında bir iğne hizasına yerleştirilir. İğne, örneğin polimerize olmamış kısmına indirilir. Belli bir süre sonunda, polimerizasyon derinliği, her ölçüm öncesinde sıfırlanan kadranlı bir ölçekten direkt olarak okunur. Penetrometre testi basit ve hızlı bir yöntemdir. Test sırasında uygulanan kuvvet sabit olduğundan ve elde edilen sonuçlar yalnızca

penetrometrenin ağırlığı ile belirlendiğinden daha tutarlıdır ve tekrarlanabilir bir test yöntemidir (Koupis ve diğerleri, 2004).

Sertlik, bir cismin, deformasyon ve penetrasyon şeklindeki kuvvetlere karşı gösterdiği dirence denir. Sürekli bir kuvvet uygulanan cismin karşı direnç gösterebilme yeteneği veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilir (O'Brien, 2002). Yüzey sertlik ölçümünün, restoratif materyallerin polimerizasyon derecesini belirleyebilen bir yöntem olduğu gösterilmiştir ve sertlik testlerinin daha kolay olması ve elde edilen sonuçların da güvenilirliği nedeniyle, yeterli polimerizasyonun değerlendirilmesi için, kabul edilebilir bir yöntem olduğu ifade edilmiştir (Yap, 2000). Yüzey sertliği, özellikle yüksek dönüşüm alanlarındaki polimer çapraz bağlarındaki küçük değişikliklere duyarlıdır ve kullanımı oldukça basittir. Ayrıca bu yöntemle test örneklerinin, üst yüzeyi, orta bölgesi ve alt yüzeyi gibi örnek içerisindeki spesifik bölgelerin ölçümü de mümkündür (Dietschi, Marret ve Krejci, 2003).

2.9. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliği ve Yüzey Sertlik Ölçüm Yöntemleri

Sertlik testi, materyallerin mekanik özelliklerini belirlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Sertlik, polimerize olan materyallerin bir takım mekanik özellikleri ile ilişkilendirilebilir. Örneğin indentasyon sertliği, elastik modülü, sünme (creep) ve kırılğan materyallerin kırılmasını incelemek için kullanılabilir (Mahoney, Holt, Swain ve Kilpatrick, 2000).

Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvete bağlı olarak ve ölçüm sonucunda kaydedilen değişimlere göre makro veya mikro dereceli olarak tanımlanabilir. Materyallerin, makro sertlik ölçümleri sırasında, küçük bir örnekten, bir materyal kütlesinin mekanik özelliklerinin tahmin edilmesi için Brinell ve Rockwell gibi basit ve hızlı yöntemler kullanılır. Daha ince mikro yapıya sahip olan materyallerin, yüzey özelliklerini tanımlamada makro sertlik ölçüm yöntemleri yetersiz kalır. Bu durumda, Knoop ve Vicker's gibi mikro sertlik ölçümleri uygun olacaktır. Mikro sertlik ölçümlerinde, deforme olmayan küresel veya konik şekilli bir ucun, test örneğine batırılması ile materyalin batma kuvvetine karşı gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresince, belirlenen miktarda kuvvet ile materyale batırıldığında, materyal yüzeyinde iz bırakır. Bu izin boyutları mikroskop altında ölçülerek bir değer

elde edilir. Kuvvetin elde edilen değere bölünmesiyle (yük/alan) mikro sertlik değeri belirlenmiş olur. Mikro sertlik değeri oluşan deformasyon alanının büyüklüğüyle ters orantılıdır (Mahoney ve diğerleri, 2000; O'Brien, 2002).

2.9.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri

Brinell sertlik ölçüm yöntemi

Diş hekimliğinde kullanılan metallerin ve metalik materyallerin sertliklerinin belirlenmesinde kullanılan en eski testlerden biridir. Brinell testinde, polisaj yapılmış materyalin yüzeyine, belirli çapta, sıkıştırılmış sert bir bilye, belli bir yük ile 30 saniye süre ile bastırılır. Testte uygulanan yükün, meydana gelen izin alanına bölünmesi ile HB veya BHN olarak tanımlanan Brinell sertlik değeri elde edilir. Materyalin üzerine uygulanan yük değeri, sertliği ölçülen materyalin cinsine ve bilye çapına göre seçilmektedir (Anusavice, Shen ve Rawls, 2012).

Rockwell sertlik ölçüm yöntemi

Brinell testine benzer şekilde belirli bir çapta çelik bilye veya konik elmas uç kullanılması ile materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve penetrasyon ölçülür. Brinell testinden farkı, Rockwell sertlik testinde, iz çapının ölçülmesi yerine, oluşan penetrasyonun derinliğinin ölçülmesidir. Test edilecek materyallerin farklı özellikleri için farklı boyutlarda test uçları mevcuttur (Anusavice ve diğerleri, 2012).

Rockwell sertlik testi için, önce ön yükleme yapılır. Bu esnada, materyal üzerine oturan uç sayesinde materyal sabit kalır. Kadran sıfıra getirildikten sonra büyük yük uygulanmaya başlanır. Büyük yük, uygulanan toplam yük olup, derinlik ölçümü sadece küçük ön yükten büyük yüke kadar meydana gelen derinlik artışına bağlıdır. Büyük yük uygulandıktan ve kaldırıldıktan sonra, standart işleme göre küçük yük hala uygulanır durumda iken kadranın gösterdiği değer okunur. Rockwell sertlik değeri, standart sertlik dönüşüm tablosu yardımı ile uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen penetrasyon derinliğe göre elde edilir. Örnek üzerinde oluşan küçük iz alanları, yüksek Rockwell sertlik değerini ve materyalin yeterince sert olduğunu ifade eder (Anusavice ve diğerleri, 2012).

Rockwell sertlik testinin avantajları, sertlik değerini direkt okunması ve viskoelastik materyallerin test edilmesi için uygun olmasıdır (Mahoney ve diğerleri, 2000).

Shore sertlik ölçüm yöntemi

Shore sertlik ölçümü, yumuşak plastik, lastik gibi elastomerik materyallerin sertliğini ölçer. Durameter olarak bilinen bir aparat kullanılır. Cihaz, 1/16 inç mesafe boyunca 1/16 inç silindire doğru incelen 1/32 inç çapında küt uçlu bir batıcı uçtan oluşur. Uç, bir kaldıraç düzenlemesi ile bir ölçeğe bağlanır ve 0 ila 100 arasında değişen Shore sertlik birimini okur. Uç test edilen örneğe ne kadar çok penetre olursa, sertlik değeri o kadar düşük olur. Örneklerin kalınlığı ve destekleyici yapının sertliği, gözlemlenen örnek sertliğini etkiler (Canay, Hersek, Tulunoğlu ve Uzun, 1999). Batıcı uç örneğe tamamen penetre olursa 0 değeri elde edilir ve test edilen materyalin çok yumuşak olduğunu anlamına gelir. Test edilen örnekte hiç penetrasyon olmazsa 100 değeri elde edilir ve sert materyal olduğu anlamına gelir (Canay ve diğerleri, 1999).

Barcoll sertlik ölçüm yöntemi

Barcoll sertlik ölçüm yöntemi, yay şeklinde, yüklenebilir, sivri çelik bir ucun penetrasyon direncinin ölçümüyle, Barcoll sertlik değerlerinin elde edildiği bir yöntemdir. Materyal yüzeyi içine penetre olan ucun penetrasyon derinliği, mutlak Barcoll sayılarına dönüştürülür. Test edilecek örnekler 10 kg sabit yük uygulayacak şekilde tasarlanmış, elle tutulabilir bir cihazdır. Örnekler 'Barcoll impressor' olarak adlandırılan bu sertlik ölçer cihazın ucunun altına yerleştirilir. Cihaz, üzerindeki gösterge maksimuma gelene kadar, örneğe uniform bir basınç uygulanır ve gösterge 0 ve 100 arasında kalibre edilmiş bir skala üzerinde, direkt bir değer verir. Genellikle plastik endüstrisinde kullanılan bu test yöntemi, diş hekimliğinde rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de kullanılmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2012; Wassell, McCabe ve Walls, 1992).

Knoop sertlik ölçüm yöntemi

Knoop sertlik ölçüm yönteminde belirli bir kuvvet altında, karşılıklı iki yüzeyi arasında 172° açı olan ve diğer karşılıklı iki yüzeyi arasında 130° açı olan uzatılmış piramit şeklinde elmas uç kullanılarak örnek üzerinde oluşan iz değerlendirilir. Genellikle

0.1 kg'dan 1 kg'a kadar değişen aralıkta kuvvet uygulanır. Elde edilen iz eşkenar dörtgen şeklindedir (Anusavice ve diğerleri, 2012). Knoop sertlik numarası, Newton olarak ifade edilen test yükünün, mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $\text{KHN}=1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü ile hesaplanır (Schulze, Marshall, Gansky ve Marshall, 2003). Test edilen materyal ne kadar sert ise, elde edilen Knoop sertlik numarası da o kadar büyük olur.

Knoop sertlik ölçüm yöntemi ile hem sert hem de yumuşak materyallerin sertlik değerleri incelenebilir. Diş minesinin sertliği, altın, porselen, kompozit rezin ve diğer dental restoratif materyaller ile karşılaştırılabilir (Anusavice ve diğerleri, 2012).

Vicker's sertlik ölçüm yöntemi

Vickers sertlik ölçüm yönteminin prensipleri, Brinell testindeki prensipler ile aynıdır. Kuvvet uygulanan uç, küre değil, piramit şeklindedir. Vickers sertlik ölçme yöntemi, sertliği ölçülen materyalin yüzeyine, tabanı kare olan piramit şeklindeki elmas ucun, belirli bir yük altında uygulanması ve yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegenlerinin ölçülmesinden oluşmaktadır. Sertlik ölçümü, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımı ile izlenir. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin köşelerine teğet şekilde ayarlanır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ-sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılır ve elde edilen değerlerin ortalaması alınır (Anusavice ve diğerleri, 2012).

Vickers sertlik değeri ($\text{VHN}=\text{Vickers Hardness Number}$), piramit şeklindeki ucun, belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile sertliği ölçülen materyalin yüzeyinde meydana getirdiği izin büyüklüğünü ifade eden değerdir. Kilogram (Kg) ile ifade edilen test yükünün, mm^2 ile ifade edilen iz alanına bölümü ile elde edilir. Formülü $\text{VHN}=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ olarak tanımlanır. Elde edilen iz alanı ne kadar küçük olursa Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (Anusavice ve diğerleri, 2012).

Bu testin avantajı, doğru ve güvenilir değerler elde edilmesi, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, tüm sert materyal yüzeyleri için kullanılabilmesi, kırılğan

materyallerin ve diş dokularının sertliklerinin test edilmesi için uygun olmasıdır (Anusavice ve diğeri, 2012).

2.10. Renk

Renk, belirli dalga boylarındaki ışığın insan gözünün retinasını uyarması ile oluşan bir duyumdur ve ışığın belirli bir dalga boyu segmentini yansıtip göze ulaştığında beyin tarafından yorumlanır (Okubo, Kanawati, Richards ve Childress, 1998). Işık, kornea ve lensi geçmesinin ardından retinaya ulaştığında görüntü oluşur, retinada bulunan reseptörler ile de renk algılanmış olur (Brewer, Wee ve Seghi, 2004).

Diş hekimliğinde renk seçimi hekim için zor ve titizlik gerektiren bir aşamadır. Seçilen restorasyon renginin komşu dişler ve çevre dokular ile uyumlu, doğru belirlenmiş olması tedavinin başarısını doğrudan etkileyecektir (Polat, Tuncdemir, Öztürk ve Tunçdemir, 2012).

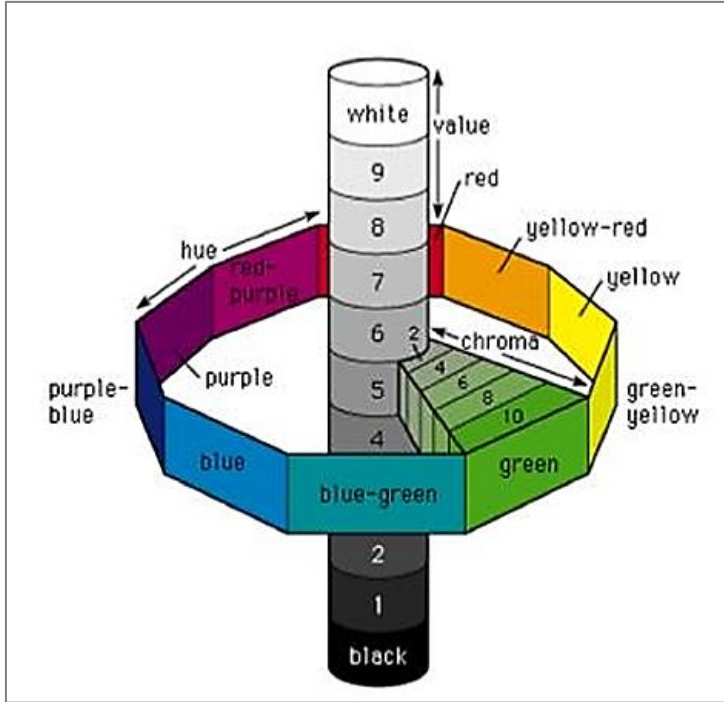
2.10.1. Renk analiz sistemleri

Rengin üç boyutlu olduğu Sigried Forsius tarafından 1611 yılında tanımlanmıştır. Rengin bu özelliğini açıklamak için geliştirilen birçok sistem ve yaklaşım mevcuttur (Sproull, 1973).

Munsell ve Commission Internationale de Liéclaire (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu, CIE) $L^*a^*b^*$ renk sistemleri, uluslararası kabul edilebilirliği, güvenilirliği ve pratik kullanımları açısından en çok tercih edilen sistemlerdir (Brewer ve diğeri, 2004; Sproull, 1973).

Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen Munsell renk sistemi rengin üç boyutunu tanımlamaktadır (Şekil 2.3) (Brewer ve diğeri, 2004).

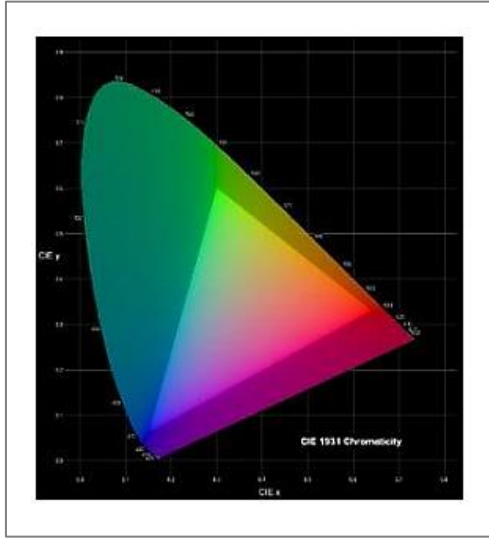


Şekil 2.3. Munsell renk sistemi (Sengez ve Dörter, 2019)

- Renk tonu (Hue): Renk tonu rengi diğer renklerden ayıran özelliktir. Hue, beş ana renge (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ve beş ara renge (mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) ayrılmaktadır. Renk tonu Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir (Fondriest, 2003).
- Renk değeri (Value): Renk değeri bir rengin açıklık koyuluk derecesi yani parlaklık olarak ifade edilir. Parlaklık bir cisimden geri dönen ışık miktarıdır. Düşük renk değeri koyu renkleri, yüksek renk değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade eder. Restorasyon rengi seçilirken ilk olarak en önemli parametre olan renk değeri belirlenir (Fondriest, 2003).
- Renk Yoğunluğu (Chroma): Renk yoğunluğu güçlü bir rengin zayıf bir renkten ayrılmasını sağlayan ve yoğunluk derecesini gösteren özelliğidir. Renk değeri ve renk yoğunluğu ters orantılıdır. Yoğunluk arttığında renk değeri azalır. Renk yoğunluğu Vita klasik renk skalasında numaralarla gösterilir (Fondriest, 2003; Sproull, 1973).

CIE LAB renk sistemi

İlk kez 1931 yılında CIE tarafından tanımlanan bu renk sistemine göre X, Y, Z tristimulus değerlerinin belirli oranlarda karıştırılması ile tüm renkler elde edilmektedir. 3 ana renkten kırmızı X, yeşil Y, mavi Z olmak üzere tristimulus değerleri tanımlanmıştır (Kurt, Turhan Bal ve Bal, 2016).



Şekil 2.4. CIE XYZ renk sistemi (Sroull, 1973)

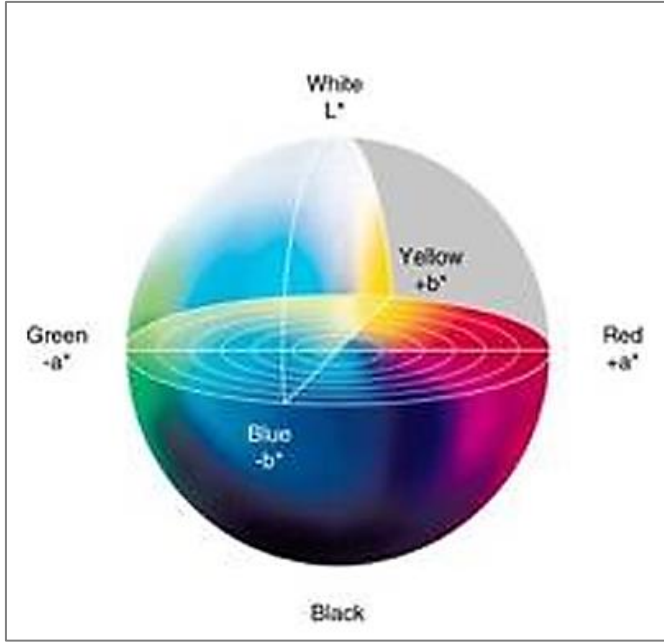
İlerleyen yıllarda CIE daha belirleyici bir renk sistemi tanımlaması ile bu renk sistemini geliştirerek 1976 yılında CIE L*a*b* (CIE76) renk sistemini geliştirmiştir (Şekil 2.4) (Sengez ve Dörter, 2019).

CIE76 renk sisteminde;

L*: parlaklık koordinatı. 0, koyuluk ile 100, açıklık arasında değişecek şekilde tanımlanır.

a*: kırmızı-yeşil koordinatı. +a*: kırmızı eksen, -a*: yeşil eksen olarak tanımlanır.

b*: sarı-mavi koordinatı. +b*: sarı eksen, -b*: mavi eksen olarak tanımlanır (Kurt ve diğerleri, 2016).



Şekil 2.5. CIE L*a*b* renk sistemi (Sengez ve Dörter, 2019)

2.10.2. CIE L*a*b* (CIE76) renk farklılığı hesaplama formülü

CIELAB renk sisteminde rengin L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki sayısal değerleri kullanarak renk değişimi (ΔE) hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır (Paravina ve diğerleri, 2015).

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (2.1)$$

Formülde yer alan ΔL^* , Δa^* , Δb^* değerleri iki örnek arasındaki L^* , a^* , b^* parametreleri arasındaki farkları ifade eder. Hesaplama sonucunda elde edilen değer renk farklılığını vermektedir (Paravina ve diğerleri, 2015).

CIE76 renk farklılığı formülü ile yapılan hesaplama ile, Paravina ve arkadaşları yaptıkları çalışmalar sonucunda algılanabilirlik (perceptibility threshold, PT) eşik değerini $\Delta E = 1,22$ ve kabul edilebilir (acceptability threshold, AT) eşik değerini ise $\Delta E = 2,66$ olarak ortaya koymuşlardır (Paravina ve diğerleri, 2015).

O'Brien renk farklarının klinik olarak yorumlanmasını, kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak belirlemiştir (Kurt ve diğerleri, 2016)(64). O'Brien tarafından tanımlanan klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri aşağıdaki Çizelge 2.1'de gösterildiği gibidir.

Çizelge 2.1. Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (Kurt ve diğerleri, 2016)

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz

2.10.3. Renk tespit ve ölçüm yöntemleri

Renk tespiti ve ölçümü diş hekimliğinde en önemli estetik parametrelerden biridir ve klinik pratiğinde çeşitli renk skalaları ile görsel olarak rengin değerlendirilmesi en sık kullanılan yöntemdir (Paravina ve diğerleri, 2015).

Ancak dental restorasyonlar için doğal diş rengine uygun rengi seçmek çok daha kompleks bir işlemdir. Görsel renk tespitinde kullanılan renk skalaları, doğal dişlerin renk çeşitliliğini kapsayamamaktadır (Sproull, 1973). Renk skalalarının yardımı ile görsel renk seçimi, genel olarak düşük maliyetli ve hızlı bir yöntemdir. Ancak ortam ışıklandırması, yaş, cinsiyet, göz yorgunluğu ve renk görme eksiklikleri gibi etkenler renk seçimini etkileyebileceği için, tutarsız ve subjektif bir yöntem olarak kabul edilebilir (Chen ve diğerleri, 2012; Kurt ve diğerleri, 2016).

Dijital renk ölçüm yöntemleri, görsel renk tespit yöntemlerindeki hataların ve yetersizliklerin azaltılması veya bu sorunların giderilmesi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır.

Renk ölçüm cihazları kolorimetre, spektrofotometre ve dijital kameralar olmak üzere üç kategoride incelenir (Brewer ve diğerleri, 2004; Paravina ve diğerleri, 2015).

Kolorimetre

Kolorimetre cihazı, rengi insan gözünün algıladığı şekilde ölçer. Kolorimetre cihazı ile yalnızca sabit aydınlatma koşulları ve görme açısı altında tristimulus değerleri ölçülebilir. Cihazın dedektöründe üç veya dört sensör bulunmaktadır, bu sensörler

yansıyan ışığı kırmızı, yeşil ve mavi renk oranında çözümleyerek X, Y, Z tristimulus değerlerini verir (Alnusayri, Sghaireen, Mathew, Alzarea, ve Bandela, 2022; Kurt ve diğerleri, 2016).

Diş hekimliğinde renk seçimi için tasarlanan ilk kolorimetre cihazı Chromascan'dır (Sterngold, Stamford, Conn). Ancak kullanım zorluğu ve ölçüm güvenilirliği yetersiz olduğundan zamanla yeni kolorimetre cihazları piyasa sürülmüştür. ShadeEye NCC (Shofu Dental, Menlo Park, CA, ABD), Shade Eye Ex (Shofu Dental, Menlo Park, CA, ABD) diğer kalorimetrelere örnek olarak verilebilir (Kurt ve diğerleri, 2016).

Spektrofotometre

Spektrofotometreler genellikle yüzey renklerini analiz etmek için kullanılır. Bir ışık kaynağı, monokromatör ve dedektörden oluşur. Dedektör, belirli bir dalga boyundaki ışığın yoğunluğunu elektrik sinyaline dönüştürür, bu daha sonra yükseltilir ve bir ekranda görüntülenir veya bir çizelgede çizim haline getirilir (Alnusayri ve diğerleri, 2022).

İnsan gözü ile algılanamayan renkleri, çeşitli dalga boylarında ölçüm yapabilen sensörler sayesinde değerlendirebilen spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadır. Çalışma prensipleri; cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Spektrofotometreler, cisimden yansıyan ışık enerjisini görünür spektrum aralığında, 1-25 nm aralıklarla ölçerler (Kurt ve diğerleri, 2016).

Rengi doğru bir şekilde ölçmek için bir spektrofotometre kullanılması tavsiye edilmektedir. Bir kolorimetre, emilen ışığın genel bir ölçümünü yaparken, bir spektrofotometre, değişen dalga boylarında emilen ışığı ölçer. Kısaca, kolorimetreler genel olarak emilen ışık miktarını ölçerken, spektrofotometreler belirli bir dalga boyu tarafından emilen ışık miktarını ölçer (Alnusayri ve diğerleri, 2022).

Günümüzde kullanılan spektrofotometreler, Vita Easyshade, Easyshade Compact, Easyshade Advance, Shade X ve ShadeStar'dır. Piyasaya ilk çıkan Vita Easyshade fiberoptik kablo ile ana üniteye bağlı bir el aparatından meydana gelmektedir.

Cihazın 5mm çapındaki kontakt tip probunda, 1mm çapında 19 adet fiberoptik demet bulunmaktadır. Renk ölçümü sırasında ana üniteye bulunan halojen lambadan gelen ışık, probun periferi ile ölçüm yapılacak dişe yönlendirilir. El aparatındaki çok sayıdaki spektrofotometre dişin dış kısmına yayılan ışığı ölçer, yayılan ışığın spektral yansıması 25 nm'lik aralıklarla ölçülmektedir (Brewer ve diğerleri, 2004). Renk ölçümüne başlamadan önce uygun seçim modu (dış, restorasyon, renk skalası) seçilmelidir. Ölçüm sonucu, Vitapan Klasik ve Toothguide 3D-Master skalaları ile uyumludur.

Sonraki yıllarda piyasaya çıkan Vita Easyshade Compact, Vita Easyshade' in bir üst modelidir. Kablosuz ve taşınabilir olması ile klinik kullanımda avantaj sağlamıştır. Ayrıca ölçüm bölgesinin aydınlatması için light emitting diode (LED) ışık kaynağı kullanıldığı için ölçüm esnasında ortam koşullarından etkilenilmediği firma tarafından belirtilmiştir. Aynı firma tarafından 2013 yılında piyasaya sunulan Vita Easyshade Advance ise bu cihazların daha gelişmiş bir versiyondur (Kurt ve diğerleri, 2016).

Shade-X, kablosuz ve spot ölçüm yapan, prob çapı 3mm olan bir diğer spektrofotometredir. Günümüzde kullanılan renk skalaları ile uyumlu çalışmaktadır. Opak dentin ve daha translusent olan insizal bölge minesini için ölçümleri iki farklı dataya sahiptir (Kurt ve diğerleri, 2016).

Dijital kameralar ve RGB cihazları

Son yıllarda sıklıkla tercih edilen dijital kameralar, ağız ortamındaki morfolojik yapıyı, yüzey yapısını, renk dağılımını ve diğer birçok bilgiyi hem kameranın bağlı olduğu bilgisayar ortamına hem de laboratuvara aktarılabilir. Bu sayede hekim ve teknisyen arasındaki veri paylaşımını artırarak restorasyonun başarısını olumlu yönde etkilemektedir (Kurt ve diğerleri, 2016).

Renk seçimi için dijital kameralar tek başlarına yeterli değildir. Klinikte elde edilen dijital görüntü kameranın bağlı olduğu bilgisayar ile analiz edilir. Hekim için renk ölçümünü oldukça kolaylaştıran dijital kameraların kullanımında dikkat edilmesi gereken en önemli nokta elde edilen görüntünün kalitesidir. Kullanılan kameranın

tipi, ayarları, ortam ışığı, görüntünün boyutları, ölçüm yapılan dışın pozisyonu görüntü kalitesini etkilemektedir (Alnusayri ve diğerleri, 2022; Kurt ve diğerleri, 2016).

2.11. Ağartma Tedavisi

Diş renklenmeleri, yaklaşık 200 yıldan beri farklı kimyasallar ve yöntemler kullanılarak tedavi edilmeye çalışılan estetik bir problemdir (Greenwall, 2005). Hastaların bu estetik gereksiniminin giderilebilmesi ve diş renklenmelerinin tedavi edilmesi için ağartma yöntemlerinin kullanılması oldukça konservatif bir yaklaşımdır. Ağartma tedavisine başlarken öncelikle renklenmenin nedenlerini belirleyip hangi tedavi seçeneğinin nasıl uygulanacağına karar vermek gerekmektedir (Watts ve Addy, 2001).

Renklenmeler; etiyolojilerine ve lokalizasyonlarına göre dış kaynaklı ve iç kaynaklı renklenmeler olarak sınıflandırılmaktadır.

Dış kaynaklı renklenmeler genellikle sık tüketilen renklendirici gıdalar ve çay, kahve, kola, şarap gibi içecekler sebebi ile ya da tütün ürünlerinin kullanımı, klorheksidin, kalay, demir gibi bazı katyonik ajanların kullanımı ve ağız hijyeninin yetersizliği sebepleri ile meydana gelmektedir. Dış kaynaklı renklenmeler mekanik diş temizliği ve diş macunları ile kısmen yüzeysel olarak giderilebilmektedir (Watts ve Addy, 2001).

İç kaynaklı renklenmeler ise konjenital hastalıklar, florozis, mine mikro çatlakları, diş çürüğü, amalgam restorasyonlar, tetrasiklin türevi ilaç kullanımı, bebeklik döneminde şiddetli sarılık geçirilmesi, porfiriya, amelogenезis imperfekta, dentinogenезis imperfekta, pulpa nekrozu, travma, kalsifik metamorfiz, kök kanal dolgusu komplikasyonu, kök rezorpsiyonu, ilerleyen yaşa bağlı olarak minenin zamanla aşınması ile dentinin görünürlüğünün artması gibi faktörler sebebiyle meydana gelebilmektedir . İç kaynaklı renklenmeler mekanik temizlik ile ya da düzenli profilaktik işlemlerle giderilemez ancak, mine ve dentin içine nüfuz eden ağartma materyallerinin kromojenleri oksitlemesi ile azaltılabilir (Joiner ve Luo, 2017; Kwon ve Wertz, 2015; Watts ve Addy, 2001).

2.12. Ağartma Materyalleri

Ağartma materyalleri genellikle değişen konsantrasyonlarda hidrojen peroksit (H_2O_2) (HP) veya türevlerini içermektedir.

Temel aktif bileşen olan hidrojen peroksit, ağartma işlemi esnasında serbest radikallere ayrışarak mine ve dentin dokusu içine nüfuz ederek dişte renk değişikliğine neden olan polimerik organik pigmentlerin oksidasyonunu sağlar (Alqahtani, 2014; Kwon ve Wertz, 2015).

Karbamit peroksit (KP) ise üre ve hidrojen peroksit'e ayrışarak ağartma işleminin gerçekleşmesini sağlar. Bu ayrışma esnasında HP konsantrasyonu, KP yüzdesinin yaklaşık üçte biri kadardır (Alqahtani, 2014).

Piyasadaki farklı konsantrasyondaki KP içeriklerinin ayrışması şu şekildedir; %10'luk karbamit peroksit %3,5 hidrojen peroksit ve %6,5 üreye parçalanır, %15'lik karbamit peroksit %5,4 hidrojen peroksit'e ve %20 karbamit peroksit ise %7 oranında hidrojen peroksit açığa çıkartmaktadır. %35'lik karbamit peroksit parçalandığında, %10 oranında hidrojen peroksit açığa çıkmaktadır (Greenwall, 2005).

Sodyum perborat suda çözündüğünde sodyum metaborat ve hidrojen peroksit'e parçalanan beyaz bir tozudur. Sodyum perborat çamaşır deterjanlarında 1907'den beri kullanılan bir beyazlatıcıdır (Alqahtani, 2014).

Hidrojen peroksit ve karbamit peroksit vital dişlerin ağartılmasında, sodyum perborat ise pulpa odasına yerleştirilerek devital dişlerin ağartılmasında tercih edilmektedir (Watts ve Addy, 2001).

2.13. Ağartma Materyallerinin İçerikleri

Ağartma materyalleri aktif bileşenleri olan hidrojen peroksit ve türevleri dışında aktif olmayan bileşenler de içermektedir (Alqahtani, 2014). Kıvam arttırıcılar (karbopol), taşıyıcılar (gliserin, glikol), sürfaktan veya pigment dağıtıcılar, hassasiyet gidericiler, koruyucular ve tatlandırıcılar aktif olmayan bileşenlerdir.

- Kıvam artırıcı maddeler: Karbopol (karboksipolimetilen), ağartma materyallerinde en sık kullanılan kıvam artırıcı bileşendir. Konsantrasyonları genellikle %0,5 ile %1,5 arasındadır. Bu yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asit polimer ağartma jelinin viskozitesini arttırarak diş yüzeyine daha iyi tutunmasını sağlayarak ve ağartma jelinin aktif oksijen salma süresini 4 kata kadar arttırarak iki ana avantaj sunar (Alqahtani, 2014).
- Taşıyıcılar: Gliserin ve propilen glikol, ağartma jellerinde en sık kullanılan taşıyıcı bileşenlerdir. Taşıyıcının görevi nemi hapsetmek ve diğer bileşenlerin çözülmesine yardımcı olmaktır (Alqahtani, 2014).
- Sürfaktan ve pigment dağıtıcılar: Sürfaktan, aktif ağartıcı bileşenin dağılmasına izin veren bir yüzey ıslatma maddesi olarak işlev görür. Ayrıca bir pigment dağıtıcı, pigmentleri süspansiyon içinde tutmaya yaramaktadır (Alqahtani, 2014). Sürfaktan veya pigment dağıtıcı içeren ağartma jellerinin, diğer ağartma jellerine göre daha az etkili olduğunun belirten çalışmalar da vardır (Feinman, Madray ve Yarborough, 1991).
- Koruyucu: Metil propilparaben ve sodyum benzoat yaygın olarak kullanılan koruyucu bileşenlerdir. Ağartma jellerinde bakteri üremesini önleme özelliğine sahiptirler. Ayrıca bu bileşenler demir, bakır ve magnezyum gibi ara metalleri serbest bırakarak hidrojen peroksitin parçalanmasını hızlandırabilir (Alqahtani, 2014).
- Tatlandırıcılar: Tatlandırıcılar, ağartma jellerinin tadını geliştirmek ve hasta tarafından jelin tadının tolere edilmesini kolaylaştırmak için kullanılan maddelerdir. Nane, nane mumu, keklik üzümü, taflan, anason ve sakkarin bazı tat verici bileşenlerdir (Alqahtani, 2014).

2.14. Vital Ağartma Tedavileri

Vital dişlere uygulanan ağartma tedavileri üç temel gruba ayrılabilir:

Diş hekimi tarafından uygulanan “ofis tipi ağartma”,

Diş hekimi kontrolünde klinik dışında hasta tarafından uygulanan “ev tipi ağartma”,

Diş hekimi kontrolünde olmayan “over the counter” (OTC) olarak adlandırılan piyasada satışa sunulmuş çeşitli ağartma ürünlerinin kullanıldığı ağartma yöntemleri.

Bu tedavi yöntemleri ayrı ayrı uygulanabildiği gibi kombine olarak da uygulanabilmektedir (Greenwall, 2005).

Ofis tipi ağartma

Ofis tipi ağartma tedavisinde yüksek konsantrasyonda (%25-40) hidrojen peroksit kullanılır. Klinik ortamında, hekim kontrolünde uygulanan hızlı ve etkili bir yöntemdir. Ağartma yeterli görüldüğünde işlem hekim tarafından sonlandırılabilir (Sulieman, Addy, Macdonald ve Rees, 2004).

Yüksek konsantrasyondaki hidrojen peroksit solüsyonu oldukça oksitleyici olduğundan dişeti, dil, dudak ve temasta olabilecek tüm yumuşak doku rubberdam, rulo pamuklar veya suyla ıslatılmış gazlı bez gibi yardımcı araçlarla korunmalıdır (Epple, Meyer ve Enax, 2019).

Ofis tipi ağartma tedavisi ağartma materyalinin tek başına veya “power bleaching” olarak adlandırılan ısı veya ışık kaynakları kullanılarak aktivasyonu ile uygulanabilir (Epple ve diğerleri, 2019).

Yapılan çalışmalar ışık kullanımının, kullanılmayan durumlara göre ağartma etkisini artırmadığını göstermiştir (Carey, 2014; Epple ve diğerleri, 2019).

Ev tipi ağartma

Ev tipi ağartma yönteminde düşük konsantrasyonlardaki ağartma jeli hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde hazırlanan taşıyıcı plaklar ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda birkaç hafta süre ile hastaya kullanılır. Ev tipi ağartma jelleri, en az %5, en fazla %36 oranında karbomit peroksit ve %6, %7,5, %9,5, %14 ya da %15 oranında hidrojen peroksit içerirler. Ev tipi ağartma yönteminin avantajı maliyetinin düşük ve klinik uygulama süresinin kısa olmasıdır (Kısacık, Keçeci ve Adanır, 2012).

Hekim kontrolünde olmayan ağartma uygulamaları (OTC)

OTC ürünleri tek başına uygulanabilen plak, strip ya da kalem formunda paint-on (fırçayla sürülen) formatında düşük konsantrasyonlarda (%3–6 hidrojen peroksit) ağartma materyali içerirler. OTC kitlerinin içeriğinde; macunlar, ağartma (whitening strips) bantları, uygulama fırçaları ve önceden hazırlanmış ya da yarı şekillendirilmiş plaklar bulunmaktadır (Kısacık ve diğerleri, 2012).

Bu tez çalışmasının amacı üç farklı yöntemle polimerize edilen ve on beş gün boyunca kahve solüsyonunda renklendirilen Cention N'in iki farklı ağartma protokolü kullanılarak ağartılmasının, materyalin yüzey sertliği ve renk değişimi üzerine etkisini karşılaştırmaktır.

Çalışmanın birinci sıfır hipotezi farklı polimerizasyon yöntemlerinin Cention N'in yüzey sertliği üzerine etkisi olmayacağı, ikinci sıfır hipotezi farklı polimerizasyon yöntemlerinin Cention N'in renk stabilitesi üzerine etkisi olmayacağı, üçüncü sıfır hipotezi ise farklı ağartma yöntemleri uygulamasının renklendirilmiş Cention N'in yüzey sertliği üzerine etkisi olmayacağı, dördüncü sıfır hipotezi ise farklı ağartma yöntemleri uygulamasının renklendirilmiş Cention N'in ağartılması üzerine fark yaratmayacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, yüzey sertliği ve renk ölçümü değerlendirilmesi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar

Çalışmada; diş renginde alkazit restoratif materyal Cention N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kimyasal olarak kendiliğinden (self-cure), üçüncü jenerasyon LED ışık cihazları Valo (Ultradent Products Inc., UT, ABD) ve Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştay) kullanılarak polimerize edildi.

Renklendirme için, 2 gr kahve (Nescafe Classic, NESTLE Türkiye Gıda Sanayi AŞ, Karacabey, Bursa) solusyonu kullanıldı.

Çalışmada bir adet ofis tipi (Opalescence Boost PF %40, Ultradent, USA) ve bir adet ev tipi (Opalescence PF %10, Ultradent, USA) ağartma materyali kahve solusyonu ile 15 gün boyunca renklendirilen örneklerin üst yüzeyine uygulandı.

Çalışmada kullanılan alkazit materyalin ve ışık cihazlarının özellikleri sırasıyla Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2'de gösterilmektedir.



Resim 3.1. Alkazit restoratif materyal Cention N



Resim 3.2. 3. Jenerasyon LED ışık cihazı Valo



Resim 3.3. 3. Jenerasyon LED ışık cihazı Bluephase 20i

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan alkazit restoratif materyal Cention N'in üretici firması ve içeriği

Marka	Üretici Firma	Lot Numarası	Toz İçeriği	Likit İçeriği
Cention N	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Z03T0S	Kalsiyum florosilikat cam, baryum-alüminyum silikat cam, kalsiyum baryum alüminyum florosilikat cam, izofiller, iterbiyum triflorür, başlatıcılar (bir bakır tuzu ve tiyokarbamid, ivocerin ile açıl fosfin oksit), renk pigmenti	Dimetakrilatlar (UDMA, Aromatik alifatik UDMA, DCP, Peg-400 DMA), başlatıcılar (hidroperoksit), stabilizatörler

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları

Işık Cihazı	Üretici Firma	Dalga Boyu Aralığı	Sınıflama
Valo	Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT, ABD	395-480 nm	3. jenerasyon LED
Bluephase 20i	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştay	385-515 nm	3. jenerasyon LED

Örneklerin hazırlanmasından önce, çalışmada kullanılacak ışık cihazlarının ışık şiddetleri radyometre cihazı (Bluephase meter, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kullanılarak ölçüldü.

Işık şiddeti ölçümleri ışık cihazının ışık ucu, radyometrenin ölçüm yuvasına temas edecek ve yüzeye dik olacak şekilde yerleştirilerek yapıldı. Işık şiddeti ölçülürken ve alkazit restoratif materyal polimerize edilirken ışık cihazları üzerlerinde bulunan batarya ile değil, prize takılı halde kullanıldı. Işık cihazı aktive edildikten sonra radyometrenin dijital ekranında gözlenen değer kaydedildi. Her ışık cihazı için 5 ayrı ölçüm yapıldı ve bu 5 ölçümün aritmetik ortalaması ışık cihazının ışık şiddeti olarak kaydedildi. Işık cihazlarının ışık şiddetleri Çizelge 3.3.'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.3. Işık cihazının ışık şiddetleri

Işık Cihazı	Dalga Boyu Aralığı	Sınıflama	Ölçülen Işık Şiddeti (mW/cm ²)
Valo	395-480 nm	3. jenerasyon LED	886 mW/cm ²
Bluephase 20i	385-515 nm	3. jenerasyon LED	1336 mW/cm ²



Resim 3.4. Radyometre (Bluephase meter) cihazı

Alkazit restoratif materyalin ışıkla polimerizasyonu için üretici firma önerileri ışık şiddeti 1000 mW/cm²'den yüksek ışık cihazlarıyla 20 sn, 1000 mW/cm²'den daha düşük ışık cihazları için ise 40 sn ışık uygulaması yönünde olduğundan, örneklerin

ışıkla polimerizasyonu için Valo ışık cihazı 40 sn, Bluephase 20i ışık cihazı ise 20 sn, boyunca uygulandı.

Örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında G*Power (G*Power Ver. 3.0, Almanya) paket programı kullanılarak Tip I hata (α)=0,05, Tip II hata ($1-\beta$) =0,80 ve etki büyüklüğü (f)=0,42 alındığında toplam örneklem büyüklüğü 60 (N=60) olarak hesaplandı (Faul, Erdfelder, Buchner, ve Lang, 2009; Faul, Erdfelder, Lang ve Buchner, 2007).

Alkazit restoratif materyalin polimerizasyonu için kullanılacak yönteme göre 3 ana grup oluşturuldu. Başlangıç ve 15 günlük ölçümler bu 3 ana grup üzerinden gerçekleştirildi (n=20). Daha sonra her grupta bulunan örnekler kullanılacak ağartma ajanına göre rastgele ikiye alt gruba ayrıldı ve ağartma sonrası ölçümler bu alt gruplar üzerinden gerçekleştirildi (n=10). Kullanılan polimerizasyon yöntemine göre oluşturulan çalışma grupları ve uygulanan ağartma ajanına göre oluşturulan alt gruplar Çizelge 3.4’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.4. Kullanılan polimerizasyon yöntemine göre oluşturulan çalışma grupları ve uygulanan ağartma ajanına göre oluşturulan alt gruplar

Gruplar	Alt Gruplar	Ağartma materyali
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁	Opalescence Boost PF %40
	Grup A ₂	Opalescence PF %10
Grup B (Valo)	Grup B ₁	Opalescence Boost PF %40
	Grup B ₂	Opalescence PF %10
Grup C (Bluephase 20i)	Grup C ₁	Opalescence Boost PF %40
	Grup C ₂	Opalescence PF %10

Örnekler üretici firmanın klinik kullanımda tavsiye ettiği materyal kalınlığına (4 mm) uygun olacak şekilde; 5 mm çapında ve 4 mm kalınlığında pleksiglas kalıplar kullanılarak hazırlandı.



Resim 3.5. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan 5x4 mm pleksiglas kalıplar

Alkazit materyal üretici firmanın talimatları doğrultusunda bir damla likite bir ölçü kaşığı toz olacak şekilde karıştırma kağıdı üzerinde plastik spatül ile karıştırıldı. Materyal plastik spatüller kullanılarak hava kabarcığı kalmayacak şekilde, altında mikroskop camı ve şeffaf bant bulunan pleksiglas kalıp içerisine yerleştirildi. Kalıp içerisindeki materyalin üzerine şeffaf bant ve mikroskop camı yerleştirildi ve mikroskop camı üzerinden parmak basıncı uygulanarak fazla materyalin taşması ve örneklerin düzgün yüzeyli olması sağlandı. Şeffaf bant düşük sertlikteki oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek için kullanıldı (J. Manhart, K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen ve R. Hickel, 2000). Daha sonra örnekler kimyasal olarak polimerize edilen grupta (Grup A) 4 dk beklenerek, Valo ışık cihazı ile polimerize edilen grupta (Grup B) ışık cihazının ucu pleksiglas kalıp üzerine yerleştirilmiş şeffaf bant ve mikroskop camı ile temas edecek ve örneğe dik olacak şekilde 40 sn ışık uygulanarak, Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grupta (Grup C) ışık cihazının ucu pleksiglas kalıp üzerine yerleştirilmiş şeffaf bant ve mikroskop camı ile temas edecek ve örneğe dik olacak şekilde 20 sn ışık uygulanarak hazırlandı. Örneklerin üst yüzeyleri işaretlendi, içerisinde distile su bulunan 15 ml'lik örnek kaplarına yerleştirildi ve karanlık ortamda 37°C'lik etüvde 24 saat bekletildi.

3.2. Başlangıç Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü

Örneklerin başlangıç, 15. gün ve ağartma sonrası yüzey sertlik ölçümleri, Vickers sertlik ölçüm cihazı (Shimadzu HVM-2, Japonya) (Resim 3.6) kullanılarak yapıldı. Çalışmamızda kullandığımız sertlik cihazının üzerinde bulunan dokunmatik panel ile

test yükü 98.07 Mn ile 19.914 N arasında, test süresi 5 ile 999 sn arasında değişen değerlerde ayarlanabilmektedir. Cihaz üzerinde x10 ve x40 büyütmede iki adet oküler bulunmaktadır.



Resim 3.6. Vickers sertlik ölçüm cihazı

Sertlik ölçümleri için örnekler 10 sn boyunca 50 gr yük uygulandı. Örnek yüzeyinde oluşan eşkenar dörtgenin iz düşüm köşeleri x40 büyütmede oküler altında işaretlenerek hesaplanan Vickers sertlik değerleri kaydedildi.

Başlangıçta sertlik ölçümleri için, örnek kenarlarına ve birbirlerine uzaklıkları en az 100 µm mesafede olacak şekilde her örneğin alt ve üst yüzeylerinden farklı noktalardan üçer ölçüm yapıldı ve bu üç ölçümün aritmetik ortalaması, alt yüzey ve üst yüzey Vickers sertlik değeri olarak kaydedildi. Alt yüzey sertliğinin üst yüzey sertliğine oranı (VHN%) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı:

$$\text{Alt/Üst yüzey sertlik oranı (VHN\%)} = [\text{Alt VHN} / \text{Üst VHN}] \times 100 \quad (3.1)$$

Başlangıç sertlik ölçümleri yapılan örnekler, sertlik ölçümünün hemen ardından yapılacak olan başlangıç renk ölçümlerine kadar örneklerin dehidrate olmalarının engellenmesi için distile su dolu örnek kaplarına yerleştirildi.

Örneklerin başlangıç, renklendirme sonrası (on beşinci gün) ve ağartma sonrası renk ölçümleri, standardizasyon için aynı ortamda, günün aynı saatlerinde, spektrofotometre (Vita Easy Shade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak yapıldı.



Resim 3.7. Spektrofotometre (Vita Easy Shade Compact)

Ölçümlerden önce üretici firmanın talimatları doğrultusunda cihazın üzerinde bulunan seramik blok kullanılarak cihazın kalibrasyonu yapıldı.

Başlangıç sertlik ölçümleri yapılmış örnekler distile sudan çıkartılarak kurutma kağıdı ile kurutuldu ve her örneğin üst yüzeyinden, örneğin tam ortasından olacak şekilde, cihazın 'single tooth' (tek diş) modu seçilerek CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemine göre üç kez ölçüm yapıldı. Bu üç ölçümün aritmetik ortalaması alınarak örneğin başlangıç L^* , a^* ve b^* değerleri kaydedildi.

3.3. On Beş Günlük Renklendirme Sonrasında Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü

Renklendirme solüsyonu, 2 gr kahve (Nescafe Classic, NESTLE Türkiye Gıda Sanayi AŞ, Karacabey, Bursa) üretici önerileri doğrultusunda 200 ml kaynar su ile karıştırılıp 10 dk beklenecek şekilde hazırlandı. Başlangıç renk ölçümü yapılan örnekler 10 ml kahve içeren kaplar içerisine yerleştirildi ve 37°C'lik etüvde 24 saat bekletildi. Bekletme sürecinin sonunda etüvden alınan örnekler kahve çözeltisi bulunan kaplardan çıkartılıp distile su ile yıkandı ve yeni hazırlanmış kahve çözeltisi içerisine alınarak tekrar etüve yerleştirildi. Bu döngü 15 gün boyunca tekrarlandı.



Resim 3.8. Kahve çözeltisi (Nescafe Classic 2gr)

Kahve solüsyonu içerisinde 15 gün boyunca renklendirilen örneklerin sertlik ve renk ölçümleri başlangıçtaki sertlik ve renk ölçümleriyle aynı şekilde gerçekleştirildi. Sertlik ölçümünde örneklerin yalnızca üst yüzey sertlik ölçümleri yapıldı.

Yapılan sertlik ve renk ölçümleri sonrasında örnekler uygulanacak ağartma protokolüne göre rastgele 2 alt gruba ayrıldı.

3.4. Ağartma Protokolü Sonrasında Mikro Sertlik ve Renk Ölçümü

15. günün sonunda kahve solüsyonundan çıkarılan örnekler distile su ile yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu.

Grup A₁, Grup B₁ ve Grup C₁ deki örnek yüzeylerine Opalescence Boost PF %40 HP (Ultradent, USA) uygulandı. Opalescence Boost PF %40 HP, birinde hidrojen peroksit (HP), diğerinde aktivatör bulunan iki şırıngadan oluşan ofis tipi bir ağartma materyalidir.

Materyal, üretici firma talimatları doğrultusunda, şırıngadan şırıngaya aktarılan özel karıştırma yöntemiyle taze olarak karıştırıldı, örneklerin üst yüzeyine bond fırçası yardımıyla yaklaşık 1mm kalınlığında uygulandı ve 20 dk bekletildi. Daha sonra ağartma materyali spanç yardımı ile örnek yüzeyine bastırılmadan uzaklaştırıldı ve su ile yıkandı. Örnek yüzeyleri kurutma kağıtları ile kurutuldu. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda aynı işlem bir kez daha tekrarlanarak örnek yüzeylerine toplamda 40 dk ağartma ajanı uygulandı.



Resim 3.9. Ofis tipi ağartma ajanı (Opalescence Boost PF %40 HP)

İkinci uygulama sonunda örnekler bol su ile yıkanıp, kurutma kağıdıyla kurutuldu ve sonrasında yapılacak olan sertlik ve renk ölçümlerine kadar dehidrate olmamaları için distile su dolu kaplara yerleştirildi. Renk ve sertlik ölçümleri, başlangıç ve 15. günde yapılan renk ve sertlik ölçümlerine benzer şekilde gerçekleştirildi. Elde edilen sertlik ve renk değerleri, ağartma sonrası sertlik ve renk değerleri olarak kaydedildi.

Grup A₂, Grup B₂ ve Grup C₂'deki örnek yüzeylerine Opalescence PF %10 KP (Ultradent, ABD) uygulandı. Opalescence PF %10 KP, %10 karbomit peroksit (KP) içeren ev tipi ağartma materyalidir. 15. günün sonunda kahve solüsyonundan çıkarılan örnekler distile su ile yıkanarak kurutma kağıdı ile kurutuldu.

Kurutulan örneklerin üst yüzeyine bond fırçası yardımıyla üretici firmanın talimatları doğrultusunda yaklaşık 1mm kalınlığında Opalescence PF %10 KP uygulanarak 8 saat bekletildi. Daha sonra ağartma materyali spanç ile bastırılmadan silinip, su ile yıkandı. Örnek yüzeyleri kurutma kağıtları ile kurulandıktan sonra distile su dolu

kaplara konup etüve yerleştirildi. 24 saat sonunda etüvden çıkarılan örnekler distile su ile yıkanarak kurutma kâğıdı ile kurulandı ve aynı ağartma prosedürü 6 gün boyunca tekrarlandı.

6. günün sonunda örnekler bol su ile yıkanıp, kurutma kağıdıyla kurutuldu ve sonrasında yapılacak olan sertlik ve renk ölçümlerine kadar dehidrate olmamaları için distile su dolu kaplara yerleştirildi. Renk ve sertlik ölçümleri, başlangıç ve 15. günde yapılan renk ve sertlik ölçümlerine benzer şekilde gerçekleştirildi. Elde edilen sertlik ve renk değerleri, ağartma sonrası sertlik ve renk değerleri olarak kaydedildi.



Resim 3.10. Ev tipi ağartma ajanı (Opalescence PF %10 KP)

Başlangıç, 15 günlük renklendirme ve ağartma sonrası renk koordinatlarındaki değişim değerleri;

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

$$\Delta a^* = a_2 - a_1$$

$$\Delta b^* = b_2 - b_1 \text{ formülleri kullanılarak hesaplandı.}$$

Başlangıç-15.gün, 15.gün-ağartma sonrası ve başlangıç-ağartma sonrası arasındaki toplam renk değişiklikleri (ΔE^*) ise aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (3.2)$$

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi SPSS 27.0 programı (SPSS 27.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak %95 güven aralığında gerçekleştirildi. Sayısal (nicel) değişkenler için ortalama (Ort), standart sapma (ss), minimum, maksimum ve istatistikleri hesaplandı.

Çalışmada örneklem sayısına göre her bir gruba düşen örnek sayısı 30' dan küçük olduğundan ($n=10<30$; Merkezi limit teoremi) parametrik olmayan testlerden yararlanıldı. Çalışmada ölçümlerin gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi, grupların kendi içinde karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi, başlangıç, 15.gün ve ağartma sonrası renk ve sertlik ölçümlerinin karşılaştırılmasında Friedman testi, renk ve sertlik ölçümlerinin kendi arasında karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı.

Çalışmanın başlangıç ve 15 günlük renklendirme sonrasındaki sertlik ve renk ölçümlerinde henüz ağartma materyali kullanılmadığından; Grup A₁ ve Grup A₂ (Kimyasal olarak polimerize edilen gruplar, Grup A, n=20), Grup B₁ ve Grup B₂ (Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen gruplar, Grup B, n=20) , Grup C₁ ve Grup C₂ (Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen gruplar, Grup C, n=20) alt gruplarına ait sertlik ve renk ölçüm verileri birleştirilerek yukarıda sayılan gruplar toplam 3 grup olacak şekilde istatistiksel değerlendirmeye tabi tutuldu.

4. BULGULAR

Ağartmanın farklı yöntemlerle polimerize edilen alkazit restoratif materyalin renk ve yüzey mikro sertlik değişimi üzerine etkilerinin değerlendirildiği tez çalışmamızın bulguları aşağıda sunulmuştur.

4.1. Mikro Sertlik Bulguları

4.1.1. Başlangıç yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırmaları

Polimerizasyon yöntemlerine göre başlangıç üst yüzey mikro sertlik, başlangıç alt yüzey mikro sertlik ve başlangıç alt/üst yüzey mikro sertlik oranlarının ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.1’de, Şekil 4.1’de ve Şekil 4.2’de verildi.

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). En yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerde (Grup C) (108,28 VHN), en düşük mikro sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde (Grup A) (51,88 VHN) bulundu. Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertliklerinin Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örnekler ($p=0.012$) ve kimyasal olarak polimerize edilen örneklere göre ($p=0.000$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu. Aynı şekilde Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinin, kimyasal olarak polimerize edilenlere göre anlamlı şekilde daha yüksek sertlik değerleri gösterdiği bulundu ($p=0.000$).

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç alt yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). En yüksek mikro sertlik değeri Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerde (Grup B) (65,24 VHN), en düşük mikro sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde (Grup A) (41,98 VHN) bulundu. Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda kimyasal

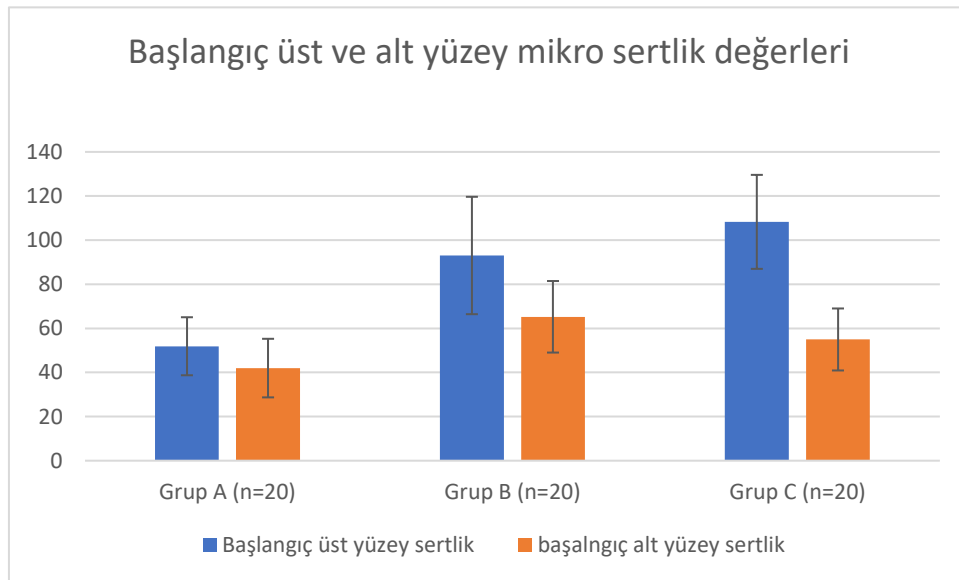
olarak polimerize edilen örneklerin alt yüzey mikro sertlik değerlerinin hem Valo hem de Bluphase 20i ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin alt yüzey mikro sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu bulundu (sırasıyla $p=0.000$, $p=0.011$). Alt yüzey mikro sertlik değerleri bakımından Valo ve Bluephase 20i ışık cihazları ile polimerize edilen örnekler arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=0.123$).

Tüm polimerizasyon yöntemlerinde üst yüzey mikro sertlik değerlerinin, alt yüzey sertlik değerlerinden yüksek olduğu bulundu. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç alt/üst yüzey sertlik oranları karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). En yüksek alt/üst yüzey mikro sertlik oranı kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde (% 82) gözlenirken, bunu Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen (% 73) ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örnekler (% 53) izlendi. Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin alt/üst yüzey mikro sertlik oranlarının kimyasal olarak polimerize edilen ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin alt/üst yüzey mikro sertlik oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu bulundu (sırasıyla $p=0.000$, $p=0.003$). Alt/üst yüzey mikro sertlik oranları bakımından kimyasal olarak polimerize edilen örnekler ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örnekler arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=0.096$).

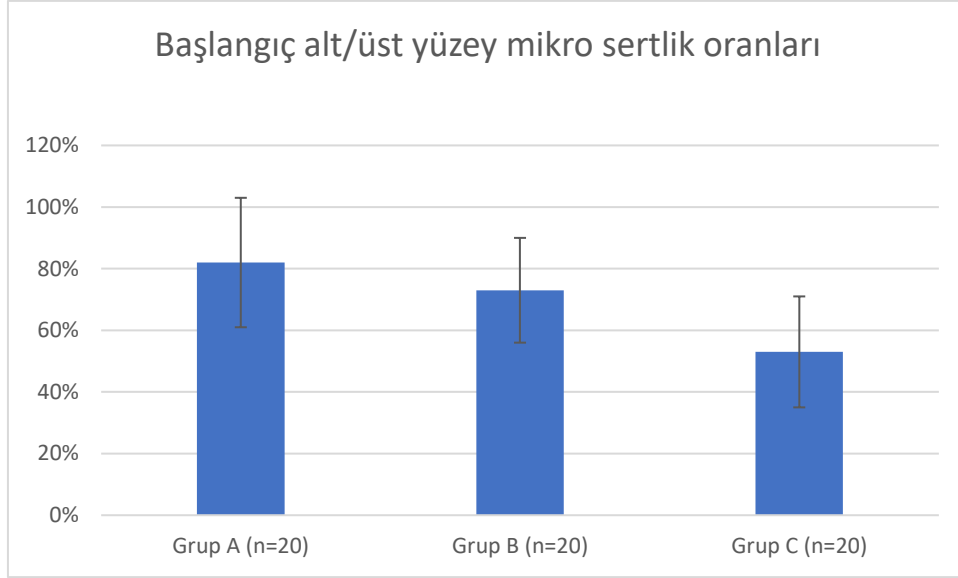
Çizelge 4.1. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç üst, başlangıç alt ve başlangıç alt/üst mikro sertlik (VHN) değerleri

Gruplar	Başlangıç üst yüzey Ort±ss	Başlangıç alt yüzey Ort±ss	Başlangıç alt/üst oranları Ort±ss
Grup A (Kimyasal) (n=20)	51,88±13,15 ^a	41,98±13,28 ^a	0,82±0,21 ^a
Grup B (Valo) (n=20)	93,03±26,61 ^b	65,24±16,22 ^b	0,73±0,17 ^a
Grup C (Bluephase 20i) (n=20)	108,28±21,31 ^c	54,96±14,05 ^b	0,53±0,18 ^b
Kruskal Wallis (p)	0.000*	0.000	0.000
Mann-Whitney U Kimyasal-Bluephase	0.000	0.011	0.000
Mann-Whitney U Kimyasal-Valo	0.000	0.000	0.096
Mann-Whitney U Valo-Bluephase	0.012	0.123	0.003

Aynı sütunda bulunan yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler Mann Whitney U testi sonuçlarına göre polimerizasyon yöntemleri arasındaki istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir.



Şekil 4.1. Başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri grafikte gösterilmektedir



Şekil 4.2. Başlangıç alt/üst mikro sertlik oranları grafikte gösterilmektedir

4.1.2. On beşinci gün yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırmaları

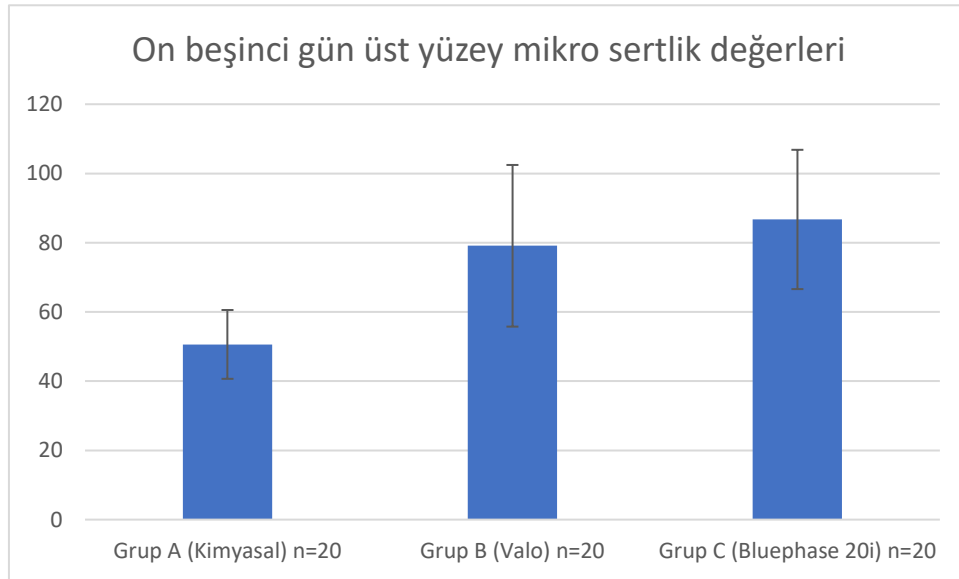
Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün üst yüzey mikro sertliklerinin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.2’de ve Şekil 4.3’de verildi.

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). En yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerde (Grup C) (86,71 VHN), en düşük mikro sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde (Grup A) (50,61 VHN) bulundu. Mann Whitney U test ile yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinin kimyasal olarak polimerize edilen örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu görüldü ($p=0.000$). Bluephase 20i ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinin benzer olduğu görüldü ($p=0,094$).

Çizelge 4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri

Gruplar	On beşinci gün üst yüzey mikro sertlik Ort±ss
Grup A (Kimyasal) (n=20)	50,61±9,94 ^a
Grup B (Valo) (n=20)	79,10±23,35 ^b
Grup C (Bluephase 20i) (n=20)	86,71±20,12 ^b
Kruskal Wallis (p)	p= 0.000
Mann-Whitney U Kimyasal-Bluephase	0.000
Mann-Whitney U Kimyasal-Valo	0.000
Mann-Whitney U Valo-Bluephase	0.094

Yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler Mann Whitney U testi sonuçlarına göre on beşinci günde polimerizasyon yöntemleri arasındaki anlamlı farkı göstermektedir.

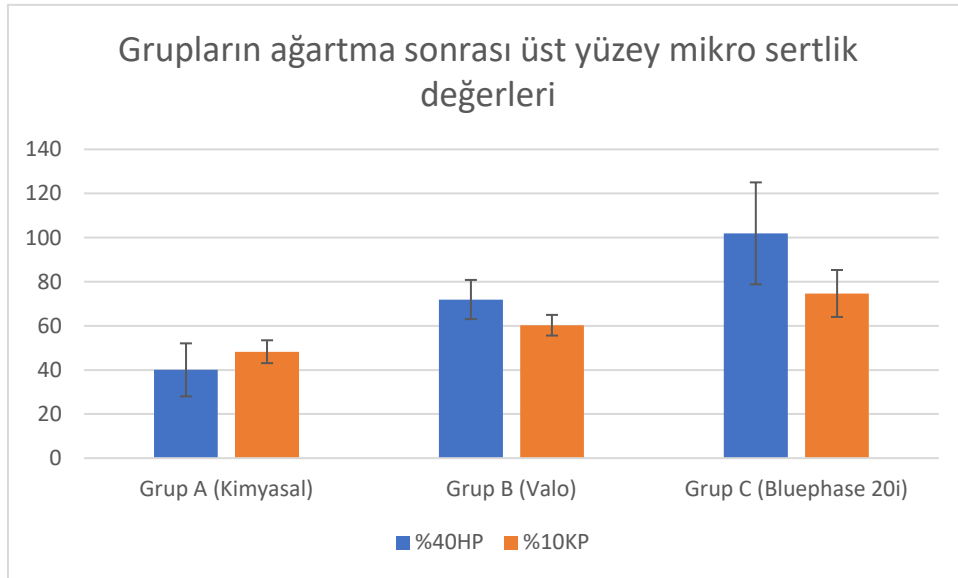


Şekil 4.3. On beşinci gün üst yüzey mikro sertlik değerleri

4.1.3. Ağartma sonrasında üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması

On beşinci günün sonunda kahve solüsyonundan çıkarılan örneklerin üst yüzey mikro sertlik ve renk ölçümleri gerçekleştirildikten sonra her gruptaki örnekler 2 alt gruba ayrıldı (n=10). Polimerizasyon yöntemi ve ağartma yöntemi kombinasyonuna

göre oluşturulan 6 alt grubun ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.3’de ve Şekil 4.4’de verildi. Alt grupların ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,000$). En yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen ve %40 Hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup C₁ (102,11 VHN)), en düşük mikro sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen ve %40 Hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup A₂ (40,04 VHN)) bulundu. Ağartma sonrasında örneklerin üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri Şekil 4.4’de gösterildi.



Şekil 4.4. Ağartma sonrasında örneklerin üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri grafikte gösterilmektedir

%40 HP ağartma ajanı uygulanan örneklerin ağartma sonrası gerçekleştirilen üst yüzey mikro sertlik ölçümlerinde en yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grupta (Grup C₁), en düşük mikro sertlik değeri kimyasal olarak polimerize edilen grupta bulundu (Grup A₁). %10 KP ağartma ajanı uygulanan örneklerin ağartma sonrası gerçekleştirilen üst yüzey mikro sertlik ölçümlerinde en yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grupta (Grup C₂), en düşük mikro sertlik değeri kimyasal olarak polimerize edilen grupta (Grup A₂) bulundu.

Kimyasal olarak polimerize edilen alt gruplar karşılaştırıldığında %10KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup A₂, 48,29 VHN) üst yüzey mikro sertlik değerlerinin, %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup A₁, 40,04 VHN) üst yüzey sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu ($p=0,049$).

Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplar karşılaştırıldığında; %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup B₂, 71,98 VHN) üst yüzey mikro sertlik değerlerinin, %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup B₁, 60,33 VHN) üst yüzey mikro sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu ($p= 0,002$).

Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplar karşılaştırıldığında; %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup C₂, 102,11 VHN) üst yüzey mikro sertlik değerlerinin, %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup C₁, 74,7 VHN) üst yüzey mikro sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu bulundu ($p= 0,002$).

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplarının üst yüzey mikro sertlik değerlerinin Grup C₁> Grup B₁> Grup A₁ olarak sıralandığı bulundu.

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplar karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinin (Grup A₁, 40,04 VHN), Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup B₁, 71,98 VHN) ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup C₁, 102,11 VHN) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu ($p=0,000^*$). Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinin (Grup B₁, 71,98 VHN), Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup C₁, 102,11 VHN) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu ($p=0,007^*$).

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplarının üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında Grup C₂ > Grup B₂ > Grup A₂ olarak sıralandığı görüldü.

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplar karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinin (Grup A₂, 48,29 VHN), Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup B₂, 60,30 VHN) ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup C₂, 74,7 VHN) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu (sırasıyla p=0,001*, p=0,000*). Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinin (Grup B₂, 60,30 VHN), Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerinden (Grup C₂, 74,7 VHN) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu (p=0,008*).

Çizelge 4.3. Ağartma yöntemlerine göre üst yüzey sertlik (VHN) değerleri

	Grup A (Kimyasal)	Grup B (Valo)	Grup C (Bluephase)	Kruskal Wallis (p)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)
%40HP (n=10)	A ₁ 40,04±12,02 ^{aA}	B ₁ 71,94±8,87 ^{aB}	C ₁ 101,94±23,10 ^{aC}	0.000	A ₁ - B ₁ 0,000*	A ₁ - C ₁ 0,000*	B ₁ - C ₁ 0,007*
%10 KP (n=10)	A ₂ 48,27±5,18 ^{bA}	B ₂ 60,28±4,68 ^{bB}	C ₂ 74,68±10,64 ^{bC}	0.000	A ₂ - B ₂ 0,001*	A ₂ - C ₂ 0,000*	B ₂ - C ₂ 0,008*
Mann Whitney U (p)	A ₁ - A ₂ 0.049*	B ₁ -B ₂ 0.002*	C ₁ -C ₂ 0.008*				

Sağdan sola farklı büyük harfler aynı ağartma ajanı uygulanmış olan farklı polimerizasyon yöntemleriyle hazırlanmış alt gruplar arasında Mann Whitney U testi sonuçlarına göre istatistiksel anlamlı farkı, yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler aynı grupta farklı ağartma ajanları uygulanmış alt gruplar arasında Mann Whitney U testi sonuçlarına göre istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir. İstatistiksel olarak anlamlı fark olan grupların (p) değerleri tabloda * ile işaretlendi (* p<0,05).

4.1.4. Ölçüm aralıklarında üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası yapılan üst yüzey mikro sertlik ölçümleri Friedman testi kullanılarak karşılaştırıldı. Ölçüm aralıklarının ikili karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. Alt grupların üst yüzey mikro sertlik değerleri, Friedman ve Wilcoxon test sonuçları Çizelge 4.4.'de verildi.

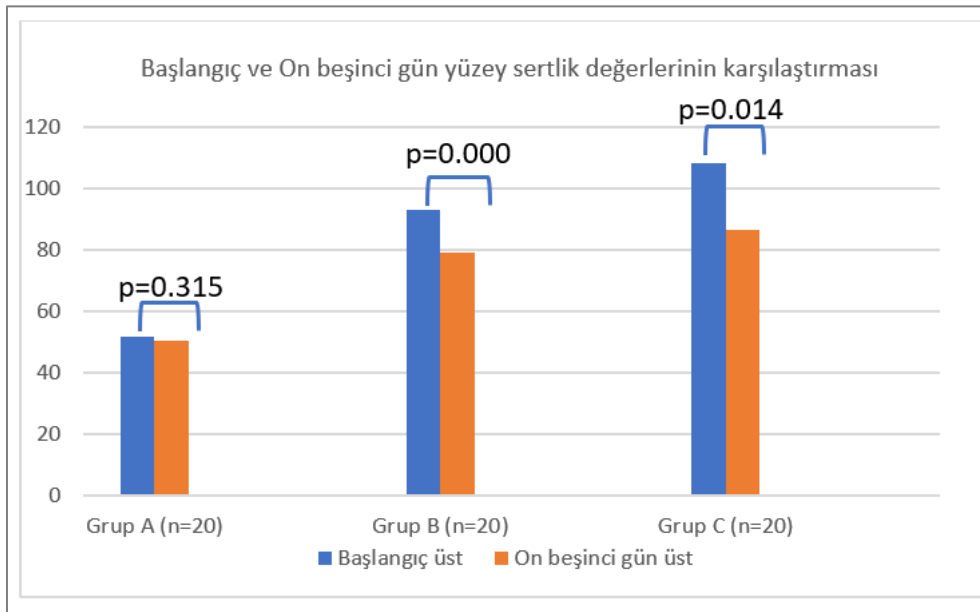
Çizelge 4.4. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik ortalama, standart sapma değerleri, Friedman ve Wilcoxon test sonuçları

Gruplar		Başlangıç	On beşinci gün	Ağartma Sonrası	Friedman (p)	Başlangıç-On beşinci gün Wilcoxon (p)	Başlangıç-Ağartma Sonrası Wilcoxon (p)	On beşinci gün-Ağartma Sonrası Wilcoxon (p)
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40 HP)	47,13±13,18	49,83±11,92	40,04±12,02	0,169	0.351	0,169	0,005*
	Grup A ₂ (%10 KP)	56,7±11,84	51,44±8,07	48,29±5,19	0,037		0,037*	0.093
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40 HP)	101,12±29,86	79,87±15,66	71,98±8,87	0,005*	0.014	0,005*	0,114
	Grup B ₂ (%10 KP)	85,32±22,09	78,55±30,38	60,33±4,68	0,007*		0,007*	0,028*
Grup C (Bluephase)	Grup C ₁ (%40 HP)	119,67±24,03	94,91±21,28	102,11±23,19	0,037*	0.000	0,037*	0,386
	Grup C ₂ (%10 KP)	97,44±11	78,76±16,39	74,7±10,63	0,005*		0,005*	0,169

(*) Friedman test sonuçlarına göre başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (*p<0,05).

Başlangıç ile on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Başlangıç üst yüzey sertlik değerleri ile on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik değerleri Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldığında, kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde (Grup A) on beşinci gün sonunda üst yüzey mikro sertlik değerlerinde meydana gelen azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p=0.351$) ancak Valo (Grup B) ve Bluephase 20 i (Grup C) ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerde on beşinci gün sonunda üst yüzey mikro sertlik değerlerinde meydana gelen azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (sırasıyla $p=0.000$ ve $p=0.014$) (Çizelge 4.4, Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç ve on beşinci gün üst yüzey mikro sertlik (VHN) değerleri ve Wilcoxon testi sonuçları

Başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması

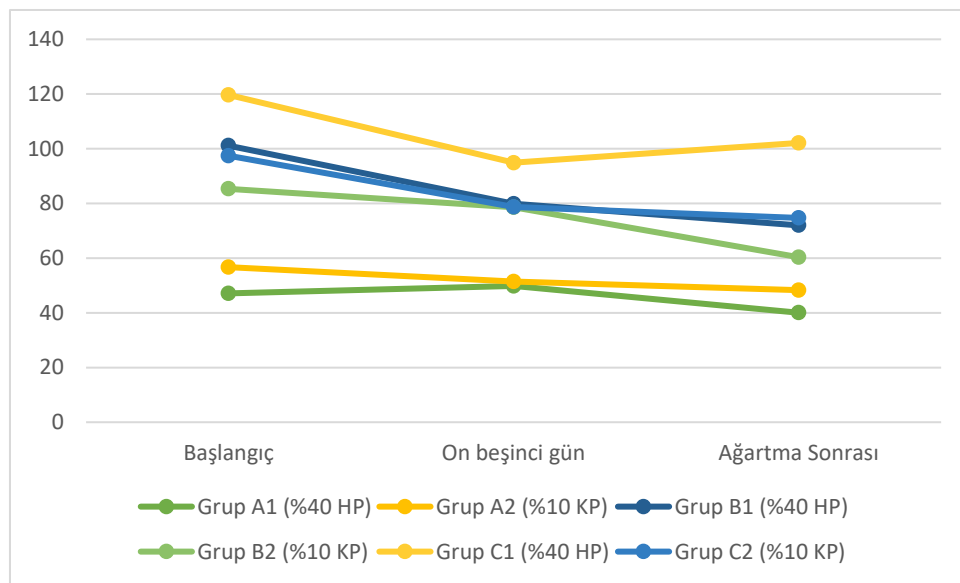
Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası yapılan üst yüzey mikro sertlik ölçümleri Friedman testi kullanılarak karşılaştırıldı.

Friedman test sonuçlarına göre kimyasal olarak polimerize edilen %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup A₁), Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup B₁), Bluephase 20i ışık cihazı

kullanılarak polimerize edilen %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup C₁), Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen %10 KP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup B₂), Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen %10 KP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (Grup C₂) başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey sertlik değerlerinde (VHN) anlamlı fark olduğu bulundu ($p<0,05$).

Kimyasal olarak polimerize edilen ve %10 KP ağartma ajanı uygulanan alt grubun (Grup A₂) başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p>0,05$).

Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Friedman test sonuçları Çizelge 4.4. ve Şekil 4.5.'de gösterildi.



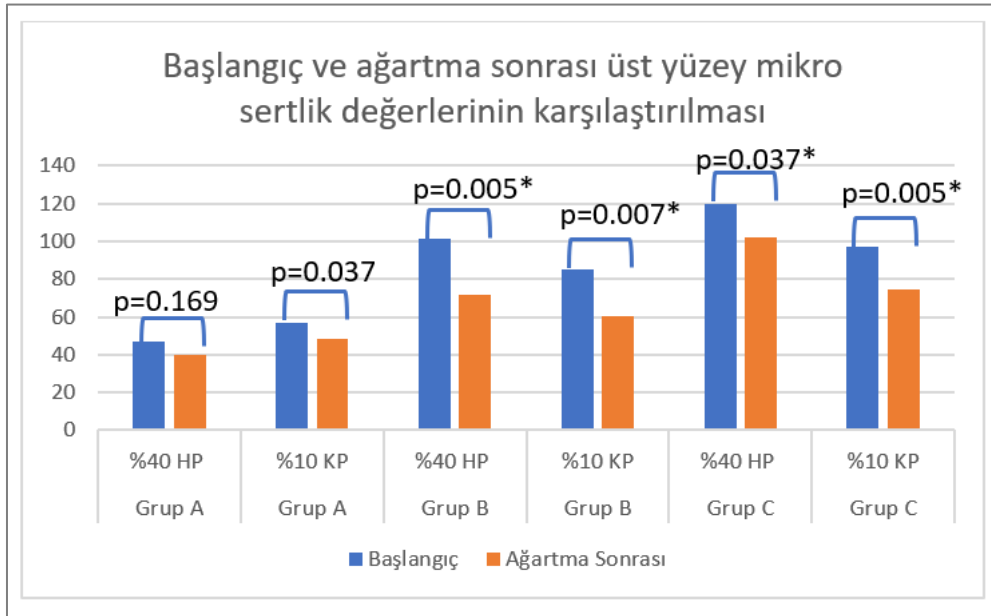
Şekil 4.6. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri grafikte gösterilmektedir

Başlangıç ile ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun üst yüzey mikro sertlik değerlerindeki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p=0,169$), Valo ışık cihazı ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplarda ağartma sonrasında gözlenen üst yüzey mikro sertlik

değerlerindeki azalmanın ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,005$, $p=0,037$).

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında alt grupların her birinde üst yüzey sertlik değerlerinde gözlemlenen azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (sırasıyla $p= 0,037$, $p= 0,007$, $p= 0,005$). Alt grupların başlangıç ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları Çizelge 4.4 ve Şekil 4.7.'da gösterildi.



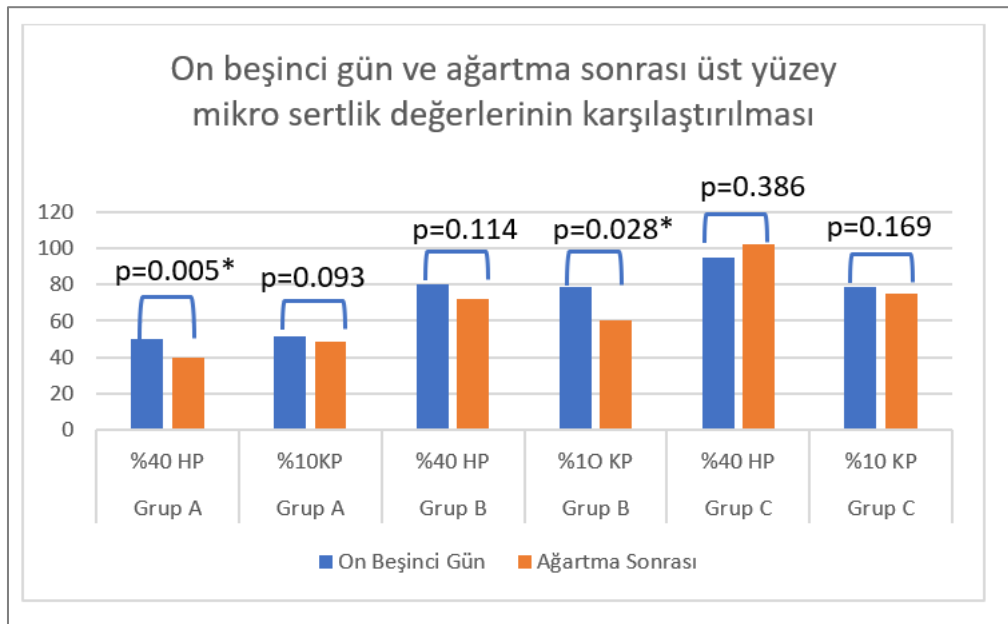
Şekil 4.7. Alt grupların başlangıç ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları

On beşinci gün ile ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun mikro sertlik değerlerindeki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p=0,005$), Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grupta ağartma sonrasında gözlenen üst yüzey mikro sertlik değerlerindeki azalmanın ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grupta

ağartma sonrasında gözlenen üst yüzey mikro sertlik değerlerindeki artışın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (sırasıyla $p=0,114$, $p=0,386$).

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldığında Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun mikro sertlik değerlerindeki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p=0,028$), Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak ve kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun ağartma sonrasında gözlenen üst yüzey mikro sertlik değerlerindeki azalmanın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (sırasıyla $p=0,169$, $p=0,093$). Alt grupların on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları Çizelge 4.4 ve Şekil 4.8’de gösterildi.



Şekil 4.8. Alt grupların on beşinci gün ve ağartma sonrası üst yüzey mikro sertlik değerleri ve Wilcoxon test sonuçları

4.2. Renk Bulguları

4.2.1. Başlangıç L^* a^* b^* değerleri karşılaştırmaları

Polimerizasyon yöntemlerine göre başlangıç L^* a^* ve b^* değerleri (ortalama $\pm$ standart sapma), Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi sonuçları Çizelge 4.5’ de verildi.

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç L^* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p= 0.014$). Mann Whitney U test ile yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup C) L^* değerlerinin, Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerden (Grup B) ($p= 0.026$) ve kimyasal olarak polimerize edilen örneklerden (Grup A) ($p= 0.007$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu. Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin L^* değerleri ile kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin L^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p= 0.402$).

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç a^* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p= 0.059$).

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin başlangıç b^* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.017$). Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup C) b^* değerlerinin, Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerden (Grup B) ($p= 0.006$) ve kimyasal olarak polimerize edilen örneklerden (Grup A) ($p=0.038$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu. Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin b^* değerleri ile kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.542$).

Çizelge 4.5. Başlangıç L*, a*, b* değerleri

Gruplar	Başlangıç L* Ort±ss	Başlangıç a* Ort±ss	Başlangıç b* Ort±ss
Grup A (Kimyasal)	75,96±2,84 ^a	-0,61±0,38 ^a	14,13±1,58 ^a
Grup B (Valo)	76,28±3,03 ^a	-0,40±0,22 ^b	13,74±1,44 ^a
Grup C (Bluephase)	78,22±2,02 ^b	-0,40±0,25 ^b	16,94±8,32 ^b
Kruskal-Wallis (p)	0,014	0,059	0,017
Mann-Whitney U Kimyasal-Bluephase	0,007	0,039	0,038
Mann-Whitney U Kimyasal-Valo	0,402	0,043	0,542
Mann-Whitney U Valo-Bluephase	0,026	0,774	0,006

Aynı sütunda bulunan yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler Mann Whitney U testi sonuçlarına göre gruplar arasındaki istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir.

4.2.2. On beşinci gün L* a* b* değerleri karşılaştırmaları

Polimerizasyon yöntemlerine göre on beşinci gün L* a* ve b* değerleri (ortalama, ± standart sapma), Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi sonuçları Çizelge 4.6' da verildi.

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün L* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p= 0.000). Mann Whitney U test ile yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup C) L* değerlerinin ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup B) L* değerlerinin, kimyasal olarak polimerize edilen örneklerden (Grup A) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu (p=0,000). Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin L* değerleri ile Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin L* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p= 0.850).

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün a* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p= 0.003). Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup C) ve Valo

ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup B) a^* değerlerinin, kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin a^* değerlerinden (Grup A) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,012$, $p=0,001$). Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin a^* değerleri ile Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin a^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,543$).

Polimerizasyon yöntemlerine göre örneklerin on beşinci gün b^* değerleri karşılaştırıldığında Kruskal Wallis test sonucuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). Mann Whitney U testi kullanılarak yapılan ikili karşılaştırmalarda Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup C) ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin (Grup B) b^* değerlerinin, kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin b^* değerlerinden (Grup A) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu bulundu ($p=0,000$). Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin b^* değerleri ile Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,096$).

Çizelge 4.6. On beşinci gün L^* a^* b^* değerleri

Gruplar	On beşinci gün L^* Ort $\pm$ ss	On beşinci gün a^* Ort $\pm$ ss	On beşinci gün b^* Ort $\pm$ ss
Grup A (Kimyasal)	58,26 $\pm$ 5 ^a	4,74 $\pm$ 2,57 ^a	31,25 $\pm$ 4,73 ^a
Grup B (Valo)	65,84 $\pm$ 3,95 ^b	2,54 $\pm$ 0,79 ^b	24,33 $\pm$ 2,84 ^b
Grup C (Bluephase)	65,44 $\pm$ 3,16 ^b	2,73 $\pm$ 1,14 ^b	25,97 $\pm$ 3,3 ^b
Kruskal-Wallis (p)	0,000	0,003	0,000
Mann-Whitney U Kimyasal-Bluephase	0,000	0,012	0,000
Mann-Whitney U Kimyasal-Valo	0,000	0,001	0,000
Mann-Whitney U Valo-Bluephase	0,850	0,543	0,096

Aynı sütunda bulunan yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler Mann Whitney U testi sonuçlarına göre gruplar arasındaki istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir.

4.2.3. Ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri karşılaştırmaları

Ağartma sonrasında 6 alt grubun L^* , a^* , b^* ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.7'de verilmiştir. Kruskal Wallis test sonuçlarına göre; 6 alt grup arasında L^* , a^* , b^* değerlerinin her birinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$).

Polimerizasyon yöntemine göre alt grupların ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt gruplar Mann Whitney U testi ile karşılaştırıldığında %40 HP ve %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların (Grup A₁, Grup A₂) ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu (sırasıyla $p = 0,880$, $p = 0,472$, $p = 0,070$).

Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplar Mann Whitney U testi ile karşılaştırıldığında %40 HP ve %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların (Grup B₁, Grup B₂) ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri arasında gözlenen farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (sırasıyla $p = 0,151$, $p = 0,495$, $p = 0,162$).

Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplar Mann Whitney U testi ile karşılaştırıldığında %40 HP ve %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların (Grup C₁, Grup C₂) ağartma sonrası L^* ve a^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı ancak b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (sırasıyla $p = 0,762$, $p = 0,362$, $p = 0,031^*$).

Ağartma ajanına göre alt grupların ağartma sonrası L^* a^* b^* değerleri karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun L^* değerlerinin (Grup A₁), Valo ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grupların (Grup B₁ ve Grup C₁) L^* değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu (sırasıyla $p = 0,002$, $p = 0,000^*$). Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup B₁) L^* değerleri ile Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup C₁) L^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p = 0,545$).

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların a^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,012$). Buna göre kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun (Grup A₁) Valo ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplara (Grup B₁, Grup C₁) göre daha kırmızı olduğu görüldü. Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun da Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruba göre daha kırmızı olduğu görüldü.

%40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (sırasıyla Grup A₁ ve Grup B₁ ($p=0,002$), Grup A₁ ve Grup C₁ ($p=0,000$), Grup B₁ ve Grup C₁ ($p=0,012$)). Buna göre kimyasal olarak polimerize edilen alt grup (Grup A₁) Valo ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplara (Grup B₁, Grup C₁) göre daha kırmızı olduğu görüldü. Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun da Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruba göre daha kırmızı olduğu görüldü.

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplar karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun L^* değerlerinin (Grup A₂) Valo ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grupların (Grup B₂ ve Grup C₂) L^* değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,001$). Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup B₂) L^* değerleri ile Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup C₂) L^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p=0,70$).

%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplar karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun a^* değerlerinin (Grup A₂) Valo ve Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grupların (Grup B₂ ve Grup C₂) a^* değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha kırmızı olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,009$, $p=0,006$). Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup B₂) a^* değerleri ile Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup C₂) a^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p=0,970$).

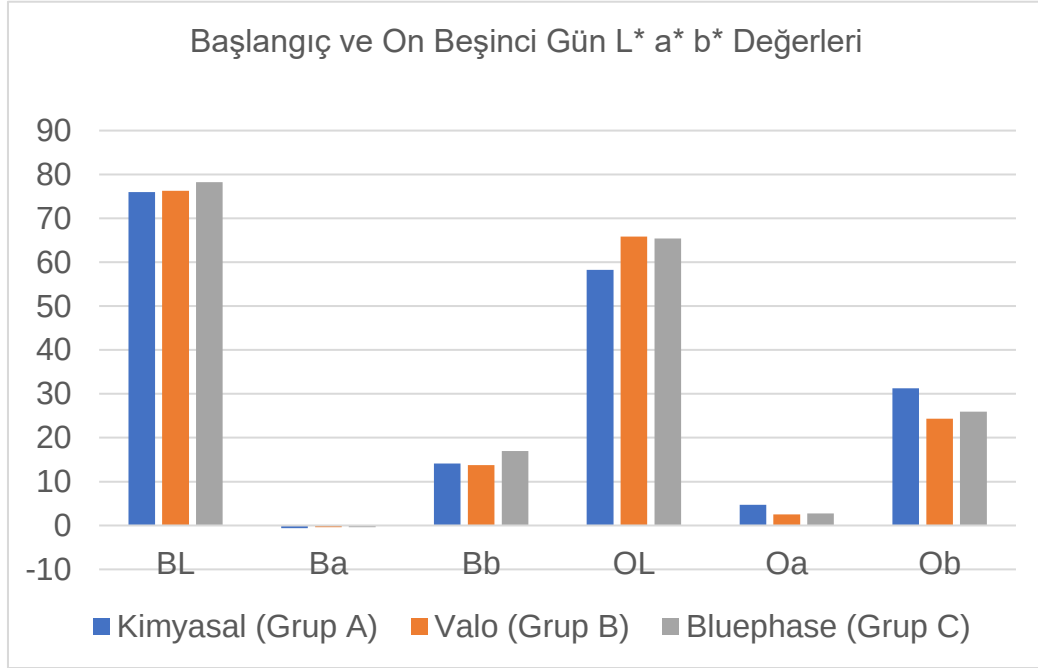
%10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplar karşılaştırıldığında kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun b^* değerlerinin (Grup A₂) Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup B₂) b^* değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha mavi olduğu bulundu ($p= 0,028$). Kimyasal olarak polimerize edilen alt grubun (Grup A₂) b^* değerleri ile Bluphase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup C₂) b^* değerleri arasında ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup B₂) b^* değerleri ile Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt grubun (Grup C₂) b^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu (sırasıyla $p= 0,151$, $p= 0,427$).

Çizelge 4.7. Ağartma sonrası alt grupların L* a* b* değerleri ve Mann Whitney U testi sonuçları

Gruplar		Ağartma sonrası L* Ort±ss	L* Mann Whitney U (p)	Ağartma sonrası a* Ort±ss	a* Mann Whitney U (p)	Ağartma sonrası b* Ort±ss	b* Mann Whitney U (p)
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40HP)	65,83±3,26	A ₁ -A ₂ 0,880	2,03±1,14	A ₁ -A ₂ 0,472	28,21±4,55	A ₁ -A ₂ 0,070
	Grup A ₂ (%10KP)	65,93±2,95		1,59±1,01		24,92±3,39	
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40HP)	72,41±3,68	B ₁ -B ₂ 0,151	0,75±0,38	B ₁ -B ₂ 0,495	17,73±2,27	B ₁ -B ₂ 0,162
	Grup B ₂ (%10KP)	73,97±1,59		0,53±0,56		20,59±4,14	
Grup C (Bluephase 20i)	Grup C ₁ (%40HP)	72,56±2,19	C ₁ -C ₂ 0,762	0,32±0,29	C ₁ -C ₂ 0,362	19,21±2,41	C ₁ -C ₂ 0,031*
	Grup C ₂ (%10KP)	72,39±1,97		0,5±0,41		22,21±3,65	
%40 HP Mann Whitney U (p)	A ₁ -B ₁	0,002*	A ₁ -B ₁	0,002*	A ₁ -B ₁	0,000*	
	A ₁ -C ₁	0,000*	A ₁ -C ₁	0,000*	A ₁ -C ₁	0,000*	
	B ₁ -C ₁	0,545	B ₁ -C ₁	0,012*	B ₁ -C ₁	0,226	
%10 KP Mann Whitney U (p)	A ₂ -B ₂	0,000*	A ₂ -B ₂	0,009*	A ₂ -B ₂	0,028*	
	A ₂ -C ₂	0,001*	A ₂ -C ₂	0,006*	A ₂ -C ₂	0,151	
	B ₂ -C ₂	0,070	B ₂ -C ₂	0,970	B ₂ -C ₂	0,427	

4.2.4. Başlangıç ve on beşinci gün renk koordinatlarının karşılaştırılması ve ΔE değerleri

Başlangıç ve on beşinci gün renk koordinatları ve değerleri Şekil 4.9'da gösterildi.



Şekil 4.9. Başlangıç ve on beşinci gün L^* a^* b^* değerleri

Başlangıç renk koordinatlarının on beş gün sonundaki renk koordinatları ile Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırılması sonucunda, on beş gün sonunda L^* değerlerinin tüm polimerizasyon gruplarında anlamlı düzeyde azaldığı ($p=0.000$), a^* değerlerinin anlamlı düzeyde yeşilden kırmızıya doğru kaydığı ($p=0.000$), b^* değerlerinin ise anlamlı düzeyde sarıya doğru arttığı bulundu ($p=0.000$) (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Başlangıç renk koordinatlarının on beş gün sonundaki renk koordinatlarıyla karşılaştırılması (Wilcoxon testi)

	Başlangıç L* - On beşinci gün L*	Başlangıç a* - On beşinci gün a*	Başlangıç b* - On beşinci gün b*
Grup A (Kimyasal) (n=20)	p=0,000	p=0,000	p=0,000
Grup B (Valo) (n=20)	p=0,000	p=0,000	p=0,000
Grup C (Bluephase) (n=20)	p=0,000	p=0,000	p=0,000

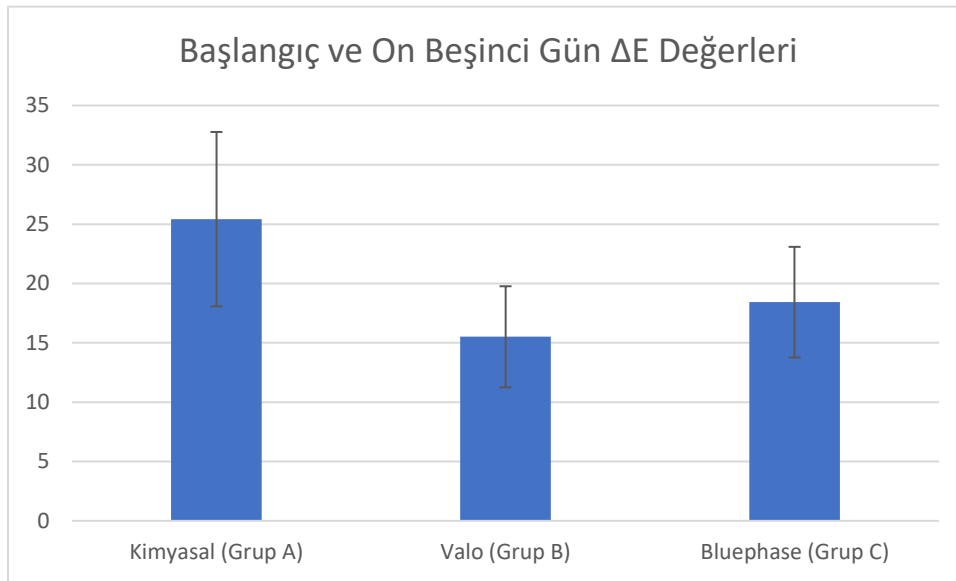
On beşinci gün renk koordinatları ve başlangıç renk koordinatları arasındaki renk farkı (ΔE_{OB})

On beşinci gün renk değerlerinin başlangıç renk değerleri ile kıyaslanması sonucu elde edilen ΔE değerleri (ΔE_{OB}) Çizelge 4.9 ve Şekil 4.10.'da verildi. En yüksek renk değişimi kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde ($\Delta E_{OB}= 25,42$), en düşük renk değişimi ise Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerde ($\Delta E_{OB}= 15,51$) görüldü. Polimerizasyon yöntemleri Kruskal Wallis testi ile karşılaştırıldığında ΔE değerleri yönünden anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0.000$). Kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin ΔE_{OB} değerlerinin Bluephase 20i ve Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerden istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,002$, $p=0,000$). Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin ΔE değerlerinin Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin ΔE değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu ($p=0,044$). Tüm gruplarda on beşinci gün sonunda kabul edilebilir eşik değerin çok üzerinde ΔE_{OB} değerleri bulundu.

Çizelge 4.9. Başlangıç ve on beşinci gün arasındaki renk farkı (ΔE_{OB}) değerleri

Gruplar	ΔE_{OB} Ort $\pm$ ss
Grup A (Kimyasal)	25,42 $\pm$ 7,35 ^a
Grup B (Valo)	15,51 $\pm$ 4,26 ^b
Grup C (Bluephase)	18,43 $\pm$ 4,66 ^c
Kruskal-Wallis (p)	0,000
Mann-Whitney U Kimyasal-Bluephase (p)	0,002
Mann-Whitney U Kimyasal-Valo (p)	0,000
Mann-Whitney U Valo-Bluephase (p)	0,044

Yukarıdan aşağıya farklı küçük harfler gruplar arasında istatistiksel anlamlı farkı göstermektedir.

Şekil 4.10. ΔE_{OB} değerleri grafikte gösterilmektedir

4.2.5. Ağartma sonrasında, başlangıç ve on beşinci güne göre renk koordinatlarındaki (L^* , a^* , b^*) değişim

L^* değerleri

Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası L^* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.10'da ve Şekil 4.11'de verildi. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası renk değerleri Friedman testi

kullanılarak karşılaştırıldı. Başlangıç L^* koordinatı ve ağartma sonrası L^* koordinatı arasındaki fark; on beşinci gün L^* koordinatı ve ağartma sonrası L^* koordinatı arasındaki fark Wilcoxon testi kullanılarak değerlendirildi.

L^* değerleri göz önüne alındığında çalışma gruplarının tümünde parlaklığın $OL^* < AL^* < BL^*$ şeklinde sıralandığı bulundu. Başlangıç parlaklığı on beş gün boyunca kahve solüsyonunda bekletme ile düşüş göstermiş, ağartma materyallerinin uygulanmasından sonra parlaklıktaki artışın başlangıç değerine ulaşamadığı gözlemlendi. Friedman test sonuçlarına göre L^* değerlerindeki düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p < 0,05$).

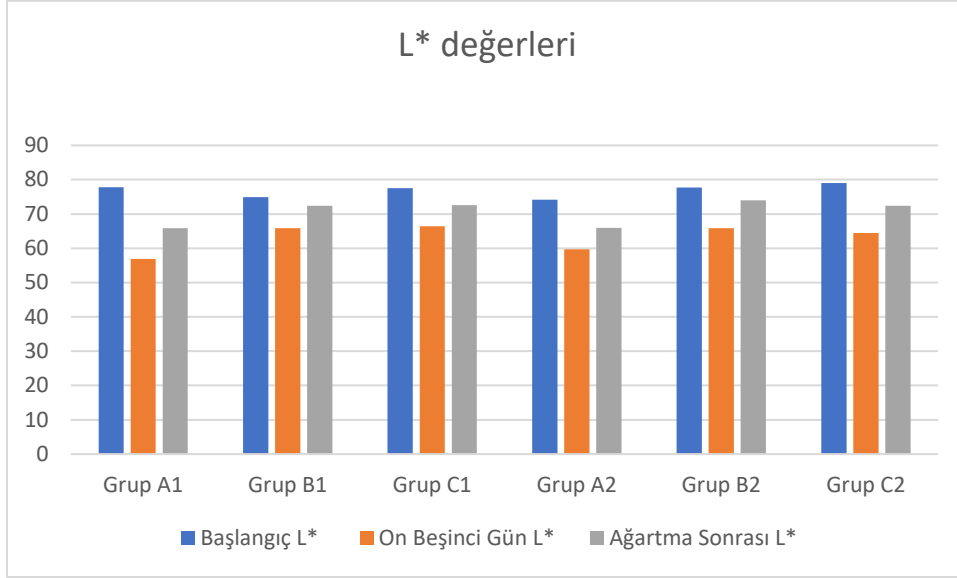
Ağartma ajanları uygulanan alt grupların L^* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların L^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p < 0,05$). %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde L^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu.

Kahve solüsyonunda on beş gün bekletildikten sonra ağartma ajanları uygulanan alt grupların L^* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₁, Grup B₁, Grup C₁) L^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p = 0,005$). %10 L^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin de istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p = 0,005$).

Çizelge 4.10. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası L* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları

Gruplar		Başlangıç L*	On beşinci gün L*	Ağartma sonrası L*	Friedman (p)	Wilcoxon (Başlangıç/ Ağartma sonrası) L*	Wilcoxon (On beşinci gün/ Ağartma sonrası) L*
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40 HP)	77,83±2,16	56,9±5,79	65,83±3,26	0,000*	0,005*	0,005*
	Grup A ₂ (%10 KP)	74,17±2,21	59,69±3,91	65,93±2,95	0,000*	0,037*	0,007*
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40 HP)	74,9±3,22	65,89±5,1	72,41±3,68	0,001*	0,005*	0,005*
	Grup B ₂ (%10 KP)	77,71±2,13	65,84±2,66	73,97±1,59	0,000*	0,005*	0,005*
Grup C (Bluephase 20i)	Grup C ₁ (%40 HP)	77,54±2,15	66,46±3,67	72,56±2,19	0,000*	0,009*	0,005*
	Grup C ₂ (%10 KP)	78,99±1,7	64,49±2,32	72,39±1,97	0,000*	0,005*	0,005*

(*) =(p<0,05)



Şekil 4.11. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası L* değerleri grafikte gösterilmektedir

a* değerleri

Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası a* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.11 ve Şekil 4.12’de verildi. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası renk değerleri Friedman testi kullanılarak karşılaştırıldı. Başlangıç a* koordinatı ve ağartma sonrası a* koordinatı arasındaki fark; on beşinci gün a* koordinatı ve ağartma sonrası a* koordinatı arasındaki fark Wilcoxon testi kullanılarak değerlendirildi.

a* değerleri göz önüne alındığında tüm gruplarda başlangıçta yeşile yakın olan a değerlerinin on beşinci günde kırmızıya doğru kaydığı bulundu. Ağartma sonrasında tüm gruplarda a değerlerinde kırmızılıkta azalma olduğu bulundu.

Friedman test sonuçlarına göre a* değerlerinde gözlenen değişikliğin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (*p<0,05).

Ağartma ajanları uygulanan alt grupların a* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların a* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (p<0,05). %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde a*

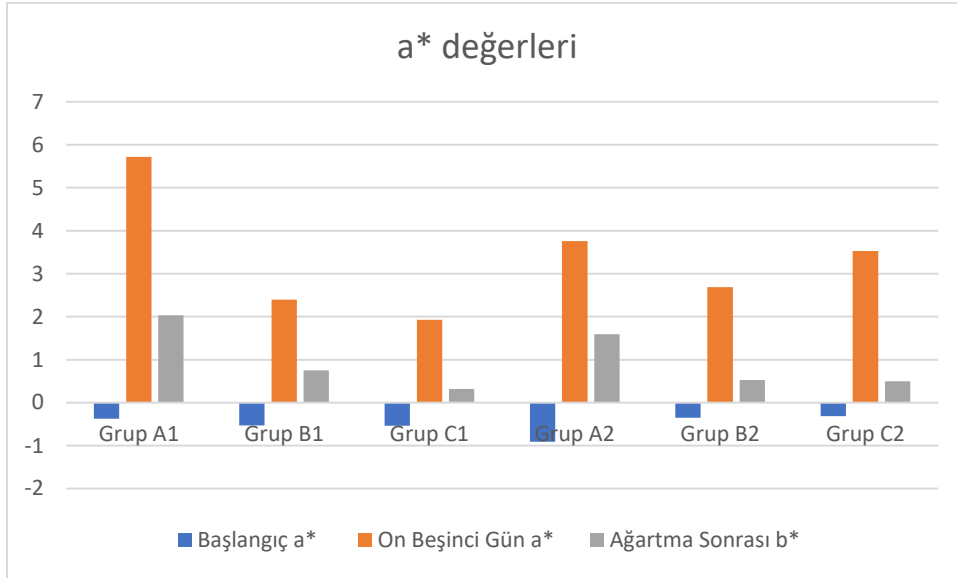
değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 4.11).

Kahve solüsyonunda on beş gün bekletildikten sonra ağartma ajanları uygulanan alt grupların a^* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₁, Grup B₁, Grup C₁) a^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p=0,005$). %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₂, Grup B₂, Grup C₂) a^* değerlerinde gözlenen değişikliklerin de istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p=0,005$) (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası a* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları

Gruplar		Başlangıç a*	On beşinci gün a*	Ağartma sonrası a*	Friedman (p)	Wilcoxon (Başlangıç/Ağartma sonrası) a*	Wilcoxon (On beşinci gün/Ağartma sonrası) a*
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40 HP)	5,72±2,93	2,03±1,14	15,23±1,32	0,005*	0,005*	0,005*
	Grup A ₂ (%10 KP)	3,76±1,83	1,59±1,01	13,08±1	0,037*	0,005*	0,005*
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40 HP)	2,4±0,78	0,75±0,38	13,44±1,3	0,005*	0,005*	0,005*
	Grup B ₂ (%10 KP)	2,69±0,83	0,53±0,56	14,09±1,59	0,005*	0,005*	0,005*
Grup C (Bluephase 20i)	Grup C ₁ (%40 HP)	1,93±1,01	0,32±0,29	17,82±11,99	0,009*	0,005*	0,005*
	Grup C ₂ (%10 KP)	-0,31±0,19	3,53±0,55	0,5±0,41	0,005*	0,005*	0,005*

(*) =(p<0,05)



Şekil 4.12. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası a* değerleri grafikte gösterilmektedir

b* değerleri

Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası b* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.12 ve Şekil 4.13’de verildi. Alt grupların başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası renk değerleri Friedman testi kullanılarak karşılaştırıldı. Başlangıç b* koordinatı ve ağartma sonrası b* koordinatı arasındaki fark; on beşinci gün b* koordinatı ve ağartma sonrası b* koordinatı arasındaki fark Wilcoxon testi kullanılarak değerlendirildi.

b* değerleri göz önüne alındığında başlangıç b* değerlerinin tüm gruplarda on beş gün kahve solüsyonunda bekletme sonucunda sarılık derecesinin arttığı bulundu. Sararan örneklerle ağartma protokolleri uygulandıktan sonra tüm gruplarda b* değerlerinde sarılık derecesinde azalma olduğu bulundu. Ancak ağartma uygulaması ile başlangıç b* değerlerine ulaşamadığı bulundu.

Friedman test sonuçlarına göre b* değerlerinde gözlenen değişikliğin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu (*p<0,05).

Ağartma ajanları uygulanan alt grupların b* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt gruplardan Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen Grup C₁’ in b* değerlerindeki artışın

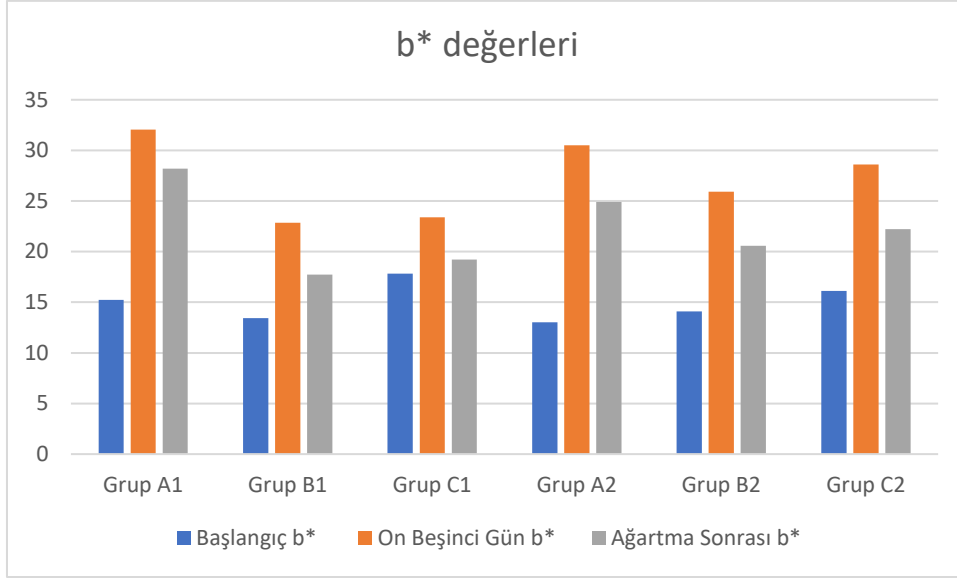
(sarılıktaki artış) istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p=0,074$), diğer alt grupların (Grup A₁ ve Grup B₁) b* değerlerinde gözlenen değişikliklerin ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p<0,05$). %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₂, Grup B₂, Grup C₂) b* değerlerinde gözlenen değişikliklerin ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 4.12).

Kahve solüsyonunda on beş gün bekletildikten sonra ağartma ajanları uygulanan alt grupların b* değerleri Wilcoxon testi ile karşılaştırıldığında %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₁, Grup B₁, Grup C₁) b* değerlerinde gözlenen değişikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p=0,005$). %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların hepsinde (Grup A₂, Grup B₂, Grup C₂) b* değerlerinde gözlenen değişikliklerin de istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p=0,005$) (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası b* koordinatının ortalama ve standart sapma değerleri ve Friedman test sonuçları tabloda gösterilmektedir

Gruplar		Başlangıç b*	On beşinci gün b*	Ağartma sonrası b*	Friedman (p)	Wilcoxon (Başlangıç/Ağartma sonrası) b*	Wilcoxon (On beşinci gün/Ağartma sonrası) b*
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40 HP)	15,23±1,32	32,05±5,28	28,21±4,55	0,000*	0,005*	0,005*
	Grup A ₂ (%10 KP)	13,08±1	30,49±4,25	24,92±3,39	0,000*	0,005*	0,005*
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40 HP)	13,44±1,3	22,84±1,65	17,73±2,27	0,000*	0,074	0,005*
	Grup B ₂ (%10 KP)	14,09±1,59	25,91±3,02	20,59±4,14	0,000*	0,005*	0,005*
Grup C (Bluephase)	Grup C ₁ (%40 HP)	17,82±11,99	23,4±2	19,21±2,41	0,001*	0,005*	0,005*
	Grup C ₂ (%10 KP)	16,13±1,06	28,61±1,92	22,21±3,65	0,000*	0,005*	0,005*

(*) =(p<0,05)



Şekil 4.13. Başlangıç on beşinci gün ve ağartma sonrası b* değerleri grafikte gösterilmektedir

Ağartma sonrası ve başlangıç renk koordinatları arasındaki (ΔE_{AB}) ve ağartma sonrası ve on beşinci gün renk koordinatları arasındaki (ΔE_{AO}) renk farkı

Alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç arasındaki renk farklarının (ΔE_{AB}) ve ağartma sonrası ve on beşinci gün arasındaki renk farklarının (ΔE_{AO}) ortalama ve standart sapma değerleri sırasıyla Çizelge 4.13, Çizelge 4.14 ve Şekil 4.14’de verildi.

Kruskal Wallis test sonuçlarına göre alt grupların ΔE_{AB} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Alt grupların ΔE_{AO} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Wilcoxon test sonuçlarına göre alt grupların hepsinde ΔE_{AB} ve ΔE_{AO} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,005^*$) (Çizelge 4.15).

Alt grupların ΔE_{AB} ve ΔE_{AO} değerleri incelendiğinde klinik olarak kabul edilebilir renk farkı değerinin ($\Delta E = 3,3$) çok üzerinde bir renk değişikliği olduğu gözlemlendi.

ΔE_{AB} göz önüne alındığında en düşük ΔE_{AB} değeri kimyasal olarak polimerize edilen ve %10KP içeren ağartma ajanı uygulanan Grup A₂ de, en yüksek ΔE_{AB} değeri

kimyasal olarak polimerize edilen %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan Grup A₁ 'de bulundu.

ΔE_{AO} göz önüne alındığında en düşük ΔE_{AO} değeri Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen ve % 40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan Grup C₁ 'de bulundu. En yüksek ΔE_{AO} değeri kimyasal olarak polimerize edilen %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan Grup A₁'de bulundu.

Çizelge 4.13. Alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç arasındaki renk farklarının (ΔE_{AB}) ortalama ve standart sapma değerleri tabloda gösterilmektedir

ΔE_{AB}	Grup A (Kimyasal)	Grup B (Valo)	Grup C (Bluephase 20i)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)
%40HP (n=10)	A ₁ 18,07±5,2	B ₁ 5,87±2,09	C ₁ 10,18±8,36	A ₁ - B ₁ 0,000*	A ₁ - C ₁ 0,004*	B ₁ - C ₁ 0,07
%10KP (n=10)	A ₂ 14,7±4,02	B ₂ 8,45±3,26	C ₂ 9,45±3,41	A ₂ - B ₂ 0,002*	A ₂ - C ₂ 0,01*	B ₂ - C ₂ 0,597
Mann Whitney U (p)	A ₁ - A ₂ 0,151	B ₁ -B ₂ 0,059	C ₁ -C ₂ 0,450			

(*)=(p<0,05).

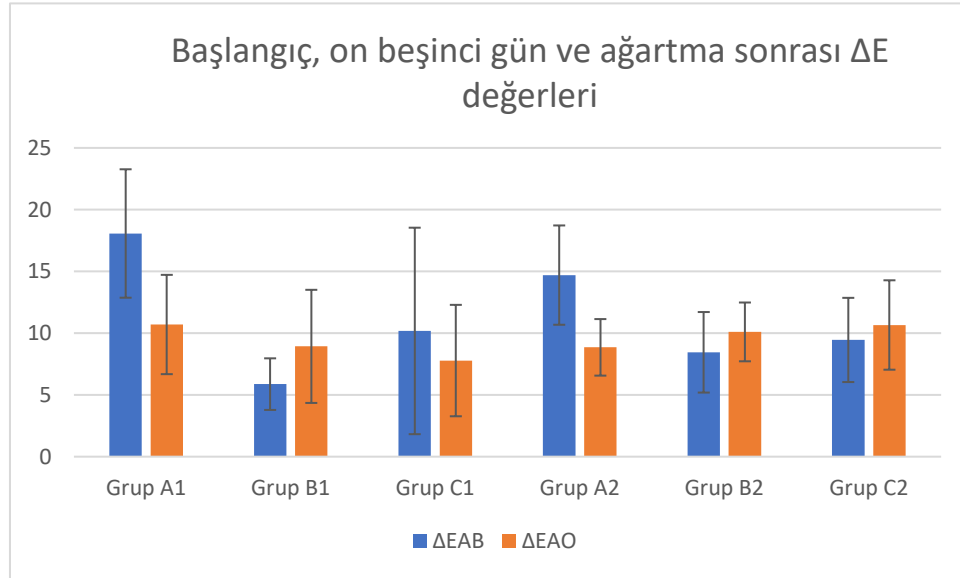
Çizelge 4.14. Alt grupların ağartma sonrası ve on beşinci gün arasındaki renk farklarının (ΔE_{AO}) ortalama ve standart sapma değerleri tabloda gösterilmektedir

ΔE_{AO}	Grup A (Kimyasal)	Grup B (Valo)	Grup C (Bluephase)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)	Mann Whitney U (p)
%40HP (n=10)	A ₁ 10,7±4,02	B ₁ 8,93±4,58	C ₁ 7,78±4,51	A ₁ - B ₁ 0,257	A ₁ - C ₁ 0,112	B ₁ - C ₁ 0,496
%10KP (n=10)	A ₂ 8,85±2,29	B ₂ 10,1±2,38	C ₂ 10,66±3,62	A ₂ - B ₂ 0,307	A ₂ - C ₂ 0,597	B ₂ - C ₂ 0,705
Mann Whitney U (p)	A ₁ - A ₂ 0,226	B ₁ -B ₂ 0,257	C ₁ -C ₂ 0,07			

(*)=(p<0,05).

Çizelge 4.15. Alt grupların ΔE_{AB} ve ΔE_{AO} değerlerinin Wilcoxon testi ile karşılaştırılması tabloda gösterilmektedir

Gruplar		ΔE_{AB} Ort $\pm$ ss	ΔE_{AO} Ort $\pm$ ss	Wilcoxon (p)
Grup A (Kimyasal)	Grup A ₁ (%40 HP)	18,07 $\pm$ 5,2	10,7 $\pm$ 4,02	0,000*
	Grup A ₂ (%10 KP)	14,7 $\pm$ 4,02	8,85 $\pm$ 2,29	0,000*
Grup B (Valo)	Grup B ₁ (%40 HP)	5,87 $\pm$ 2,09	8,93 $\pm$ 4,58	0,001*
	Grup B ₂ (%10 KP)	8,45 $\pm$ 3,26	10,1 $\pm$ 2,38	0,001*
Grup C (Bluephase)	Grup C ₁ (%40 HP)	10,18 $\pm$ 8,36	7,78 $\pm$ 4,51	0,001*
	Grup C ₂ (%10 KP)	9,45 $\pm$ 3,41	10,66 $\pm$ 3,62	0,001*



Şekil 4.14. Başlangıç, on beşinci gün ve ağartma sonrası ΔE değerleri grafikte gösterilmektedir

5. TARTIŞMA

Kompozit rezin restoratif materyaller geniş bir endikasyon alanına sahip olmalarına karşın, klinik uygulamaları hassasiyet gerektirmektedir. Teknik hassasiyetin sağlanması için yalnızca adeziv sistemin doğru seçilip uygulanmasının yeterli olmadığı, kompozit rezinin kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilmesi gerektiği literatürde bildirilmiştir. Işık ile polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için 2 mm'lik bu sınırlı kalınlığın aşılması gerekmektedir (Van Dijken ve Pallesen, 2016). Derin kavitelerde tabakalama tekniğinin uygulanması tedavi süresini uzatmakta, tabakalar arasında kontaminasyon oluşumu riskini arttırmakta ve hava boşluklarının kalmasına yol açabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı klinik olarak kısa sürede ve kolay uygulanabilir olan bulk-fill kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Bulk-fill kompozit rezinler 4 mm kalınlığında kütsel olarak kaviteye yerleştirilip ışık ile tek seferde polimerize edilebilmektedir. Genel olarak bulk-fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlere göre daha az miktarda doldurucu veya daha fazla birleşik doldurucu partikül içeriği ile doldurucu matris ara yüzünde ışık saçılımını azaltan ve daha fazla ışığın daha derine ulaşmasını sağlayan daha translüsent bir yapıdadırlar. Kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan geleneksel fotobaşlatıcı sistemler 2 mm'den daha kalın tabakalarda polimerizasyon için yetersiz kalacağından bulk-fill kompozit rezinlere farklı fotobaşlatıcılar eklenmiştir. Bazı bulk-fill kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan bir fotobaşlatıcı olan germanyum bazlı Ivocerin®, klasik fotobaşlatıcılardan farklı olarak daha düşük ışık yoğunluğunda ve daha kısa sürede polimerizasyon sağlayabilmektedir (P. Mazumdar, A. Das ve U. K. Das, 2019; R. S. Oltramare, R. Odermatt, P. Burrer, T. Attin ve T. T. Tauböck, 2021; Rueggeberg ve Craig, 1988).

Cention N, Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sürülen VITA skalasına göre A2 renk tonunda, radyopak, flor, kalsiyum ve hidroksil iyonları salımı yapabilen, antikaryojenik özellikte bulk-fill kompozit restoratif materyaldir ve kompozit rezinlerin yeni bir alt grubu olarak belirtilen 'alkazitler' sınıfına dahildir. Cention N, cam iyonomer simanlar gibi biyoaktif özellik gösterir. İçeriğindeki iyon salabilen alkali doldurucular ile asitleri nötralize ederek demineralizasyonun önlenmesi için geliştirilmiştir, süt ve daimî dişlerin Sınıf I, II ve V kavitelerinde kullanılabilir (P. Mazumdar ve diğerleri, 2019). Üretici firma tarafından ışık ile (light cure) ve kimyasal

yolla (self cure) polimerize olabileceği bildirilen Cention N'in derin kavitelere güvenle kullanılabileceği de belirtilmiştir. Işık ile polimerizasyon için Cention N'in likit içeriğinde dibenzoil germanyum türevi olan aminsiz Norrish Tip I fotobaşlatıcı "Ivocerin®" ve "açıl fosfin oksit" bulunmaktadır. Işık ile polimerizasyon için 400-500 nm dalga boyu aralığında mavi ışık kullanılır (Jayaraj ve diğerleri, 2018).

Bu tez çalışmasında kimyasal olarak ve farklı ışık cihazları kullanılarak polimerize edilen ve on beş gün boyunca kahve solüsyonunda renklendirilen Cention N'in iki farklı ağartma protokolü kullanılarak ağartılmasının, materyalin yüzey mikro sertliği ve renk değişimi üzerine etkisi incelendi.

Kompozit rezinler için polimerizasyon reaksiyonu 24 saat boyunca devam ettiğinden hazırlanan örnekler önceki çalışmalarda da bildirildiği gibi bu tez çalışmasında da 24 saat süreyle distile su dolu kaplarda 37 °C'lik etüvde karanlık ortamda bekletildi, başlangıç yüzey mikro sertlik ve renk ölçümleri bu sürenin sonunda gerçekleştirildi (de Lange, Bausch ve Davidson, 1980; Mohamad, Young, Mann ve Watts, 2007).

Sertlik, materyal üzerinde kalıcı girinti oluşumuna karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Restoratif materyallerin sertliğinin belirlenmesinde direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır (Ferracane, 1985; Leprince, Devaux, Mullier, Vreven ve Leloup, 2010). Bu tez çalışmasında örneklerin üst ve alt yüzey mikro sertlik ölçümleri, kompozit rezin örnekleri için yaygın olarak kullanılan ve güvenilir sonuçlar veren Vickers mikro sertlik ölçüm yöntemi ile gerçekleştirildi. Vickers ölçüm yönteminde, yüzeyleri arasında 136° açı olan elmas piramit ucun materyal üzerinde oluşturduğu iz ölçülmektedir ve ucun rezin matrikse ya da doldurucu üzerine gelmesi ile elde edilen değerlerde önemli değişiklikler olabilmektedir (Santini, Gallegos ve Felix, 2013). Bu yüzden, örneklerin VHN değerleri belirlenirken yüzeyden en az üç ölçüm yapılması ve bu değerlerin ortalamasının alınması gerekmektedir (Ersu, Hannak, ve Freesmeyer, 2007). Bu nedenle, tez çalışmamızda, örneklerin başlangıç sertlik ölçümlerinde hem üst hem de alt yüzeylerinden, diğer ölçüm aralıklarında örneklerin üst yüzeylerinden örnek kenarlarına ve birbirlerine uzaklıkları en az 100 µm olacak şekilde üçer ölçüm yapıldı. Literatürde kompozit rezin materyallerin Vickers mikro sertlik değerlerinin belirlenmesinde 50-300 gr arasında farklı yükler ve 10-30 sn arasında farklı süreler kullanılmıştır (M. Bahari, M. A. Kahnamoui, M.

E. E. Chaharom, S. Kimyai ve Z. Sattari, 2021; Mandikos, McGivney, Davis, Bush ve Carter, 2001; Ruengrungsom, Burrow, Parashos ve Palamara, 2020; Safy ve Aboalazm, 2021). Bu tez çalışmasında yüzey mikro sertlik ölçümleri için kullanacağımız yük ve süre değerleri, yaptığımız ön çalışmada köşegenlerin net olarak izlendiği 10 sn süreyle, 50 gr (490.3 mN) yük uygulanacak şekilde belirlendi.

Tez çalışmamızda üst yüzey sertlik değerlerini kullanılan polimerizasyon yöntemlerine göre değerlendirdiğimizde, polimerizasyon yöntemleri arasında anlamlı farklılıklar olduğu gözlemlendi. Başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri ışık ile polimerize edilen örneklerde kimyasal olarak polimerize edilen örneklerden anlamlı derecede yüksek bulunmuş olup, farklı polimerizasyon yöntemlerinin Cention N'in yüzey mikro sertliği üzerine etkisi olmayacağı yönünde olan birinci sıfır hipotezi reddedildi.

Üretici firma Cention N'in kimyasal olarak polimerize edildikten sonraki Vickers sertlik değerlerinin ışık ile polimerizasyonundan sonraki Vickers sertlik değerlerine yakın olduğunu, bununla birlikte ışık ile polimerizasyonun materyalin yüzey sertlik değerini arttırma eğilimde olduğunu bildirmiş, polimerizasyon yöntemleri arasındaki bu farkın Cention N'in el ile karıştırılması sırasında oluşabilecek hava kabarcıklarının sertlik ölçüm testi sırasında farklı değerler elde edilmesine neden olabileceği şeklinde açıklamıştır (Jayaraj ve diğerleri, 2018). Toz ve likit formundaki kimyasal polimerize olabilen kompozit rezinler genellikle ağırlıkça %70- %80 konsantrasyonda düzensiz şekilli ve makro boyutlu (100µm çapında) kuvars, borosilikat, seramik veya cam parçacıkları içeren rezin matriksten oluşurlar. Elle karıştırılma sırasında bileşimlerdeki monomerlerin, pat konsantrasyonunda karıştırma hatalarına ve polimerde hava kabarcıklarının birikmesine neden olarak final restorasyonun mikro mekanik özelliklerinde zayıflamaya neden olabildiği önceki çalışmalarda belirtilmiştir (J. Thadathil Varghese, R. Raju, P. Farrar, L. Prentice ve B. Prusty, 2023). Bizim çalışmamızda kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerleri her iki ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinden anlamlı düzeyde düşük bulundu. Çalışmamızda ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örnekler de, kimyasal yolla polimerize olan örnekler de toz ve likit el ile karıştırılarak hazırlandığından, bu gruplar arasındaki mikro sertlik değerlerindeki farkın, üretici

firmanın belirttiği gibi yalnızca örneklerin hazırlanma şekline bağlı olduğunu söylemek yanlış olacaktır. Bahari ve arkadaşları, Cention N'in 1000 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip LED ışık cihazı kullanılarak ve kimyasal olarak polimerize edildikten sonraki Vickers mikro sertlik değerlerini ve bükülme dayanımını inceledikleri çalışmalarında, bizim çalışmamızın bulgularına benzer şekilde kimyasal olarak polimerize edilen örneklerin mikro sertliğinin, ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir (M. Bahari ve diğerleri, 2021). Varghese ve arkadaşlarının kimyasal yolla polimerize olan (self-cure) ve ışık ile polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini karşılaştırmalı olarak analiz ettikleri çalışmalarında 1500 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip LED ışık ile polimerize ederek hazırladıkları Cention N örneklerinin mikro sertlik ölçümlerini 5sn boyunca 500gr yük uygulayarak gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda Cention N örneklerinde diğer kompozit rezin örneklerinden daha yüksek olan 65 VHN sertlik değerinin ölçülmesinin, alkazit materyalin tozunda bulunan 'izofiller' adı verilen nanopartikül boyutundaki doldurucu türünden kaynaklanıyor olabileceğini bildirmişlerdir (J. Thadathil Varghese, R. Raju, P. Farrar, L. Prentice ve B. G. Prusty, 2023). Bu tez çalışmasında farklı yöntemlerle polimerize edilmiş olan Cention N örneklerinin üst yüzey mikro sertlik değerleri 51,88 VHN- 108,28 VHN arasında bulundu. Çalışmamızda kullandığımız ışık cihazları arasında en yüksek güç yoğunluğuna sahip Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen grubun üst yüzey sertlik değeri (108,28 VHN) Varghese ve arkadaşlarının bulgularından çok daha yüksektir. Ayrıca bu çalışmada Varghese ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak Cention N alkazit restoratif materyalin yüzey sertlik değeri diğer restoratif materyallerle karşılaştırılmadı. İleride yapılacak olan çalışmalarda Cention N alkazit restoratif materyalin sertlik değerinin farklı özelliklerde, diş renginde restoratif materyallerle karşılaştırmalı olarak incelenmesinin faydalı olacağını düşünüyoruz.

İlie, Cention N'in LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmesinin, materyalin polimerizasyon kinetiği, dönüşüm derecesi ve mekanik özellikleri üzerine etkisini incelediği çalışmasında, polimerizasyon yönteminin Cention N'in polimerizasyon kinetiği ve dönüşüm derecesi oranları üzerinde yalnızca polimerizasyonun ilk 11 dakikasında önemli etkileri olduğunu bildirmiştir. Kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde toz ve likit tamamen karıştırıldıktan sonra C=C çift bağ dönüşümünün

yavaş başladığını ancak 11. dakikada pik noktasına ulaştığını belirtmiştir. Işık cihazı kullanımının kimyasal olarak polimerizasyona göre final materyalin mikro mekanik özelliklerini etkilemediğini, ışık cihazı kullanılmasının alkazit materyalin polimerizasyonunu hızlandırdığını böylece çalışma süresini kısaltarak klinik uygulamalarda avantaj sağlayabileceğini bildirmiştir (N. Ilie, 2018). Bu tez çalışmasında, hem kimyasal olarak polimerize olan hem de ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örnekler, polimerizasyondan sonra 24 saat süreyle distile su içerisinde bekletildi. Buna rağmen örneklerin mikro sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar gözlemlendi.

Çalışmamızda kullandığımız Bluephase 20i ve Valo ışık cihazları üçüncü jenerasyon LED ışık cihazlarıdır. Bluephase 20i, 410 nm (mor) ve 470 nm (mavi) yakınlarında pik yapan spektral emisyonlara, Valo ise 410 nm (mor) ve 459 nm (mavi) spektral emisyonlara sahiptir (Price ve diğerleri, 2014). Her iki ışık cihazının dalga boyları, Cention N'de bulunan fotobaşlatıcıların pik abzorbanları ile uyumludur (N. Ilie, 2018). Buna rağmen çalışmamızda örnek grupları arasındaki üst yüzey mikro sertlik değerleri arasında farklılıklar gözlemlendi. Başlangıç üst yüzey mikro sertlik değerlerini göz önüne aldığımızda Bluephase 20i ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinin Valo ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğunu gözlemledik. Önceki çalışmalarda üçüncü jenerasyon LED ışık cihazlarının uçlarında ışık yayan diyetlerin dağılımının eşit olmamasının cihazın ucunda farklı bölgelerde farklı dalga boylarında ışık emisyonuna sebep olduğu ve bu nedenle bu tür ışık cihazları kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerin yüzeylerinde ve kompozit kütlesi boyunca daha derin tabakalarda homojen olmayan bir polimerizasyonun gerçekleşebileceği bildirilmiştir (Michaud, Price, Labrie, Rueggeberg ve Sullivan, 2014; Price ve diğerleri, 2014; Shimokawa, Turbino, Giannini, Braga, ve Price, 2018). Çalışmamızda kullandığımız üçüncü jenerasyon LED ışık cihazlarının ışık uygulama uç çaplarındaki farklılık ve farklı emisyon dağılımlarına sahip olmalarının ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen gruplar arasında gözlemlenen üst yüzey mikro sertlik değerlerindeki farklılıklara neden olduğunu düşünüyoruz.

Yeterli polimerizasyon kompozit rezinlerin içeriğindeki monomerlerin en fazla miktarda polimere dönüşmesi ile sağlanmaktadır. Daha önce yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerin yüzey mikro sertlik değerleri ile polimerizasyon için kullanılan ışık enerjisi arasında doğrusal ilişki olduğu bildirilmiştir (Davidson ve de Gee, 2000). Tez çalışmamızda da daha yüksek güç yoğunluğuna sahip Bluephase 20i (1336 mW/cm²) ışık cihazının, daha düşük güç yoğunluğuna sahip olan Valo (886 mW/cm²) ışık cihazına göre üst yüzey mikro sertlik değerlerini anlamlı şekilde arttırdığı bulundu.

Bu tez çalışmasında örneklerin alt yüzey mikro sertlik değerleri yalnızca başlangıç ölçümlerinde değerlendirildi. Alt yüzey mikro sertlik değerleri incelendiğinde, polimerizasyon yönteminden bağımsız olarak tüm gruplarda alt yüzey mikro sertlik değerlerinin üst yüzey mikro sertlik değerlerinden daha düşük olduğu bulundu. Farklı polimerizasyon yöntemlerine göre oluşturduğumuz gruplarda başlangıç alt yüzey mikro sertlik değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi. ISO standartlarına göre dental kompozit rezinler için belirlenen en düşük mikro sertlik değeri 40 VHN olarak bildirilmiştir (J. Thadathil Varghese ve diğerleri, 2023). Çalışmamızdaki tüm gruplarının başlangıç üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri belirlenen bu sınır değerinin üzerindedir. En yüksek alt yüzey mikro sertlik değeri Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerde, en düşük alt yüzey mikro sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen örneklerde bulundu. Çalışmamızda ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen her iki grubun, alt yüzey mikrosertlik değerleri üst yüzey mikro sertlik değerlerine benzer şekilde, kimyasal olarak polimerize edilen gruba göre anlamlı düzeyde yüksek bulundu. Bu bulgulardan yola çıkarak, Cention N'in üreticinin önerdiği şekilde kimyasal olarak polimerize edilmesinin, materyalin mekanik özelliklerini ve materyalin klinik sağkalım süresini olumsuz yönde etkileyebileceğini düşünüyoruz.

Kompozit rezinin saydamlığı, türü ve rengi ile içeriğindeki foto başlatıcıların türüne bağlı olarak alt tabaklara iletilen ışık enerjisi değişmektedir (Nicoleta Ilie, 2018). Işık ile polimerize edilen kompozit rezinlerde artan tabaka kalınlığına bağlı olarak ışığın iletimi azalmaktadır. Bu durum ışığın yeterince ulaşmadığı restorasyonun alt tabakalarının üst tabakalara göre daha az polimerize olmasına yani polimerizasyon derinliğinin azalmasına sebep olmaktadır (de Lange ve diğerleri, 1980). Saati ve

arkadaşları iki farklı bulk-fill ve bir geleneksel kompozit rezinin yüzey mikro sertlik değerlerini Vickers testi kullanarak inceledikleri çalışmalarında 0.1 mm tabaka kalınlığından 5mm tabaka kalınlığına kadar ölçülen mikro sertlik değerlerinde düşüş olduğunu gözlemlemişlerdir (Saati, Khansari, Mahdisiar ve Valizadeh, 2022).

Kompozit rezinlerin ideal fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olabilmesi için, alt yüzey/üst yüzey sertlik oranının minimum %80 olması polimerizasyon derinliğinin yeterince sağlandığının göstergesi olarak kabul edilmektedir (Yoon ve diğerleri, 2002). Bu tez çalışmasında, örneklerin alt/üst yüzey sertlik oranları hesapladığında, her iki ışık cihazı kullanarak polimerize edilen örneklerin literatürde belirtilen sınır değer %80'in altında olduğu bulunmuştur. Yapılan bazı çalışmalarda yüzey mikro sertlik oranlarının tek başına kullanılmasının yanıltıcı olabileceği, ışık cihazlarının etkinlikleri değerlendirilirken bu değerlerin alt ve üst yüzey mikro sertlik değerleriyle birlikte değerlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (Alkan, Arisu ve Dalkılıç, 2020; DeWald ve Ferracane, 1987; Nakfoor, Yaman, Dennison ve Herrero, 2005). LED ışık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada hem alt hem de üst yüzeyde yetersiz polimerizasyon görülmesine karşın, alt/üst yüzey sertlik oranları dikkate alındığında bazı gruplarda yanıltıcı sonuçların ortaya çıkabileceği bildirilmiştir (Nakfoor ve diğerleri, 2005). Benzer şekilde Alkan ve arkadaşları, üç farklı ışık cihazı ile polimerize edilen bulk-fill kompozitlerde tabaka kalınlığındaki artışın mikro sertlik üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında hem üst hem de alt yüzeyde yetersiz polimerizasyon ve düşük mikrosertlik değerleri elde edilmesine rağmen, bu değerler oranlandığında alt/üst yüzey mikro sertlik oranları yüksekmiş gibi yorumlanarak yanıltıcı sonuçlar elde edilmesine sebep olacağını belirtmişlerdir (Alkan ve diğerleri, 2020). Bu tez çalışmasında da üst ve alt yüzey mikro sertlik değerleri diğer gruplara göre en düşük bulunmuş olmasına rağmen, en yüksek alt/üst yüzey mikro sertlik oranı (%82) kimyasal olarak polimerize edilen grupta gözlemlendi. Bu bulgulardan yola çıkarak materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına alt/üst yüzey sertlik oranının değerlendirilmesinin yanıltıcı olacağı, bu değerlendirmeler yapılırken materyallerin üst ve alt yüzey sertlik değerlerinin de mutlaka göz önünde bulundurulması gerektiği söylenebilir.

Renk kararlılığı, diş rengindeki restoratif materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesinde göz önünde bulundurulacak bir diğer kriterdir. Restorasyonlarda

zamanla oluşabilecek renklenmeler dışsal veya içsel etkenlerden kaynaklanabilmektedir. Dışsal etkenler sık tüketilen renklendirici gıda ve benzeri ürünlerin adsorpsiyonundan veya absorpsiyonundan, içsel etkenler ise yetersiz polimerizasyon, su emilimi, doldurucu tipi ve miktarı, foto başlatıcı tipi, enerji kaynaklarına maruz kalma, yüzey pürüzlülüğü gibi restoratif materyalin yapısal ve fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir (Menon, Ganapathy ve Mallikarjuna, 2019).

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda, kompozit rezin restoratif materyallerin renk kararlılığının değerlendirilmesinde su, şarap, detox ve sporcu içecekleri, çay ve kahve gibi sık tüketilen içecekler kullanılmıştır (Ardu, Duc, Di Bella, Krejci ve Daher, 2018; Bahbishi, Mzain, Badeeb ve Nassar, 2020). Kahve ve çay en çok tüketilen içeceklerdir. Yapılan çalışmaların sonucunda en fazla renklenmeye sebep olan içeceğin kahve olduğu bildirilmiştir (Aksoy Vaizoğlu, Ulusoy, ve Güleç Alagöz, 2023; Al-Angari, Eckert ve Sabrah, 2021; Ardu ve diğerleri, 2018). Bu nedenle tez çalışmamızda örneklerin renklendirilmesi için kahve solüsyonu kullanmayı tercih ettik.

Kompozit rezinlerin kahve solüsyonunda bekletilerek renk kararlılığının incelendiği önceki çalışmalarda pek çok farklı bekletme süresi uygulanmıştır. Yazkan ve arkadaşlarının yaptığı benzer bir çalışmadan yola çıkarak yaptığımız hesaplama göre 15 gün 24 saat kahve solüsyonunda bekletme 1 yıllık kahve tüketimine denk gelmektedir (Yazkan, Celik ve Recen, 2021). Çalışmamızda tüm örnekler başlangıç mikrosertlik ve renk ölçümleri yapıldıktan sonra her gün yenilenerek değiştirilen taze kahve solüsyonunda 15 gün boyunca, 24 saat bekletilerek renklendirildi.

Yaşlandırma ya da renklendirme amacıyla kullanılan bekletme solüsyonlarının restoratif materyallerin mekanik özellikleri üzerinde farklı etkileri olabilmektedir. Barve ve arkadaşları yaptıkları renklendirme çalışmalarında, sık tüketilen renklendirici içeceklerin, iki farklı kompozit rezinin mikrosertliği ve renk kararlılığı üzerine etkilerini incelemişler, çay, kahve ve kola içerisinde beklettikleri kompozit rezin örneklerinin mikrosertliğinde istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma gözlemlendiğini, sertlikteki bu azalmanın, kompozit rezinlerin içeriğindeki doldurucu partiküllerde ve silan bağlayıcı ajandaki içsel bozulmadan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (Barve ve diğerleri, 2021). Yanıkoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları

benzer bir çalışmada da çay, kahve ve kola içerisinde bekletilen kompozit rezin örneklerinin mikrosertlik değerlerinde distile suda bekletilen örneklere kıyasla azalma gözlemlendiği bildirilmiştir (Yanikoğlu, Duymuş ve Yılmaz, 2009).

Önceki çalışmaların sonuçlarına benzer olarak bizim çalışmamızda da on beş gün boyunca kahve solüsyonunda bekletilen tüm grupların üst yüzey mikrosertlik değerlerinde başlangıç mikrosertlik değerlerine göre azalma olduğu görüldü. Mikro sertlikte gözlenen bu azalmanın kimyasal olarak polimerize edilen grupta anlamlı olmadığı, ancak Bluephase 20i ve Valo ışık cihazları ile polimerize edilen gruplarda başlangıca kıyasla on beşinci gün sonunda üst yüzey sertlik değerlerinde meydana gelen azalmanın anlamlı olduğu bulundu. Çalışmamızda başlangıç sertlik değerlerini dikkate aldığımızda kimyasal olarak polimerize edilen örneklerdeki polimer miktarının, ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen örneklerdeki polimer miktarından önemli düzeyde düşük olduğu ve on beşinci günün sonunda örnek gruplarında bozulmaya uğrayan polimer miktarlarının göreceli olarak kimyasal gruptaki örneklerin kahve solüsyonunda bekletmeden daha az etkilenmiş gibi algılanmasına neden olabileceğini düşünüyoruz.

Ağartma tedavileri, renklenmiş dişlere sahip hastalar tarafından sıklıkla tercih edilen konservatif ve etkili bir yöntemdir. Literatüre bakıldığında ağartma ajanlarının uygulanmasının kompozit rezinlerin yüzey sertliklerinde azalma, artma ya da herhangi bir değişikliğe neden olmadığını bildiren çalışmaların varlığı görülmektedir (Campos, Briso, Pimenta ve Ambrosano, 2003; Cooley ve Burger, 1991; Okte, Villalta, García-Godoy, Lu ve Powers, 2006). Ağartma ajanlarının restoratif materyallerin fiziksel özellikleri üzerine etkileri ile ilgili araştırmalar devam etmektedir. Yapılan çalışmalarda ağartma tedavisinin etkilerinin, uygulanan ağartma materyallerinin özelliklerinin yanı sıra, restoratif materyalin doldurucu oranı, doldurucu boyutu ve miktarı, organik matriks yapısı ve monomer içeriği gibi yapısal özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmiştir (Cengiz, Kurtulmus-Yılmaz, Ulusoy, Deniz, ve Yuksel-Devrim, 2016; Chakraborty, Purayil, Ginpallı, Pentapati, ve Shenoy, 2023). Bu tez çalışmasında çalışma grupları aynı materyalin farklı yöntemler kullanılarak polimerize edilmesiyle oluşturuldu. Bu nedenle materyal içeriği ile ilgili bir farklılık bulunmamaktadır. Çalışmamızda farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize ettiğimiz alkazit restoratif materyale ev tipi ve ofis tipi ağartma ajanları

uygulayarak, hem materyalin polimerizasyon yönteminin hem de kullanılan ağartma yönteminin yüzey mikrosertliğine etkilerini incelemeyi amaçladık.

Çalışmamızda %10KP içeren ev tipi ve %40HP içeren ofis tipi ağartma yöntemlerinin kimyasal olarak ve ışık ile polimerize edilerek hazırlanan ve renklendirilen örneklerin yüzey mikro sertliğini anlamlı derecede azalttığı gözlenmiş olup farklı ağartma yöntemleri uygulamasının renklendirilmiş Cention N'in yüzey sertliği üzerine etkisi olmayacağı yönündeki üçüncü sıfır hipotezi reddedildi.

Vital ağartma tedavileri, %25-%40 oranında hidrojen peroksit (HP) kullanılarak uygulanan ofis tipi ve %5-%36 oranında karbamiit peroksit (KP) kullanılarak uygulanan ev tipi olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadır (Epple ve diğerleri, 2019; Kısacık ve diğerleri, 2012). Çalışmamızda, ağartma ajanlarının etkilerini gözlemek için her bir polimerizasyon yöntemi için rastgele seçilmiş olan örneklerin yarısına ofis tipi ağartma ajanı olan Opalescence Boost PF %40 HP ve diğer yarısına ev tipi ağartma ajanı olan Opalescence PF %10 KP ajanlarını üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulanarak altı alt grup oluşturuldu.

Chakraborty ve arkadaşları, nanohibrit ve nanodolduruculu kompozit rezinler ile hazırladıkları örneklerin yüzeyine %35 HP içeren ağartma ajanı uyguladıkları çalışmalarında ofis tipi ağartmanın iki farklı kompozit rezinin yüzey sertliğine olan etkilerini araştırmışlardır (Chakraborty ve diğerleri, 2023). Ağartma ajanını, her seans arasında yedi gün olacak şekilde üç seans uygulamışlar ve örneklerin ağartma işlemi öncesi ve sonrasında Vickers yüzey sertliklerini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda ofis tipi ağartmanın nanodolduruculu kompozit rezinin yüzey sertliğini azalttığını, nanohibrit kompozit rezinin yüzey sertliğinde ise herhangi bir değişikliğe sebep olmadığını rapor etmişlerdir. Kompozit rezinin yüzey sertliğinin ağartma uygulamasına duyarlılığında rezin türünün, doldurucu tipi ve miktarının etkili olduğu sonucuna varmışlardır.

Alamouch ve arkadaşları benzer bir çalışmayı %40 HP içeren ofis tipi ağartma ajanı uyguladıkları bir adet polimer infiltre edilmiş hibrit seramik CAD/CAM blok ve dört farklı kompozit rezin CAD/CAM bloklar ile gerçekleştirmişlerdir (Alamouch ve diğerleri, 2023). Ofis tipi ağartma ajanının polisajlı ve polisajsız kompozit rezin CAD-

CAM bloklar ve polimer infiltre edilmiş seramik CAD/CAM bloğun Vickers yüzey sertliği ve yüzey topografyası üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Her örnek grubunun mikrosertliği ve yüzey topografyasını ağartma öncesinde, 60 dakikalık ağartma protokolünden sonra ve ağartmadan 24 saat ve bir ay sonra ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda ofis tipi ağartmanın, polisajlı ve polisajsız kompozit rezin CAD/CAM blokların Vickers yüzey sertliğini önemli ölçüde azalttığını ve yüzey sertliğindeki azalmanın en fazla hibrit seramik CAD/CAM blok ile hazırlanan örnek gruplarında gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca ölçüm aralıklarında yüzey sertlik değerlerinde tüm örnek gruplarında gözlenen Vickers sertliğindeki düşüşün, örneklerin su absorpsiyonuna bağlı olarak polimer yapılarındaki plastikleşme ve yumuşamaya bağlı olabileceğini rapor etmişlerdir.

Kimyai ve ark. ev tipi ve ofis tipi ağartma yöntemlerinin giomerlerin yüzey sertliği üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, giomer örneklerinin yüzeyine %15 karbomit peroksit içeren ev tipi ağartma ajanını 14 gün boyunca günde 8 saat, %45 karbomit peroksit içeren ofis tipi ağartma ajanını ise 14 gün boyunca günde 30 dakika uygulamışlardır (Kimyai, Bahari, Naser-Alavi ve Behboodi, 2017). Örneklerin Vickers yüzey sertlik ölçümleri sonucunda; %45 karbomit peroksit ile ağartılan giomer örneklerinin sertliğinin, %15 karbomit peroksit ile ağartılan giomer örneklerinden daha düşük olduğunu ve ağartma uygulamalarının her iki grupta da yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bu bulgunun, ağartma ajanlarının oksidasyonu ile giomerin rezin yapısındaki parçalanmadan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Ev tipi ağartma ajanlarının kompozit rezinlerin yüzey sertliğine olan etkilerinin incelendiği bir diğer çalışma Zuryati ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (Zuryati, Qian ve Dasmawati, 2013). %10 ve %20 oranlarında KP içeren ev tipi ağartma ajanları uyguladıkları iki adet nanodoldurucu ve bir adet nanohibrit kompozit rezin ile hazırladıkları örneklerin ağartma sonrası Vickers yüzey sertlik değerlerinde farklı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir. Buna göre nanohibrit kompozit rezin örnekleri hacimce daha az doldurucu içerdikleri için %20 KP içeren ev tipi ağartma ajanı ile ağartıldıklarında Vickers yüzey sertlik değerlerinde düşüş gözlemlendiğini ancak daha düşük konsantrasyonda (%10) KP içeren ev tipi ağartma ajanı ile ağartıldıklarında post polimerizasyonları devam ettiği için Vickers yüzey

sertlik değerlerinde artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Nanodolduruculu kompozit rezinlerden Bis-GMA içeriği daha fazla olan kompozit rezin grubunda her iki ev tipi ağartma ajanının Vickers yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğünü, diğer nanodolduruculu kompozit rezin grubunda her iki ev tipi ağartma ajanı ile ağartma sonrasında ölçülen Vickers yüzey sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede değişiklik gözlenmediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda alt grupların ağartma sonrası üst yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdığımızda istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu gözlemledik. En yüksek sertlik değeri Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen ve %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (102,11 VHN), en düşük sertlik değeri ise kimyasal olarak polimerize edilen ve %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt grupta (40,04 VHN) ölçüldü. Kahve solüsyonunda beklettikten sonraki Vickers yüzey sertlik değerleri ile ağartma protokolü uyguladıktan sonraki Vickers yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdığımızda %40 HP içeren ofis tipi ağartma ajanının her iki ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz alt gruplarda istatistiksel olarak anlamlı derecede değişikliğe neden olmadığını, ancak kimyasal olarak polimerize edilen grubunun Vickers sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüşe neden olduğunu gözlemledik. %10 KP içeren ev tipi ağartma ajanının, Vickers yüzey sertlik değerlerinde Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grupta anlamlı derecede azalmaya neden olduğunu, Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak ve kimyasal olarak polimerize edilen gruplarda ise bu azalmanın anlamlı olmadığını gözlemledik.

Çalışmamızda alt grupların ağartma sonrası Vickers yüzey sertlik değerlerini başlangıç sertlikleri ile karşılaştırdığımızda %40 HP içeren ofis tipi ağartma ajanının, tüm alt gruplarda Vickers yüzey sertlik değerlerinde azalmaya neden olduğu, ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen alt gruplarda bu azalmanın anlamlı olduğunu, ancak kimyasal olarak polimerize edilen alt grupta bu azalmanın anlamlı olmadığını gözlemledik. %10 KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupların ağartma sonrası ve başlangıç Vickers yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdığımızda alt grupların her birinde üst yüzey sertlik değerlerindeki azalmanın anlamlı olduğunu gözlemledik.

Çalışmamızdaki her üç ölçüm zamanında üst yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdığımızda ağartma protokollerindeki farklılığın farklı yöntemlerle

polimerize edilen alkazit materyalin sertliği üzerine etkilerinin farklı olduğu, yalnızca kimyasal olarak polimerize edilen ve %10KP içeren ev tipi ağartma ajanı uygulanan alt grubun Vickers yüzey sertlik değęerlerindeki değışikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı, diğer tüm alt gruplarda Vickers yüzey sertlik değęerlerindeki değışikliklerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu.

Yaptığımız literatür taramasında çalışmamızda tercih ettiğimiz alkazit restoratif materyal Cention N yüzeyine ağartma ajanı uygulanmış olan benzer bir mikrosertlik çalışmasına rastlamadığımızı göz önüne aldığımızda elde ettiğimiz bulguların literatüre katkı sağlayacağını düşünüyoruz.

Renk algısı, ışık şartları, açı, opasite, translüsensi (yarı saydamlık) gibi pek çok faktörden etkilenebildiğinden kişiden kişiye büyük farklılıklar gösterebilir. Kompozit rezin materyallerdeki renk değışiklikleri görsel olarak ya da farklı cihazların kullanılmasıyla sayısal olarak ölçülebilir. Renk değışikliklerinin sayısal değęerlerle kıyaslanması, kişiye ve çevresel faktörlere bağlı yorumları elimine ederek daha güvenilir ve tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesine olanak tanımaktadır. Yapılan çalışmalarda insan beyninin yaklaşık bir milyon tonu tanımlayabildiğini, insan gözünün ise algılanan bu renk tonlarının sadece %1'ini tanımlayabildiğı belirtilmiştir (Alnusayri ve diğerleri, 2022). Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için, yaklaşık on milyon farklı tonu tanıyabilen hassas renk ölçüm cihazları geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan renk ölçüm cihazları yaklaşık yüz bin diş tonunu tanımlayabilir, bu da insan gözüne kıyasla önemli bir farktır. Bu amaçla spektrofotometreler, kolorimetreler ve dijital görüntü analiz programları kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde renk karşılaştırmaları için en sık kullanılan cihazlar spektrofotometrelerdir (Alnusayri ve diğerleri, 2022; Kristiansen, Sakai, Da Silva, Gil ve Ishikawa-Nagai, 2011).

Spektrofotometre, belirli bir dalga boyu tarafından emilen ışık miktarını ölçtüğü için diğer renk ölçüm cihazlarına göre güvenilir ve doğru sonuçlar vermektedir (Alnusayri ve diğerleri, 2022). Biz de çalışmamızda örneklerin başlangıç, renklendirme sonrası ve ağartma sonrası renk ölçümlerini ve renkte meydana gelen değışimleri sayısal değęerler veren, tekrar edilebilirliğı yüksek olan VITA Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) spektrofotometre kullanarak gerçekleştirdik.

Kullandığımız spektrofotometre renk ölçümü sonuçlarını Vitapan Classical (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Toothguide 3D Master (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) skalalarına ve CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemine göre vermektedir. Diş hekimliği alanında Munsell ve CIE (Commission Internationale de l'Eclairage, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) $L^*a^*b^*$ renk sistemleri, renk farkı (ΔE) değerinin tespiti için birçok araştırmada tercih edilmekte ve literatürde en sık kullanılan renk ölçüm sistemi olarak ifade edilmektedir (Lindsey ve Wee, 2007). Bu nedenle, literatürdeki diğer çalışmalarla kıyaslama yapabilmek adına çalışmamızda spektrofotometre cihazından elde edilen L^* , a^* , b^* değerlerini kullanmayı tercih ettik.

Başlangıç renk ölçüm bulgularımız göz önüne alındığında polimerizasyon yöntemlerine göre grupların başlangıç L^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu. Buna göre Bluephase 20i ışık cihazı kullanarak polimerize edilen grubun, Valo ışık cihazı kullanarak polimerize edilen gruptan ve kimyasal olarak polimerize edilen gruptan anlamlı düzeyde daha yüksek L^* değerlerine sahip olduğu, Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grup ve kimyasal olarak polimerize edilen grup arasında ise fark olmadığını gözlemledik. Çalışmamızdaki grupların başlangıç a^* değerlerini karşılaştırdığımız zaman istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını gözlemledik. Buna göre farklı polimerizasyon yöntemleri kullanılmasının başlangıç a^* değerleri üzerinde etkisi olmadığını söyleyebiliriz. Başlangıç b^* değerlerini karşılaştırdığımızda ise L^* değerleri sonuçlarına benzer olarak Bluephase 20i ışık cihazı kullanarak polimerize edilen grubun Valo ışık cihazı kullanarak polimerize edilen gruptan ve kimyasal olarak polimerize edilen gruptan daha sarı olduğunu, Valo ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grup ve kimyasal olarak polimerize edilen grubun sarılığında ise anlamlı fark olmadığını gözlemledik. Kompozit rezinlerin polimerizasyondan öncesi ve sonrası renk değerleri arasındaki farklılıkları değerlendiren çalışmalarda, polimerizasyon sonrasında kompozit rezinlerin renginde önemli renk değişikliklerinin gözlemlendiği rapor edilmiştir. Bu renk farkının miktarının kompozit rezin markalarına, içeriklerine ve dönüşüm derecesine göre değişebileceği bildirilmiştir (Çelik, Aladağ, Türkün ve Yılmaz, 2011; Seghi, Gritz, ve Kim, 1990). Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular ışığında, ışık cihazları arasında en yüksek güç yoğunluğuna sahip ışık cihazı Bluephase 20i ile polimerize edilen örneklerin üst yüzey sertlik değeri diğer gruptan daha yüksek çıktı gibi, tüm renk koordinatları da

(L^* , a^* ve b^*) diğer gruplara göre anlamlı farklılıklar gösterdi. Bu bulgu, Cention N'in yüksek güç yoğunluğuna sahip bir ışık cihazıyla polimerize edilmesinin materyalin dönüşüm derecesini arttırmış olmasına bağlı olabilir.

Üretici firma Cention N alkazit restoratif materyal ile restore edilen dişlerde final restorasyonun cam iyonomer esaslı restoratif materyallerle karşılaştırıldığında klinik olarak doğal diş rengine daha yakın ve daha translüsent olduğunu bildirmiştir (Documentation Cention, 2016). Bu tez çalışmasında, farklı polimerizasyon yöntemlerinin kullanılmasının materyalin translüsensi üzerine etkisi değerlendirilmedi. İleride yapılacak çalışmalarda, polimerizasyon yönteminin, materyalin translüsensi üzerine etkisinin değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

Restoratif materyallerin renk kararlılığı ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda tüm dünyada sıklıkla tüketilen ve diğer renklendirici gıdalara göre renklendirme etkisinin fazla olduğu bildirilmiş olan kahve solüsyonu kullanılmıştır (Barbosa, Scatolin, Vieira-Junior, Tanaka ve Ferraz, 2023). Kahve renklendirme gücüne sahip çok küçük sarı moleküller içerir ve kahvenin renklendirme kapasitesinin uygulandığı restoratif materyalin su emme özelliği ile birleştiğinde daha güçlü bir renklendirme etkisi yarattığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir (Barbosa ve diğerleri, 2023; Gujjari, Bhatnagar ve Basavaraju, 2013). Çalışmamızda on beş günlük kahve solüsyonunda renklendirmeden hemen sonra gerçekleştirdiğimiz renk ölçümlerinde de başlangıç renk bulgularına benzer şekilde polimerizasyon yöntemlerine göre grupların L^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlemledik. Buna göre Bluephase 20i ve Valo ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz grupların kimyasal olarak polimerize ettiğimiz gruptan daha parlak olduğunu, ışık cihazları arasında on beşinci gün L^* değerleri arasında fark olmadığını gözlemledik. On beşinci gün a^* değerlerini karşılaştırdığımız zaman Bluephase 20i ve Valo ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz grupların kimyasal olarak polimerize ettiğimiz gruptan daha kırmızı olduğunu, ışık cihazları arasında on beşinci gün kırmızılığında fark olmadığını gözlemledik. On beşinci gün b^* değerlerini karşılaştırdığımız zaman kimyasal olarak polimerize ettiğimiz grubun her iki ışık cihazı kullanarak polimerize ettiğimiz gruplara göre daha sarı olduğunu, ışık cihazları arasında grupların on beşinci gün sarılığında fark olmadığını gözlemledik. Çalışmamızın sınırları dahilinde elde ettiğimiz bulgulara dayanarak polimerizasyon yönteminin alkazit restoratif

materyalin renk kararlılığı üzerinde etkisinin olduğunu ve polimerizasyon yöntemi olarak kimyasal yolla polimerizasyon yerine ışık cihazı ile polimerizasyonun tercih edilebileceğini söyleyebiliriz. Elde ettiğimiz bulgulara göre kimyasal olarak polimerize edilen grupta örneklerin kahve solüsyonunu daha fazla adsorbe etmiş olabileceğini düşünüyoruz. Literatürde kullanılan polimerizasyon yönteminin Cention N alkazit restoratif materyalin renk kararlılığına etkisinin araştırıldığı benzer bir çalışmaya rastlanmadı ancak farklı restoratif materyallerle renk kararlılığının karşılaştırıldığı az sayıda çalışma mevcuttur.

Çalışmamızda on beş gün boyunca kahve solüsyonunda renklendirilen örneklerde ışık ile polimerize edilen gruplarda kimyasal olarak polimerize edilen gruplara göre daha az renk değişimi olduğu gözlenmiş olup farklı polimerizasyon yöntemlerinin Cention N'in renk stabilitesi üzerine etkisi olmayacağı yönündeki ikinci sıfır hipotezi reddedildi.

Chakravarthy ve arkadaşlarının alkazit restoratif materyal ve mikro hibrit kompozit rezin materyalin renk stabiliteelerini değerlendirdikleri çalışmada, çay solüsyonuna maruz bıraktıkları örneklerde Cention N alkazit restoratif materyalin en düşük renk kararlılığına sahip restoratif materyal olduğu tespit edilmiştir. Elde ettikleri bu bulgunun alkazit restoratif materyalin doldurucu türüne, boyutuna veya dağılımına bağlı olabileceğini, alkazit restoratif materyalin estetik özelliklerinin değerlendirileceği yeni çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir (Chakravarthy ve Nanthini, 2020).

Yazkan ve arkadaşları Cention N alkazit restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünü ve renk kararlılığını yaşlandırma öncesinde ve sonrasında ormoser, giomer, cam karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonmer ve nano hibrit kompozit rezin ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda kahve solüsyonunda beklettikleri örneklerin renk kararlılığını incelediklerinde Cention N'in renklenmesinin ormoser ve nano hibrit kompozit rezinden fazla, giomer ile benzer ve cam iyonmer esaslı restoratif materyallerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Restoratif materyallerin fazla miktarda su emmesi sonucunda materyalin kimyasal degradasyona uğrayarak matriks yapısındaki bozulmaların (debonding) ve rezidüel

monomerlerin salınmasının renk kararlılığını etkilediğini belirtmişlerdir (Yazkan ve diğerleri, 2021).

Bu tez çalışmasının sınırlamalarından bir tanesi de renk ölçümleri ve yüzey mikro sertlik ölçümlerinin aynı örnekler üzerinden gerçekleştirilmiş olmasıdır. Bu tez çalışmasında örneklerin yüzeyleri mikroskop altında incelenmiş olmasına karşın taramalı elektron mikroskop görüntüleri alınmadı. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular dahilinde başlangıç üst yüzey ve alt yüzey sertliği kimyasal olarak polimerize edilmiş gruptan anlamlı düzeyde yüksek olan, ışıkla polimerize edilmiş grupların on beş gün boyunca kahve solüsyonunda bekletilmeleri sonrasındaki renk değişikliklerinin kimyasal gruplardan anlamlı şekilde düşük olması; bu gruplarda bulunan örneklerin daha yüksek oranda dönüşüm derecesi göstermiş olabileceklerine bağlı olabileceği gibi, sertlik ölçümleri esnasında daha sert olan yüzeylerinin daha az zarar görmüş olmasına da bağlı olabilir. Bu konunun açıklığa kavuşturulabilmesi için ileriki çalışmalarda farklı yöntemlerle polimerize edilmiş örneklerin üst yüzey taramalı elektron mikroskop görüntülerinin de incelenmesinin faydalı olacağını düşünüyoruz.

Çalışmamızda kahve solüsyonunda renklendirdiğimiz örneklere ağartma protokolleri uyguladıktan sonra gerçekleştirdiğimiz renk ölçümlerinin bulgularını karşılaştırdığımızda, ağartma yöntemlerinin farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize edilen gruplar arasında anlamlı farklılığa neden olduğunu gözlemledik.

İki farklı ağartma ajanının örneklerin L^* a^* b^* değerlerine olan etkilerini incelediğimizde farklı polimerizasyon yöntemiyle polimerize edilen aynı ağartma ajanı uygulanan gruplarda farklı değerler elde edildiğini söyleyebiliriz. Buna göre kimyasal olarak polimerize edilen gruba %40 HP içeren ofis tipi ağartma ajanı uygulandığında parlaklığının her iki ışık cihazı ile polimerize edilmiş gruplara göre daha düşük olduğunu, bu grubun renk koordinatlarının daha sarı ve daha kırmızı yönde olduğunu gözlemledik. Işık cihazları kullanılarak polimerize edilen gruplarda parlaklığın ve sarılığın benzer olduğu, Valo ile polimerize edilen grubun, Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen gruba göre daha kırmızı olduğu gözlemlendi. %10 KP içeren ev tipi ağartma ajanı uyguladığımız alt grupların L^* a^* b^* değerlerini karşılaştırdığımızda da yine kimyasal olarak polimerize edilen grubun parlaklığının

her iki ışık cihazı ile polimerize edilen gruplara göre daha düşük olduğu, renk koordinatlarının daha sarı ve daha kırmızı yönde olduğunu gözlemledik. Ancak kimyasal olarak polimerize ettiğimiz grubun ve Bluephase 20i ışık cihazı ile polimerize edilen grubun sarılığı arasındaki farkın anlamlı olmadığını gözlemledik.

Çalışmamızda aynı polimerizasyon yöntemi ile polimerize ettiğimiz gruplara ev tipi ve ofis tipi ağartma ajanları uyguladığımız zaman örneklerin parlaklığında ve sarılığında benzer değerler ölçüldüğü yalnızca Bluephase 20i ile polimerize edilen grupta ağartma yöntemine bağlı olarak farklı sarılık değeri ölçüldüğü gözlemlendi. Bluephase 20i ile polimerize edilen ve %10KP ağartma ajanı uygulanan alt grubun %40 HP ağartma ajanı uygulanan alt gruba göre daha sarı olduğu görüldü.

Ev tipi ve ofis tipi ağartma yöntemlerinin restoratif materyallerin renk değişikliği üzerine etkilerini araştıran çalışmalarda, elde edilen bulguların restoratif materyalin içeriğine, ağartma yöntemine ve kullanılan ağartma ajanına göre farklılıklar gösterdiği bildirilmiştir (Della Bona ve diğerleri, 2019; Lago ve diğerleri, 2017; Pecho, Martos, Pinto, Pinto ve Baldissera, 2019). Bu tez çalışmasında tek bir materyalin farklı polimerizasyon yöntemleri kullanılarak polimerize edilmesiyle oluşturulmuş üç farklı guruba, iki farklı ağartma ajanı uygulandı. Bu nedenle, elde edilen bulgularda ortaya çıkan farklılıklar materyal içeriğinden ziyade, materyalin dönüşüm derecesi ve kullanılan ağartma ajanının özelliğine bağlı olabilir.

Ağartma protokolleri ile ilgili yapılmış olan önceki çalışmalarda düşük konsantrasyonlu ev tipi ağartma ajanlarının uygulama sürelerinin uzun olmasına bağlı olarak yüksek konsantrasyonlu ve kısa uygulama süresi ile hızlı ağartma sağlayan ofis tipi ağartma ajanlarının etkinliğine ulaşabildiği, toplam ağartma süresinin ağartma ajanının konsantrasyonundan daha önemli bir etken olduğu ayrıca ağartma ajanının konsantrasyonu düşük olduğu durumlarda uygulama süresi arttıkça restoratif materyalin yüzey özelliklerinde olumsuz yönde değişikliğe sebep olabileceği bildirilmiştir (Joiner, 2006; Lago ve diğerleri, 2017; Popescu ve diğerleri, 2023). Bu çalışmada ağartma protokollerinden sonra aynı polimerizasyon yöntemi ile polimerize edilen örnek gruplarında başlangıça göre renk değişim değerlerinde (ΔE_{AB}) uygulanan ağartma ajanının konsantrasyonuna ve uygulama süresine göre fark olmadığı ancak aynı polimerizasyon yöntemi ile polimerize edilen örnek

gruplarında ağartma protokollerinden sonra yüzey mikro sertliklerindeki azalmalarda ağartma ajanının konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak anlamlı derecede fark olduğu görüldü. Kimyasal olarak polimerize edilen grubun yüzey mikro sertliğinin yüksek konsantrasyonlu ağartma ajanının kısa süre uygulandığı ofis tipi ağartma protokolünden daha fazla etkilenirken, her iki ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen grubun yüzey mikro sertliğinin düşük konsantrasyonlu ağartma ajanının uzun süre uygulandığı ev tipi ağartma protokolünden daha fazla etkilendiği görüldü.

Lago ve arkadaşları %16 KP içeren ev tipi ağartma ajanının ve %35 HP içeren ofis tipi ağartma ajanının deiyonize su ve kırmızı şarapta yaşlandırdıkları nanohibrit kompozit rezin örneklerinin renk kararlılığına olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında ev tipi ağartmanın ofis tipine göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Kullandıkları ofis tipi ağartma ajanının daha yüksek konsantrasyonda hidrojen peroksit içermesine rağmen uygulama süresinin ev tipi ağartma ajanından az olduğu için ağartma etkisinin de daha az olduğunu belirtmişlerdir (Lago ve diğerleri, 2017). Oscar ve arkadaşları üç farklı kompozit rezin ile hazırladıkları örneklerle %35 HP ağartma ajanı içeren ofis tipi ağartma uyguladıktan sonra örneklerdeki renk değişikliğini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında kullandıkları mikro dolduruculu, nanohibrit ve mikrohibrit kompozit rezinlere birer hafta ara ile uyguladıkları ağartma protokolünün örneklerde benzer ağartma etkisinin olduğunu, kompozit rezin materyalin içeriğinin ölçülen toplam renk değişikliği (ΔE) üzerinde etkisi olmadığını bildirmişlerdir (Pecho ve diğerleri, 2019).

Literatürde, renk farklılıklarının algılanması ile ilgili olarak pek çok farklı eşik değeri bildirilmektedir. Stober ve arkadaşları renk kararlılığı ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, restoratif materyallerdeki renk değişikliğinin klinik olarak algılanabilmesi için ΔE değerinin 1'den büyük olması gerektiğini bildirmişlerdir. ΔE değerinin 3,3'ün üzerinde olduğu durumlarda ise restorasyonun klinik başarısı için kabul edilemez bir değer olduğunu belirtmişlerdir (Stober, Gilde ve Lenz, 2001). Biz de çalışmamızda klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği için, kompozit rezinlerin renk stabiliteleri ile ilgili çalışmaların çoğunda, ΔE sınır değeri olarak kabul edilen, 3.3'ü kullandık. Çalışmamızın sonuçlarına göre test edilen tüm gruplarda polimerizasyon yöntemlerinden bağımsız olarak, on beş günlük kahve içerisinde

bekletme sonrasında ve ağartma ajanlarından bağımsız olarak ağartma sonrasında, sınır değeri olan 3.3 değerinin üzerinde ΔE değerleri elde edildi.

Çalışmamızda kullanılan her iki ağartma yöntemi de tüm gruplarda anlamlı derecede renk değişikliğine sebep oldu. Bu nedenle farklı ağartma yöntemleri uygulamasının renklendirilmiş Cention N'in ağartılması üzerinde fark yaratmayacağı yönündeki dördüncü sıfır hipotez kabul edildi.

Çalışmamızdaki grupların başlangıç ve ağartma sonrası toplam renk değişikliklerini incelediğimizde en düşük ΔE_{AB} değeri kimyasal olarak polimerize edilen ve %10KP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupta, en yüksek ΔE_{AB} değeri kimyasal olarak polimerize edilen %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupta hesaplandı.

Örneklerin on beş günlük renklendirmeden sonrasındaki rengi ile ağartmadan sonraki renk farkı (ΔE_{AO}) değerlendirildiğinde en düşük renk farkı Bluephase 20i ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen ve % 40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupta, en yüksek renk farkı ise kimyasal olarak polimerize edilen %40 HP içeren ağartma ajanı uygulanan alt grupta hesaplandı.

Çalışmamızdaki tüm alt gruplarda ΔE_{AB} ve ΔE_{AO} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu, on beş gün boyunca renklendirdiğimiz örneklerle ev tipi ve ofis tipi ağartma uyguladıktan sonra örneklerin hiçbirinde başlangıç renk değerlerine ulaşılamadığını gözlemledik. Çalışmamızın bulgularının aksine Hasani ve arkadaşlarının üç farklı kompozit rezin ile hazırladıkları örnekleri kahve ve klorheksidin ile renklendirdikten sonra, ofis tipi ve ev tipi ağartma uygulayarak örneklerdeki renk değişikliğini inceledikleri çalışmalarında her iki ağartma yönteminin örnek gruplarında yeterli ağartmayı sağlayarak kabul edilebilir ΔE sınır değeri olan 3.3'ün altında ΔE değerleri hesapladıklarını bildirmişlerdir (Hasani, Baghban, Sheikh-Al-Eslamian ve Sadr, 2019). Test ettikleri kompozit rezinlerin yapısında bulunan BisGMA monomerinin hidrofilik özelliği nedeniyle renklendirme solüsyonlarında beklettikleri süre boyunca örneklerin hepsinin fazla su emerek gözle görülür derecede renklendiğini ayrıca doldurucu partikül boyutu fazla olan kompozit rezin grubundaki renklendirme sonrasında hesaplanan ΔE değerinin en yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Daha önce yapılan renklendirme çalışmalarında BisGMA

içeren kompozit rezinlerin UDMA içeren kompozit rezinlere göre daha fazla su emdiği ve renklenmeye daha duyarlı olduğu bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında kullandığımız alkazit restoratif materyal Cention N'in rezin içeriğinde BisGMA monomeri bulunmamasına karşın on beş günlük kahvede renklendirme süreci sonunda yüksek ΔE değerleri gözlemlendi. Cention N'in içeriğindeki doldurucu boyutu, miktarı, rezin içeriği ayrıca toz ve likit karıştırılarak hazırlanmasının hesapladığımız yüksek renk değişimi (ΔE) üzerinde etkisi olduğunu söyleyebiliriz.

Villalta ve arkadaşları üç farklı kompozit rezinden hazırlanan örnekleri kahve ve kırmızı şarapta kırk gün boyunca renklendirdikten sonra farklı konsantrasyonlarda ağartma ajanı içeren üç farklı ağartma protokolünün örneklerdeki renk değişikliğine olan etkilerini analiz etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda her iki renklendirme solüsyonunun farklı kompozit rezin örneklerinde önemli renk değişikliğine neden olduğunu, hesapladıkları ΔE değerlerinin 3,3'ün üzerinde olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında ağartma uygulamalarının kompozit rezinlerdeki renklenmeyi giderdiğini ancak başlangıçtaki orijinal renklerine ulaşamadığını belirtmişlerdir. Ayrıca ağartmanın kompozit rezin örneklerdeki yüzeysel renklenmeyi uzaklaştırdığını, kompozit rezinlerdeki ağartma mekanizmasının dişlerdeki ağartma mekanizmasından farklı olduğunu ve ağartmanın kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini olumsuz yönde etkileyebildiğini bildirmişlerdir (Villalta, Lu, Okte, Garcia-Godoy ve Powers, 2006). Villalta ve arkadaşlarının çalışmalarının bulgularına benzer şekilde bu tez çalışmasında da on beş gün kahvede beklettiğimiz Cention N örnek gruplarına ağartma protokolleri uygulandıktan sonra başlangıçtaki renk değerlerine ulaşamadı, ağartma sonrasında gerçekleştirilen üst yüzey mikro sertlik ölçümleri sonucunda grupların başlangıç üst yüzey mikro sertliklerine göre azalma olduğu görüldü.

6. SONUÇ

Kimyasal yolla ve ışık cihazları kullanılarak polimerize edilen Cention N alkazit restoratif materyale ağartma uygulanmasının renk ve yüzey sertlik değerlerine etkisinin incelendiği bu *in vitro* tez çalışmasının sınırları dahilinde;

- Üretici firma tarafından hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize edilmesinin fark yaratmayacağı bildirilmiş olmasına rağmen kimyasal olarak polimerize edilmiş Cention N alkazit restoratif materyalin, başlangıç, renklendirme sonrası ve ağartma sonrası yüzey sertlik değerlerinin, ışıkla polimerize edilmiş olanlara göre belirgin düzeyde düşük olduğu,
- Üretici firma tarafından 4 mm kalınlığa kadar bulk (kütlesel) olarak kullanılabileceği söylenmiş olmasına rağmen, 4 mm materyal kalınlığında hem kimyasal olarak hem de ışık cihazı kullanılarak polimerize edildiğinde yetersiz polimerizasyon riskinin söz konusu olduğu,
- Çalışmada kullanılan kahve gibi renklendirici içeceklerin ve gıdaların sık tüketilmesinin materyalin renk kararlılığını ve yüzey mikro sertliğini olumsuz yönde etkileyebileceği ve bu olumsuz etkinin kimyasal olarak polimerize edilmiş Cention N alkazit restoratif materyal üzerinde daha belirgin olduğu,
- Farklı konsantrasyonlarda ve farklı uygulama sürelerinde kullanılan ev tipi ve ofis tipi ağartma protokollerinin her ikisinin de başlangıçtaki orijinal renk değerlerine ulaşmada yetersiz kaldığı,
- Farklı konsantrasyonlarda ve farklı uygulama sürelerinde kullanılan ev tipi ve ofis tipi ağartma protokollerinin Cention N alkazit restoratif materyalin yüzey sertliğini anlamlı düzeyde azalttığı,
- Alkazit restoratif materyal Cention N'in başlangıçta, renklendirme ve ağartma uygulamalarından sonra mekanik ve fiziksel özelliklerinde gözlemlenen bu değişikliklerin materyalin rezin ve doldurucu içeriği ile hazırlanma şeklinin yanı sıra polimerizasyon yöntemine ve polimerizasyon için kullanılacak olan ışık cihazının özelliklerine de bağlı olduğu sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

- Aksoy Vaizoğlu, G., Ulusoy, N., and Güleç Alagöz, L. (2023). Effect of Coffee and Polishing Systems on the Color Change of a Conventional Resin Composite Repaired by Universal Resin Composites: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*, 16(17). doi:10.3390/ma16176066
- Al-Angari, S. S., Eckert, G. J., and Sabrah, A. H. A. (2021). Color stability, Roughness, and Microhardness of Enamel and Composites Submitted to Staining/Bleaching Cycles. *Saudi Dental Journal*, 33(4), 215-221. doi:10.1016/j.sdentj.2020.08.003
- Alamouh, R. A., Yang, J., Alhotan, A., Haider, J., Matinlinna, J. P., and Elraggal, A. (2023). The effect of in-office bleaching agents on the Vickers hardness and surface topography of polished and unpolished CAD/CAM composite materials. *Science Research*, 13(1), 15341. doi:10.1038/s41598-023-42415-4
- Albers, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*: PMPH-USA. 81,82.
- Alkan, F., Arisu, H. D., ve Dalkiliç, E. E. (2020). Bulk-fill kompozitlerde kalınlığın artışının mikrosertlik üzerine etkisi. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 141-147.
- Alnusayri, M. O., Sghaireen, M. G., Mathew, M., Alzarea, B., and Bandela, V. (2022). Shade Selection in Esthetic Dentistry: A Review. *Cureus*, 14(3), e23331. doi:10.7759/cureus.23331
- Alqahtani, M. Q. (2014). Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A literature review. *Saudi Dental Journal*, 26(2), 33-46. doi:10.1016/j.sdentj.2014.02.002
- AlShaafi, M. M. (2017). Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dental Journal*, 29(2), 48-58. doi:10.1016/j.sdentj.2017.01.002
- Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences, 35.
- Ardu, S., Duc, O., Di Bella, E., Krejci, I., and Daher, R. (2018). Color stability of different composite resins after polishing. *Odontology*, 106(3), 328-333. doi:10.1007/s10266-017-0337-y
- Asmussen, E., and Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51-56.
- Bahari, M., Kahnamoui, M. A., Chaharom, M. E. E., Kimyai, S., and Sattari, Z. (2021). Effect of curing method and thermocycling on flexural strength and microhardness of a new composite resin with alkaline filler. *Dental Research Journal (Isfahan)*, 18, 96. doi:10.4103/1735-3327.330877

- Bahari, M., Kahnamoui, M. A., Chaharom, M. E. E., Kimyai, S., and Sattari, Z. (2021). Effect of curing method and thermocycling on flexural strength and microhardness of a new composite resin with alkaline filler. *Dental research journal*, 18.
- Bahbishi, N., Mzain, W., Badeeb, B., and Nassar, H. M. (2020). Color Stability and Micro-Hardness of Bulk-Fill Composite Materials after Exposure to Common Beverages. *Materials (Basel)*, 13(3). doi:10.3390/ma13030787
- Bala, O., Üçtaşlı, M. B., ve Arısu, H. D. (2008). Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği üzerine farklı polimerizasyon teknikleri ve rengin etkileri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 7-14.
- Barbosa, C. M., Scatolin, R. S., Vieira-Junior, W. F., Tanaka, M. H., and Ferraz, L. N. (2023). Impact of combined at-home bleaching and whitening toothpaste use on the surface and color of a composite resin. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 48(3), e26. doi:10.5395/rde.2023.48.e26
- Barve, D., Dave, P., Gulve, M., Saquib, S., Das, G., Sibghatullah, M., and Chaturvedi, S. (2021). Assessment of microhardness and color stability of micro-hybrid and nano-filled composite resins. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 24(10), 1499-1505. doi:10.4103/njcp.njcp_632_20
- Brewer, J. D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinic of North America*, 48(2), v, 341-358. doi:10.1016/j.cden.2004.01.004
- Campos, I., Briso, A. L., Pimenta, L. A., and Ambrosano, G. (2003). Effects of bleaching with carbamide peroxide gels on microhardness of restoration materials. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 15(3), 175-182; discussion 183. doi:10.1111/j.1708-8240.2003.tb00187.x
- Canay, S., Hersek, N., Tulunoğlu, I., and Uzun, G. (1999). Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(10), 821-829. doi:10.1046/j.1365-2842.1999.00477.x
- Carey, C. M. (2014). Tooth whitening: what we now know. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 14 Suppl, 70-76. doi:10.1016/j.jebdp.2014.02.006
- Cengiz, E., Kurtulmus-Yilmaz, S., Ulusoy, N., Deniz, S. T., and Yuksel-Devrim, E. (2016). The effect of home bleaching agents on the surface roughness of five different composite resins: A SEM evaluation. *Scanning*, 38(3), 277-283. doi:10.1002/sca.21307
- Chakraborty, A., Purayil, T., Ginpall, K., Pentapati, K. C., and Shenoy, N. (2023). Effect of in-office bleaching agent on the surface roughness and microhardness of nanofilled and nanohybrid composite resins. *F1000Research*, 12, 129. doi:10.12688/f1000research.130071.2
- Chakravarthy, Y., and Nanthini, A. R. (2020). Evaluation of extrinsic discoloration of new alkasite resin with the microhybrid composite using natural beverages: An in vitro study. *International Journal of Applied Dental Sciences* 6, 600-603.

- Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X., and Lu, E. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8), 649-659.
- Cheremisinoff, N. P. (1998). *Advanced polymer processing operations*: Univercity Press of Mississippi, 2.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., and Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344. doi:10.1038/sj.bdj.2017.214
- Cooley, R. L., and Burger, K. M. (1991). Effect of carbamide peroxide on composite resins. *Quintessence International*, 22(10).
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
- Çelik, Ç., ve Yonca, Ö. (2008). Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2(2), 109-115.
- Çelik, E. U., Aladağ, A., Türkün, L., and Yılmaz, G. (2011). Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(3), 179-188. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00421.x
- Davidson, C. L., and de Gee, A. J. (2000). Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(3), 167-173.
- De Lange, C., Bausch, J. R., and Davidson, C. L. (1980). The curing pattern of photo-initiated dental composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 7(5), 369-377. doi:10.1111/j.1365-2842.1980.tb00455.x
- Della Bona, A., Pecho, O. E., Ghinea, R., Cardona, J. C., Paravina, R. D., and Perez, M. M. (2019). Influence of Bleaching and Aging Procedures on Color and Whiteness of Dental Composites. *Operative Dentistry*, 44(6), 648-658. doi:10.2341/18-209-I
- DeWald, J. P., and Ferracane, J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727-730. doi:10.1177/00220345870660030401
- Dietschi, D., Marret, N., and Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493-500. doi:10.1016/s0109-5641(02)00095-7
- Documentation, S., and Cention, N. (2016). Ivoclar vivadent AG; research and development scientific service, issue. In: October, 7-18.
- Edwards, H., Johnson, A., and Lewis, I. (1993). Applications of Raman spectroscopy to the study of polymers and polymerization processes. *Journal of Raman spectroscopy*, 24(8), 475-483.

- Eimar, H., Siciliano, R., Abdallah, M. N., Nader, S. A., Amin, W. M., Martinez, P. P., Tamimi, F. (2012). Hydrogen peroxide whitens teeth by oxidizing the organic structure. *Journal of Dentistry*, 40 Suppl 2, e25-33. doi:10.1016/j.jdent.2012.08.008
- Epple, M., Meyer, F., and Enax, J. (2019). A Critical Review of Modern Concepts for Teeth Whitening. *Dent Journal (Basel)*, 7(3). doi:10.3390/dj7030079
- Ersu, B., Hannak, W., ve Freesmeyer, W. (2007). Tam ve bölümlü protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin sertliklerinin karşılaştırılması. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 58-64.
- Farrugia, C., and Camilleri, J. (2015). Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advances in antimicrobial properties of composite resins and glass ionomer cements—A literature review. *Dental Materials*, 31(4), e89-e99.
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., and Lang, A. G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149-1160. doi:10.3758/brm.41.4.1149
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., and Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. doi:10.3758/bf03193146
- Feinman, R. A., Madray, G., and Yarborough, D. (1991). Chemical, optical, and physiologic mechanisms of bleaching products: a review. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 3(2), 32-36.
- Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*, 1(1), 11-14. doi:10.1016/s0109-5641(85)80058-0
- Fleming, M. G., and Maillet, W. A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal of the Canadian Dental Association*, 65(8), 447-450.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int Journal Periodontics Restorative Dentistry*, 23(5), 467-479.
- Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R., Boaro, L. C., and Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*, 23, 508-514.
- Garg, N., and Garg, A. (2010). *Textbook of operative dentistry*: Boydell and Brewer Ltd., 255-260.
- Gerzina, T. M., and Hume, W. R. (1994). Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(4), 463-468. doi:10.1111/j.1365-2842.1994.tb01160.x

- Gorgen, V. A., and Guler, C. (2015). Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review, *Medicine Science*, 4(1), 2024-2038.
- Greenwall, L. (2005). Bleaching Techniques in Restorative Dentistry.: London. *Martin Dunitz*, 132-163.
- Gujjari, A. K., Bhatnagar, V. M., and Basavaraju, R. M. (2013). Color stability and flexural strength of poly (methyl methacrylate) and bis-acrylic composite based provisional crown and bridge auto-polymerizing resins exposed to beverages and food dye: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 24(2), 172-177. doi:10.4103/0970-9290.116672
- Hackman, S., Pohjola, R., and Rueggeberg, F. A. (2002). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative dentistry*, 27(6), 593-599.
- Halvorson, R. H., Erickson, R. L., and Davidson, C. L. (2003). The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials*, 19(4), 327-333. doi:10.1016/s0109-5641(02)00062-3
- Hammesfahr, P. D., O'Connor, M. T., and Wang, X. (2002). Light-curing technology: past, present, and future. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 23(9 Suppl 1), 18-24.
- Hasanain, F. A., and Nassar, H. M. (2021). Utilizing light cure units: A concise narrative review. *Polymers*, 13(10), 1596.
- Hasani, E., Baghban, A. A., Sheikh-Al-Eslamian, S. M., and Sadr, A. (2019). Effect of bleaching on color change of composite after immersion in chlorhexidine and coffee. *Journal of Conservative Dentistry*, 22(6), 529-532. doi:10.4103/jcd.Jcd_37_19
- Hofmann, N., Hugo, B., and Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, 110(6), 471-479. doi:10.1034/j.1600-0722.2002.21359.x
- Ilie, N. (2018). Comparative Effect of Self- or Dual-Curing on Polymerization Kinetics and Mechanical Properties in a Novel, Dental-Resin-Based Composite with Alkaline Filler. *Materials*, 11(1). doi:10.3390/ma11010108
- Ilie, N., Bucuta, S., and Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 38(6), 618-625.
- Jandt, K. D., and Sigusch, B. W. (2009). Future perspectives of resin-based dental materials. *Dental Materials*, 25(8), 1001-1006.
- Jayaraj, D., Simon, E. P., Kumar, M. R., and Ravi, S. (2018). Centon N: A review. *Dental Bites*, 5(4), 14-21.

- Joiner, A. (2006). The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 34(7), 412-419. doi:10.1016/j.jdent.2006.02.002
- Joiner, A., and Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of Dentistry*, 67s, S3-s10. doi:10.1016/j.jdent.2017.09.006
- Kimyai, S., Bahari, M., Naser-Alavi, F., and Behboodi, S. (2017). Effect of two different tooth bleaching techniques on microhardness of giomer. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9(2), e249-e253. doi:10.4317/jced.53290
- Kısacık, F. Ö., Keçeci, A. D., ve Adanır, N. (2012). Vital ağartma tedavilerinde başarının ve renk stabilitesinin ölçülmesi. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 3(2).
- Koupiş, N. S., Vercruysse, C. W., Marks, L. A., Martens, L. C., and Verbeeck, R. M. (2004). Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental Materials*, 20(10), 908-914. doi:10.1016/j.dental.2004.01.001
- Kristiansen, J., Sakai, M., Da Silva, J. D., Gil, M., and Ishikawa-Nagai, S. (2011). Assessment of a prototype computer colour matching system to reproduce natural tooth colour on ceramic restorations. *Journal of Dentistry*, 39 Suppl 3, e45-51. doi:10.1016/j.jdent.2011.11.009
- Kurt, M., Turhan Bal, B., ve Bal, C. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematiik Derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2).
- Kwon, S. R., and Wertz, P. W. (2015). Review of the Mechanism of Tooth Whitening. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 240-257. doi:10.1111/jerd.12152
- Lago, M., Mozzaquatro, L. R., Rodrigues, C., Kaizer, M. R., Mallmann, A., and Jacques, L. B. (2017). Influence of Bleaching Agents on Color and Translucency of Aged Resin Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 368-377. doi:10.1111/jerd.12261
- Lazaridou, D., Belli, R., Krämer, N., Petschelt, A., and Lohbauer, U. (2015). Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 16, 165-172.
- Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., and Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(5), 286-295.
- Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., and Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative Dentistry*, 35(2), 220-230. doi:10.2341/09-203-I
- Lindsey, D. T., and Wee, A. G. (2007). Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of Dentistry*, 35(7), 593-599. doi:10.1016/j.jdent.2007.03.006

- Lussi, A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120(11), 972-979.
- Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., and Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*, 28(8), 589-594. doi:10.1016/s0300-5712(00)00043-9
- Mandikos, M. N., McGivney, G. P., Davis, E., Bush, P. J., and Carter, J. M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 386-395. doi:10.1067/mpr.2001.114267
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., and Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40. doi:10.1016/s0109-5641(99)00082-2
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., and Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 353-361.
- Mazumdar, P., Das, A., and Das, U. K. (2019). Comparative Evaluation of Microleakage of Three Different Direct Restorative Materials (Silver Amalgam, Glass Ionomer Cement, Cention N), in Class II Restorations Using Stereomicroscope: An: In Vitro: Study. *Indian Journal of Dental Research*, 30(2), 277-281.
- McCabe, J. F., and Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*: John Wiley and Sons.
- Menon, A., Ganapathy, D. M., and Mallikarjuna, A. V. (2019). Factors that influence the colour stability of composite resins. *Drug Invention Today*, 11(3).
- Michaud, P. L., Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., and Sullivan, B. (2014). Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *Journal of Dentistry*, 42(2), 129-139. doi:10.1016/j.jdent.2013.11.014
- Mitra, S. B., Wu, D., and Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
- Mohamad, D., Young, R., Mann, A., and Watts, D. (2007). Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and micro-Raman spectroscopy. *Archives of Orofacial Sciences*, 2, 26-31.
- Monsarrat, P., Garnier, S., Vergnes, J.-N., Nasr, K., Grosogeat, B., and Joniot, S. (2017). Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dental Materials*, 33(5), e212-e220.

- Moore, B. K., Platt, J. A., Borges, G., Chu, T. M., and Katsilieri, I. (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative Dentistry*, 33(4), 408-412. doi:10.2341/07-104
- Moraes, L. G., Rocha, R. S., Menegazzo, L. M., de Araújo, E. B., Yukimito, K., and Moraes, J. C. (2008). Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *Journal of Applied Oral Science* 16(2), 145-149. doi:10.1590/s1678-77572008000200012
- Mundim, F. M., Garcia Lda, F., Cruvinel, D. R., Lima, F. A., Bachmann, L., and Pires-de-Souza Fde, C. (2011). Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *Journal of Dentistry*, 39 Suppl 1, e25-29. doi:10.1016/j.jdent.2010.12.001
- Nakfoor, B., Yaman, P., Dennison, J., and Herrero, A. (2005). Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 17(2), 110-116; discussion 117. doi:10.1111/j.1708-8240.2005.tb00096.x
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10): Quintessence Chicago.
- Okte, Z., Villalta, P., García-Godoy, F., Lu, H., and Powers, J. M. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Operative Dentistry*, 31(5), 623-628. doi:10.2341/05-124
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., and Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648. doi:10.1016/s0022-3913(98)70049-6
- Oltramare, R. S., Odermatt, R., Burrer, P., Attin, T., and Tauböck, T. T. (2021). Depth-Related Curing Potential of Ormocer- and Dimethacrylate-Based Bulk-Fill Composites. *Materials (Basel)*, 14(22). doi:10.3390/ma14226753
- Owens, B. M., and Rodriguez, K. H. (2007). Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *Journal of Contemporary Dental Practice* 8(2), 43-51.
- Özmen, B. (2021). Yeni bir restoratif materyal" Cention N". *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 3(2), 84-90.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Perez Mdel, M. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 27 Suppl 1, S1-9. doi:10.1111/jerd.12149
- Pecho, O. E., Martos, J., Pinto, K. V. A., Pinto, K. V. A., and Baldissera, R. A. (2019). Effect of hydrogen peroxide on color and whiteness of resin-based composites. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 31(2), 132-139. doi:10.1111/jerd.12443

- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.
- Phillips, R. W. (1973). Skinner's science of dental materials. *W. B. Saunders Company*, 7, 526-555.
- Polat, S., Tuncdemir, A. R., Öztürk, C., ve Tunçdemir, M. (2012). Renk körü ve renk körü olmayan diş hekimlerinin renk seçimindeki başarı oranlarının değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15(4), 320-326.
- Popescu, A. D., Tuculina, M. J., Diaconu, O. A., Gheorghită, L. M., Nicolicescu, C., Cumpăță, C. N., Voinea-Georgescu, R. (2023). Effects of Dental Bleaching Agents on the Surface Roughness of Dental Restoration Materials. *Medicina (Kaunas)*, 59(6). doi:10.3390/medicina59061067
- Price, R. B., Felix, C. A., and Andreou, P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal of the Canadian Dental Association*, 69(10), 666.
- Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., Sullivan, B., Kostylev, I., and Fahey, J. (2014). Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dental Materials*, 30(12), 1345-1357. doi:10.1016/j.dental.2014.10.001
- Riva, Y. R., and Rahman, S. F. (2019). *Dental composite resin: A review*. Paper presented at the AIP conference proceedings.
- Rueggeberg, F. A., Blalock, J. S., and Callan, R. S. (2005). LED curing lights--what's new? *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(8), 586, 588, 590-581.
- Rueggeberg, F. A., and Craig, R. G. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 67(6), 932-937. doi:10.1177/00220345880670060801
- Ruengrungsom, C., Burrow, M. F., Parashos, P., and Palamara, J. E. A. (2020). Evaluation of F, Ca, and P release and microhardness of eleven ion-leaching restorative materials and the recharge efficacy using a new Ca/P containing fluoride varnish. *Journal of Dentistry*, 102, 103474. doi:10.1016/j.jdent.2020.103474
- Ruyter, I. E., and Oysaet, H. (1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 40(3), 179-192. doi:10.3109/00016358209012726
- Ruyter, I. E., and Øysæd, H. (1987). Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *Journal of biomedical materials research*, 21(1), 11-23.
- Saati, K., Khansari, S., Mahdisiar, F., and Valizadeh, S. (2022). Evaluation of Microhardness of Two Bulk-fill Composite Resins Compared to a Conventional Composite Resin on surface and in Different Depths. *Journal of Dentistry (Shiraz)*, 23(1), 58-64. doi:10.30476/dentjods.2021.87669.1278

- Sadowsky, S. J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433-442. doi:10.1016/j.prosdent.2006.09.018
- Safy, R., and Aboalazm, E. (2021). Comparative Evaluation of Microhardness and Compressive Strength of Cention N, Bulk Fill Resin Composite and Glass Ionomer Cement. *Egyptian Dental Journal*, 67(2), 1657-1662.
- Santini, A., Gallegos, I. T., and Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: a review. *Primary Dental Journal*, 2(4), 30-33.
- Schulze, K. A., Marshall, S. J., Gansky, S. A., and Marshall, G. W. (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 19(7), 612-619. doi:10.1016/s0109-5641(03)00003-4
- Seghi, R. R., Gritz, M. D., and Kim, J. (1990). Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dental Materials*, 6(2), 133-137. doi:10.1016/s0109-5641(05)80044-2
- Sengez, G., ve Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
- Serinsöz, F., Ertaş, E., ve Güler, E. (2021). Ağartma materyallerinin çeşitli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne ve yüzey sertliğine etkilerinin in vitro olarak incelenmesi. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 27(3), 439-450.
- Shimokawa, C. A. K., Turbino, M. L., Giannini, M., Braga, R. R., and Price, R. B. (2018). Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials*, 34(8), 1211-1221. doi:10.1016/j.dental.2018.05.002
- Speight, J. G. (2019). *Handbook of industrial hydrocarbon processes*: Gulf Professional Publishing, 9-12.
- Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(5), 556-566. doi:10.1016/0022-3913(73)90036-x
- Stober, T., Gilde, H., and Lenz, P. (2001). Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dental Materials*, 17(1), 87-94. doi:10.1016/s0109-5641(00)00065-8
- Sulieman, M. (2004). An overview of bleaching techniques: I. History, chemistry, safety and legal aspects. *Dental Update*, 31(10), 608-610, 612-604, 616. doi:10.12968/denu.2004.31.10.608
- Sulieman, M., Addy, M., Macdonald, E., and Rees, J. S. (2004). A safety study in vitro for the effects of an in-office bleaching system on the integrity of enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 32(7), 581-590. doi:10.1016/j.jdent.2004.06.003

- Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., and Yamaki, M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *Journal of Dentistry*, 67(1), 24-28. doi:10.1177/00220345880670010401
- Teshima, W., Nomura, Y., Tanaka, N., Urabe, H., Okazaki, M., and Nahara, Y. (2003). ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, 24(12), 2097-2103. doi:10.1016/s0142-9612(02)00636-1
- Thadathil Varghese, J., Raju, R., Farrar, P., Prentice, L., and Prusty, B. (2023). Comparative analysis of self-cure and dual cure-dental composites on their physico-mechanical behaviour. *Australian Dental Journal*.
- Türkoğlu, Ö., ve Bulut, A. C. (2019). Geçmişten Günümüze Polimerizasyon Cihazları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 683-690.
- van Dijken, J. W., and Pallesen, U. (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry*, 51, 29-35. doi:10.1016/j.jdent.2016.05.008
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., Van Meerbeek, B., and Ermis, B. (2017). Bulk-fill composites: a review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95-109.
- Villalta, P., Lu, H., Okte, Z., Garcia-Godoy, F., and Powers, J. M. (2006). Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 95(2), 137-142. doi:10.1016/j.prosdent.2005.11.019
- Wassell, R. W., McCabe, J. F., and Walls, A. W. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dental Materials*, 8(4), 218-223. doi:10.1016/0109-5641(92)90088-t
- Watts, A., and Addy, M. (2001). Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *British Dental Journal*, 190(6), 309-316. doi:10.1038/sj.bdj.4800959
- Yanikoğlu, N., Duymuş, Z. Y., and Yilmaz, B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28(3), 344-351.
- Yap, A. U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*, 25(2), 113-120.
- Yazkan, B., Celik, E. U., and Recen, D. (2021). Effect of Aging on Surface Roughness and Color Stability of a Novel Alkasite in Comparison with Current Direct Restorative Materials. *Operative Dentistry*, 46(5), E240-e250. doi:10.2341/20-195-l
- Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., and Kim, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1165-1173. doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00970.x

- Zhao, X., Zanetti, F., Wang, L., Pan, J., Majeed, S., Malmstrom, H., Ren, Y. (2019). Effects of different discoloration challenges and whitening treatments on dental hard tissues and composite resin restorations. *Journal of Dentistry*, 89, 103182. doi:10.1016/j.jdent.2019.103182
- Zuryati, A. G., Qian, O. Q., and Dasmawati, M. (2013). Effects of home bleaching on surface hardness and surface roughness of an experimental nanocomposite. *Journal of Conservative Dentistry*, 16(4), 356-361. doi:10.4103/0972-0707.114362

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : TORBALI ÇOKKEÇECİ, İlke
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Okul/Program	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Nuh Mehmet Küçükçalık Anadolu Lisesi	1999

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

1. Torbalı Çokkeçeci İ., Arısu Deniz H., (2022). ‘Hipoplazik mine defektlerinin direkt kompozit lamina ile restorasyonu: Olgu sunumu’ 17-18 Aralık 2021 RDD Kış Sempozyumu ve 21. Anabilim Dalları Toplantısı
2. Torbalı Çokkeçeci İ., Arısu Deniz H., (2022). Hipoplazik mine defektlerinin direkt kompozit lamina ile restorasyonu: olgu sunumu. Selcuk Dental Journal , 17-18 Aralık 2021 RDD Kış Sempozyumu ve 21. Anabilim Dalları Toplantısı Özel Sayı, 9-12 . DOI: 10.15311/selcukdentj.1058913
3. Torbalı Çokkeçeci İ., Çoban S., Özcan S., Arısu HD., ‘Kompozit Lamine Veneerlerin Porselen Lamine Veneer İle Değiştirilmesi: Bir Olgu Sunumu’ TDB 26. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, 8-11 Eylül 2022
4. Tüzel S., Torbalı Çokkeçeci İ., Üçtaşlı M., Arısu HD., ‘Mine Hipomineralizasyonu Görülen Maksiller Santral ve Kanin Dişin Rezin İnfiltrasyon Tekniği ile Tedavisi: Olgu Sunumu’ Necmettin Erbakan Üni. 2. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, 1-3 Ekim 2022
5. Torbalı Çokkeçeci İ., Arısu HD., ‘Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Alkazit Restoratif Materyalin Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi’ RDD Kış Sempozyumu ve Ana Bilim Dalları Toplantısı, Adana, 17-18 Aralık 2022

6. Tüzel S., Torbalı Çokkeçeci İ., Üçtaşlı M.B., and Deniz Arısu H. (2022). Treatment of hypomineralized maxillary central and canine teeth with resin infiltration technique: A case report. *International Dental Research*, 12(Suppl. 1), 124–127. <https://doi.org/10.5577/intdentres.452>
7. Torbalı Çokkeçeci İ., Arısu HD., 'Vital Ağartma ve Kompozit Resin Restorasyonlar İle Estetik Rehabilitasyon: Olgu Sunumu' TDB 27. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye, 2023
8. Torbalı Çokkeçeci İ., Deniz Arısu H. Vital Ağartmanın Kompozit Resin Yüzey Sertliğine Etkisi. ADO Klinik Bilimler Dergisi. <http://dx.doi.org/10.54617/adoklinikbilimler.1340598>



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..