

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**BULK FİLL KOMPZİTLERDE ÖN ISITMANIN RENK  
DEĞİŞİMİNE VE MİKROSERTLİĞE ETKİSİ**

**Dt. Hande COŞKUN MUHİDDİNOĞLU**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA**

**2025**

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**BULK FİLL KOMPOZİTLERDE ÖN ISITMANIN RENK  
DEĞİŞİMİNE VE MİKROSERTLİĞE ETKİSİ**

**Dt. Hande COŞKUN MUHİDDİNOĞLU**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. A. Atila ERTAN**

**ANKARA  
2025**

**ONAY SAYFASI****05.05.2025****Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na**

Dt. Hande COŞKUN MUHİDDİNOĞLU'in 05/05/2025 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Bulk Fill Kompozitlerde Ön Isıtmanın Renk Değişimine Ve Mikrosertliğe Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** Prof. Dr Mehmet Muhtarogulları  
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Tez Danışmanı:** Prof. Dr. A. Atila Ertan  
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Üye:** Prof. Dr. R. Şenay Canay  
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Üye:** Prof. Dr. Güliz Aktaş  
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Üye:** Prof. Dr. Evşen Tamam  
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER

Dekan

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. (1)
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. (2)
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. (3)

30/04/2025

Hande Coşkun Muhiddinoğlu

<sup>1</sup>“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanın önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanın önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

\* Tez danışmanın önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Ahmet Atila ERTAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Hande COŞKUN MUHİDDİNOĞLU

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca tecrübesini ve desteğini esirgemeyen, vizyonuyla ve bilgisiyle beni her daim şaşırtan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam Sayın Prof. Dr. A. Atila Ertan'a,

Tez jürimde bulunarak beni onurlandıran ve hiçbir zaman güler yüzünü eksik etmeyen Sayın Prof. Dr. Evşen Tamam'a,

Ne zaman başım sıkışsa koştuğum, sohbet etmekten büyük keyif duyduğum aynı zamanda tez jürimde bulunarak beni onurlandıran değerli hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet Muhtarogulları'na,

Olaylara pozitif bakmayı öğreten, uzmanlık eğitimimden sonra da desteğini yanımda hissedeceğim değerli hocam Sayın Prof. Dr. Güliz Aktaş'a,

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen tüm saygıdeğer H.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve personeline,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım, bu süreci güzelleştiren değerli arkadaşlarım Ece Selen Koçar, Aybüke Çevik, Damla Bilgin, Handenur Ayalan'a,

Her koşulda yanımda olan, ne zaman düşsem elimden tutan, bir şeyler başarabiliyorsam sayesinde başarabildiğim, sevgisini, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen hayat arkadaşım, eşim Alp Muhiddinoğlu'na,

Yakında aramıza katılacak olmasına rağmen benimle geçirdiği kısa sürede beni hiç üzmeyen, yormayan, varlığıyla bana güç veren canım oğlum Ural'a

Tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b>ONAY SAYFASI</b>	<b>iii</b>
<b>YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI</b>	<b>iv</b>
<b>ETİK BEYAN</b>	<b>v</b>
<b>TEŞEKKÜR</b>	<b>vi</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>vii</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b>	<b>x</b>
<b>ŞEKİLLER</b>	<b>xii</b>
<b>TABLolar</b>	<b>xiv</b>
<b>ÖZET</b>	<b>xv</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>xvi</b>
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Kompozitlerin Tarihçesi	3
2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı	4
2.2.1. Organik Matriks Fazı (Resin Matriks)	4
2.2.1.1. Monomerler	4
2.2.1.2. Polimerizasyon Başlatıcılar	7
2.2.1.3. İnhibitörler	8
2.2.2. Ara Faz	9
2.2.3. İnorganik Faz (Doldurucu Fazı)	9
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	10
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma	10
2.3.1.1. Makrofil Kompozitler	10
2.3.1.2. Mikrofil Kompozitler	10
2.3.1.3. Hibrit Kompozitler	10
2.3.1.4. Nanofil Kompozitler	11
2.3.2. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma	11
2.3.2.1. Kondanse Edilebilir Kompozitler	11
2.3.2.2. Akışkan Kompozitler	11

2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	12
2.3.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler	12
2.3.3.2. Görünür Işıqla Polimerize Olan Kompozit Rezinler	13
2.3.3.3. Hem Kimyasal Hem Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler	13
2.3. Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler	14
2.3.1. Ormoserler	14
2.3.2. Siloranlar	14
2.3.2 İyon Salabilen Kompozit Rezinler	15
2.3.3. Kendiliğinden Bağlanabilen (Self Adeziv) Kompozit Rezinler	15
2.3.4. Antibakteriyel Kompozit Rezinler	16
2.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	17
2.3.6. Bulk Fill Kompozitler	17
2.4. Yüzey Sertliği ve Aşınma Direnci	18
2.4.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri	18
2.4.1.1. Vickers Sertlik Testi	19
2.4.1.2. Knoop Sertlik Testi	19
2.4.1.3. Rockwell Sertlik Testi	20
2.4.1.4. Brinell Sertlik Testi	20
2.5. Renk ve Optik Özellikler	21
2.5.1. Işık Kaynağı	22
2.5.2. Gözlemcinin Renk Algısı	23
2.5.3. Objenin Rengi	23
2.6. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar	24
2.6.1. Floresans	24
2.6.2. Opalesans	24
2.6.3. Translüsensi (Yarı Saydamlık)	25
2.6.4. Opasite	26
2.6.5. Transparanlık (Şeffaflık)	26
2.7. Rengin Ölçülmesi	26
2.7.1. Munsell Renk Sistemi	26
2.7.1.1. Hue (Rengin Tonu)	27

2.7.1.2. Value (Rengin Parlaklığı, Açıklık-Koyuluk)	27
2.7.1.3. Chroma (Rengin Yoğunluğu)	27
2.7.2. CIE Lab Renk Sistemi ve Renk Uzayı	28
2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri	28
2.8.1. Diş Hekimliğinde Görsel Renk Ölçümü	29
2.8.2. Diş Hekimliğinde Enstrümantal Renk Ölçümü	30
2.8.2.1 Kolorimetreler	30
2.8.2.2. Spektrofotometreler	31
2.8.2.3. Dijital Görüntüleme Cihazları	32
2.9. Kompozit Resinlerin Isıtılarak Uygulanması	32
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>33</b>
3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozitler	34
3.2. Örneklerin Gruplandırılması	35
3.3. Örneklerin Hazırlanması	36
3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	39
3.5. Örneklerin Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması	40
3.6. Örneklerin Yaşlandırılması	42
3.7. İstatistiksel Analiz	44
<b>4. BULGULAR</b>	<b>45</b>
4.1. İstatistiksel Analiz	56
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>62</b>
<b>6. SONUÇLAR</b>	<b>68</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>69</b>
<b>8. EKLER</b>	<b>85</b>
EK-1. Orjinallik Raporu	85
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>90</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>10-MDP</b>	10-Metakriloiloksideasil Dihidrojen Fosfat
<b>AAA</b>	Accelerated Artificial Aging – Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma
<b>AFM</b>	İlave Fragmentasyon Monomeri
<b>AT</b>	Kabul Edilebilirlik Eşiği
<b>AUDMA</b>	Aromatik Üretan Dimetakrilat
<b>BAPO</b>	Bisaçıl Fosfin Oksit
<b>BFK</b>	Bulk Fill Kompozit
<b>BHT</b>	Dibütilhidroksitoluen
<b>Bis-EMA</b>	Etoksillenmiş Bisfenol A Glikol Dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	Bisfenol A Gisidil Metakrilat
<b>BPA</b>	Bisfenol A
<b>CIE</b>	Commission Internationale de l’Eclairage
<b>cm</b>	Santimetre
<b>DD</b>	Dönüşüm Derecesi
<b>DDDMA</b>	1,12-Dodecanediol Dimetakrilat
<b>dk</b>	Dakika
<b>DMAEMA</b>	Dimetilaminoetil Metakrilat
<b>γ-MPS</b>	γ-metakriloksipropiltrimetoksi silan
<b>gf</b>	Gram-Kuvvet
<b>GPDM</b>	Gliserol Fosfat Dimetakrilat
<b>HEMA</b>	Hidroksietil Metakrilat
<b>ISO</b>	Uluslararası Standartlar Örgütü
<b>kgf</b>	Kilogram-Kuvvet
<b>Log</b>	Logaritma
<b>m<sup>2</sup></b>	Metrekare
<b>mm</b>	Milimetre
<b>mW</b>	Milivolt

<b>MDPB</b>	12-Metakriloksidodesil-Piridinyum Bromür
<b>N</b>	Newton
<b>nm</b>	Nanometre
<b>pH</b>	Potansiyel Hidrojen
<b>PH</b>	Preheat – Ön Isıtma Uygulanmış
<b>PPD</b>	1-fenil-1,2 propanedion
<b>PT</b>	Algılanabilirlik Eşiği
<b>RBK</b>	Rezin Bazlı Kompozit
<b>RGB</b>	Red Green Blue
<b>RT</b>	Room Temperature – Oda Sıcaklığında
<b>s</b>	Saniye
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silisyum Dioksit
<b>TEGDMA</b>	Trietilen Glikol Dimetakrilat
<b>TPO</b>	Triaçil Fosfin Oksit
<b>UDMA</b>	Üretan Dimetakrilat
<b>UV</b>	Ultraviyole
<b>VHN</b>	Vickers Mikrosertlik Sayısı
<b>W</b>	Volt
<b>YbF<sub>3</sub></b>	İterbiyum Triflorür
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonya Dioksit
<b>µm</b>	Mikrometre

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Dental kompozit restoratif sistemlerin zamanla gelişim çizelgesi	3
2.2. BPA ve Bis-GMA'nın moleküler yapısı	5
2.3. Bisfenol A glisidil dimetakrilat (bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilatın (TEGDMA) kimyasal yapısı	6
2.4. Kamforkinonun kimyasal yapısı	8
2.5. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin fotopolimerizasyonu	13
2.6. Sertlik ölçümlerinde batıcı şekilleri ve izleri: Vickers, Knoop, Rockwell ve Brinell sertlik testleri	19
2.7. Brinell sertlik testi. <b>A</b> , Yumuşak materyalde meydana gelen girinti. <b>B</b> , Daha sert materyalde meydana gelen girinti. <b>C</b> , Girintilerin mikroskop görüntüsü	21
2.8. Rengin algılanabilmesi için gerekli üç faktör	22
2.9. Floresans	24
2.10. İletilen ışık altında diş kahverengi/sarı, yansıyan ışık altında ise mavi tonlarda görünür	25
2.11. Munsell Renk Sistemi	27
2.12. Vita Classical renk skalası	29
2.13. a) VITA Toothguide 3D-MASTER, b) VITA Linear guide 3-D MASTER	30
2.14. Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler	31
2.15. Diş hekimliğinde kullanılan spektrofotometreler	31
3.1. Örneklerin dağılımı	33
3.2. Çalışmada kullanılan BFK'ler <b>a)</b> Tetric N-Ceram Bulk Fill Kompozit, <b>b)</b> Filtek One Bulk Fill Kompozit, <b>c)</b> GrandioSO x-tra Bulk Fill Kompozit	35
3.3. Çalışmada kullanılan teflon kalıp.	36
3.4. Çalışmada kullanılan kompozit ısıtıcı.	36
3.5. Çalışmada kullanılan GC D-Light Pro LED polimerizasyon cihazı.	37
3.6. Çalışmada kullanılan kompozit polisaj diskleri.	38
3.7. Örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.	38

3.8.	Çalışmada kullanılan etüv fırını.	38
3.9.	Örneklerin distile su içerisinde 37°C etüv fırınında bekletilmesi.	39
3.10.	Çalışmada kullanılan Konica Minolta CM-17d spektrofotometre.	39
3.11.	Çalışmada kullanılan mikrosertlik ölçüm cihazı Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya).	40
3.12.	Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) ile Vickers mikrosertlik ölçümü.	41
3.13.	Mikrosertlik ölçümünün gerçek zamanlı mikroskop görüntüsü.	41
3.14.	Çalışmada kullanılan UV yaşlandırma cihazı.	42
3.15.	Tetric N-Ceram BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.	43
3.16.	Filtek One BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.	43
3.17.	GrandioSO x-tra BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.	44
3.18.	Örneklerin test kabineye yerleştirilmesi.	44
4.1.	İşlem türlerine göre materyaller için renk değişimi ortalamaları ve %95 güven aralıkları.	58
4.2.	Farklı BFK'lerin (Tetric N-Ceram, GrandioSO x-tra, Filtek One) ön ısıtılmış (PH) ve oda sıcaklığında (RT) uygulanmış gruplarına ait $\log_{10}(\Delta E)$ renk değişimi değerlerinin kutu grafiği ile dağılımı.	58
4.3.	Farklı BFK'lerin (Tetric N-Ceram, GrandioSO x-tra, Filtek One) ön ısıtılmış (PH) ve oda sıcaklığında (RT) uygulanmış gruplarına ait $\Delta E$ renk değişimi değerlerinin kutu grafiği ile dağılımı.	59
4.4.	İşlem türlerine göre materyaller için mikrosertlikte değişim ortalamaları ve %95 güven aralıkları.	61

## TABLOLAR

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
3.1. Çalışmada kullanılan kompozitlerin üretici firma, ürün tipi, içerik, doldurucu miktarı ve renk bilgileri	34
3.2. Çalışmada kullanılan kompozitlerin ışınlama süreleri	37
4.1. Yaşlandırma öncesi örneklerin renk ölçüm değerleri	45
4.2. Yaşlandırma sonrası örneklerin renk ölçüm değerleri	47
4.3. CIE L*a*b* $\Delta E^*_{ab}$ değerleri	49
4.4. CIE L*a*b* Log10 tabanında $\Delta E^*_{ab}$ değerleri	50
4.5. Yaşlandırma öncesi örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri	51
4.6. Yaşlandırma sonrası örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri	53
4.7. $\log_{10}(\Delta E)$ ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	56
4.8. $\log_{10}(\Delta E^*_{ab})$ üzerindeki iki yönlü ANOVA sonuçları	57
4.9. $\log_{10}(\Delta E^*_{ab})$ bakımından materyal türlerinin ikişerli karşılaştırma sonuçları	57
4.10. Mikrosertlik ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	60
4.11. Mikrosertlik değişimi üzerindeki iki yönlü ANOVA sonuçları	60

## ÖZET

**Coşkun Muhiddinoğlu, H., Bulk Fill Kompozitlerde Ön Isıtmanın Renk Değişimine ve Mikrosertliğe Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2025.** Rezin bazlı kompozitlerin kullanımındaki zorluklar, polimerizasyon derinliği artırılmış ve tek seferde kalın tabakalar yerleştirilmesine imkân tanıyan bulk fill kompozitlerin geliştirilmesini kaçınılmaz kılmıştır. Ön ısıtma işlemi, bulk fill kompozitlerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesinde ve kaviteye yerleştirilmesinde birçok kolaylık sağlamıştır. Çalışmamızda bulk fill kompozitlerin ön ısıtma ile renk stabilitesi ve mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla üç farklı kompozit materyalinden toplamda n=90 örnek üretilmiş ve her bir kompozit grubunda n=15 örneğe polimerizasyondan önce ön ısıtma uygulanmıştır. Yaşlandırma işleminden önce her örneğin renk ve mikrosertlik değerleri ölçülmüştür. Renk ölçümleri Konica Minolta CM17d spektrofotometre, mikrosertlik ölçümleri Shimadzu HMV-2 kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Örnekler QUV hızlandırılmış yaşlandırma cihazında 300 saat bekletilmiş ve ardından renk ve mikrosertlik ölçümleri tekrarlanmıştır. Renk farklılık değerleri CIELab formülüne göre hesaplanmıştır. Mikrosertlik ölçümlerinin ilk ve son değerleri arasındaki fark hesaplanmıştır. Elde edilen veriler iki yönlü ANOVA ile analiz edilmiştir. Ön ısıtma işleminin renk değişimi ve mikrosertlik değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). GrandioSO x-tra bulk fill kompozit materyalinin renk stabilitesi diğer marka kompozitlere göre daha üstün bulunmuştur. Örneklerin tamamında algılanabilirlik ve klinik olarak kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde renk değişimi görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Bulk fill kompozitler, ön ısıtma, mikrosertlik, renk stabilitesi

**Destekleyen Kurumlar:** H.Ü.B.A.K.B Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2024-21511)

## ABSTRACT

**Coşkun Muhiddinoğlu, H., The Effect of Preheating on Color Change and Microhardness in Bulk-Fill Composites, Hacettepe University, Prosthodontics Program, Specialty Thesis, Ankara, 2025.** Challenges associated with the use of resin-based composites have made the development of bulk-fill composites inevitable, allowing increased polymerization depth and the placement of thick layers in a single increment. Preheating has provided several advantages in improving the mechanical properties of bulk-fill composites and facilitating their placement into the cavity. In this study, it was aimed to evaluate the effects of preheating on the color stability and microhardness changes of bulk-fill composites. For this purpose, a total of n=90 samples were prepared from three different composite materials, and n=15 samples from each composite group were subjected to preheating prior to polymerization. Color and microhardness values of each sample were measured before the aging process. Color measurements were performed using a Konica Minolta CM-17d spectrophotometer, and microhardness measurements were conducted using a Shimadzu HMV-2 microhardness tester. The samples were then subjected to 300 hours of accelerated aging in a QUV aging device, after which color and microhardness measurements were repeated. Color differences were calculated according to the CIELab formula. The differences between the initial and final microhardness values were also calculated. The obtained data were analyzed using two-way ANOVA. Preheating was found to have no significant effect on color change or microhardness change ( $p>0.05$ ). The GrandioSO x-tra bulk-fill composite demonstrated superior color stability compared to the other brands. All samples exhibited color changes above the perceptibility and clinical acceptability thresholds.

**Keywords:** Bulk-fill composites, preheating, microhardness, color stability

**Supported by:** H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2024-21511)

## 1. GİRİŞ

Artan estetik talepler, cıva toksisitesi, çevreye zararları ve yasal düzenlemeler nedeniyle amalgamın son yıllarda kullanımını önemli ölçüde azalmıştır. Resin bazlı kompozitler (RBK), posterior dişlerin restorasyonu için tercih edilen bir materyal olarak amalgamın yerini büyük ölçüde almıştır.

Kompozit restorasyonlar; kavite preparasyonları, ışıkla polimerize edilebilmeleri, diş renginde olmaları, tamir edilebilirlikleri ve mikro-mekanik ve kimyasal tutuculuk özellikleri sayesinde amalgama kıyasla daha konservatif materyaller olarak kabul edilmektedir. Ancak posterior bölgede uygulanan kompozit restorasyonlar, polimerizasyon büzülmesi ve sınırlı polimerizasyon derinliği gibi nedenlerle tabakalama tekniği, etkili ışıkla polimerizasyon ve uygun izolasyon gerektirdiğinden, uygulama açısından teknik olarak zorlayıcı ve zaman alıcıdır.(1,2)

Tabakalama tekniği, kompozitin her bir tabakasının 2 mm'den daha az olacak şekilde birkaç tabaka halinde yerleştirilmesini, adapte edilmesini ve polimerizasyonunu içerir. Tabakalama tekniğinin dezavantajları arasında, kompozit katmanları arasındaki boşluklar, kontaminasyon, bonding hataları ve küçük kavitelere yerleştirme zorluğu yer alır.(1) Mikrosızıntı, resin kompozitlerin başarısızlığına katkıda bulunan önemli faktörlerden biridir. Etkili bir kenar uyumu posterior kompozitlerde kritik öneme sahiptir. Bu nedenle başarılı posterior direkt kompozit restorasyonlar oluşturabilmek için kompozit ve diş arasındaki marjinal bütünlüğü korumak ve mikrosızıntıyı engellemek hayati önem taşımaktadır.(3) Direkt kompozitlerin kenar sızdırmazlığı, kavite konfigürasyonu, kompozit resinin fiziksel, mekanik ve viskoelastik özellikleri, adeziv bağ, restorasyon tekniği ve polimerizasyon yöntemi gibi faktörlere bağlıdır.(4,5) Restorasyonların kenar uyumu, kullanılan malzemenin polimerizasyon büzülmesiyle doğrudan ilişkilidir.(6) Direkt kompozit restorasyonların en büyük dezavantajlarından olan polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu gerilim, diş-restorasyon arasındaki bağlantının zayıflamasına neden olur. Bu bağlantının bozulması, tekrarlayan çürüklere veya postoperatif hassasiyete neden olacak bakteri geçişine izin verir ve dolayısıyla restorasyonun ömrü kısalmış

olur.(7–10) RBK'lerin teknik hassasiyeti yeni bir materyal kullanımını gerektirmiştir. Bu ihtiyaç doğrultusunda ortaya çıkan bulk-fill kompozitler (BFK) polimerizasyon büzülmesini, kaviteye adaptasyonu veya dönüşüm derecesini (DD) olumsuz etkilemeden mevcut tabakalama tekniği yerine 4 mm kalınlığında yığınlar halinde yerleştirme seçeneği sunmaktadır.(11)  reticiler bu polimerizasyon derinliğini, yarı saydamlığı geliştirerek, bileşimine yeni foto-başlatıcıları dahil ederek ve hacimsel büzülmeyi azaltarak sağlamaktadır.(12) Tüm BFK materyalleri, restorasyonun estetik veya fiziksel özelliklerini geliştirmek için geleneksel RBK ile kaplanabilir.(13)

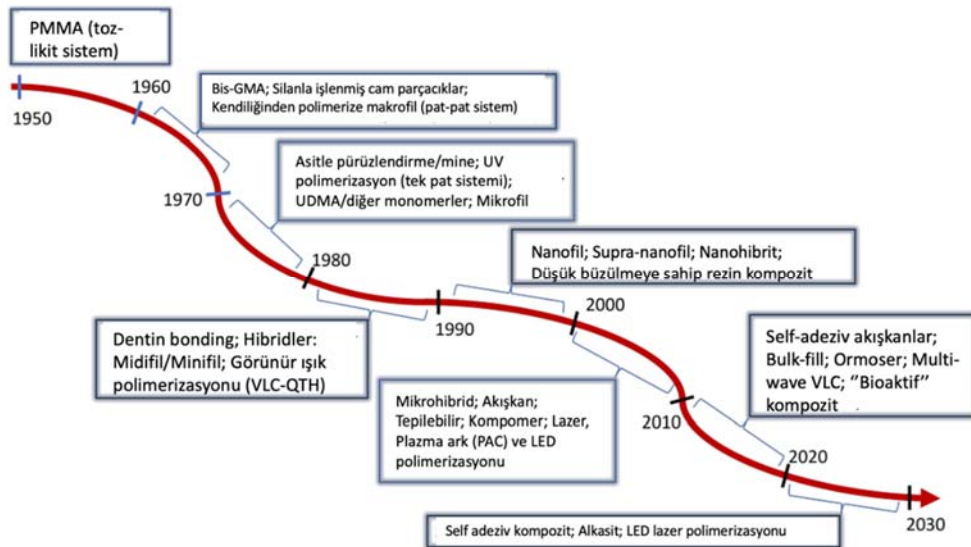


## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozitlerin Tarihçesi

Dr. Rafael Bowen, daha önceleri kullanılmaya çalışılan akril kökenli restoratif materyaller yerine, 1962 yılında, öğütülmüş kuvars parçacıklarıyla doldurulmuş epoksi rezinleri tanıtmak için bir girişimde bulundu. (14)

Dr. Bowen, daha ileri araştırmaları sonucunda, Bis-GMA monomerinin (bisfenol A glisidil metakrilat) elde edilmesiyle sonuçlanan ve genellikle Bowen reçinesi olarak anılan hibrit bir molekül üretti.(15) Bu materyal, 1963 yılında diş hekimliği literatürüne girdi.(16) Bowen'ın bu icadı, RBK'lerin yolunu açtı. Yeni kompozitler, o zamanlar kullanılan akriliklerle karşılaştırıldığında daha sağlamdı, daha az polimerizasyon büzülmesine sahipti, dışinkine benzer bir termal genleşme katsayısına sahipti ve daha estetikti. Yine eşdeğer öneme sahip olan başka bir gelişme ise, Dr. Michael Buonocore tarafından geliştirilen mine için asitle pürüzlendirme tekniğidir.(17) Fosforik asitle aşındırma, kompozit restorasyonların, mine kenarlarına mekanik olarak bağlanmasını sağlamıştır. Başlangıçta kullanımı esas olarak estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonlarla sınırlıydı ve posterior restorasyonlar amalgamlar ile restore edilmeye devam etmekteydi. Bu, yıllar içinde hem kompozit restorasyonların hem de dişe adezyonlarının gelişmesiyle değişmiştir. (Şekil 2.1.)



Şekil 2.1. Dental kompozit restoratif sistemlerin zamanla gelişim çizelgesi.(18)

## 2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit, "bileşenleri ayıran belirgin bir ara yüze sahip en az iki adet kimyasal olarak farklı malzemenin üç boyutlu birleşimi" olarak tanımlanmıştır.(19)

Kompozitler üç ana bileşenden oluşur: Organik matriks fazı (rezin matriks), inorganik faz (doldurucu) ve ara faz.(20) Rezin kompozitlerin özellikleri ve dolayısıyla performansı, materyalin üç temel bileşenine bağlıdır.(21)

### 2.2.1. Organik Matriks Fazı (Rezin Matriks)

Polimerize edilmiş bir dental rezin kompozitin, rezin bileşeni polimer bir matrikstir. Polimer, monomer adı verilen birçok küçük birimin tekrar tekrar birbirine bağlanmasıyla oluşan büyük bir moleküldür. Monomerlerin bir araya getirilerek polimerlere dönüştürüldüğü işleme polimerizasyon denir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvıdır ve polimerizasyon sürecinde katılara dönüşürler.(21)

Organik matriks, monomerler, fotopolimerizasyon başlatıcıları, hızlandırıcılar, inhibitörler ve renk bileşiklerini içerir.(22)

#### 2.2.1.1. Monomerler

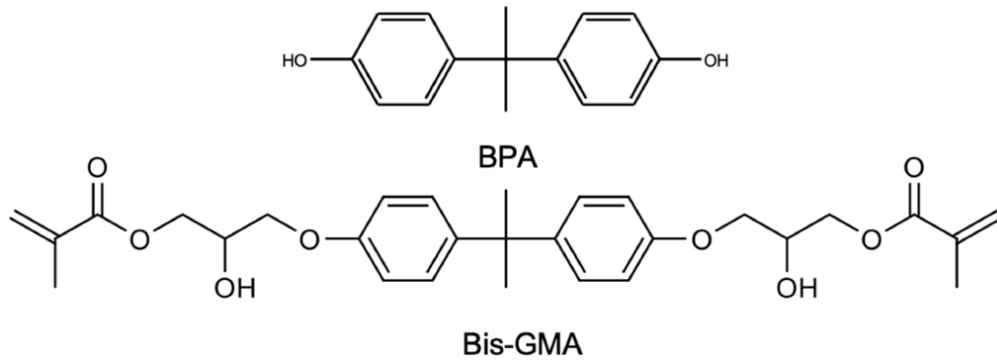
Matrikste en yaygın kullanılan monomerler şunlardır: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), hidroksietil metakrilat (HEMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA).(23)

Organik matriks çoğunlukla Bis-GMA'dan oluşur.(24) Bis-GMA'nın büyük molekül yapısı ve karbon-karbon çift bağları, dayanıklı ve mekanik olarak güçlü polimerlerin oluşmasını sağlar.(18)

Yıllar boyunca birçok farklı dimetakrilat monomeri tanıtılmıştır.(25–29) Dental kompozit rezinlerin genel olarak biyouyumlu olduğuna inanılsa da

malzemelerden Bisfenol A (BPA) salınımı konusunda endişeler ortaya çıkmıştır. Tipik olarak, BPA kompozitlerin formülasyonunda kullanılmaz ve Bis-GMA'nın bozunmasının bir yan ürünü olmasa da diğer dimetakrilatların hidrolizi ile oluşabilir.(30) BisGMA'nın kimyasal yapısının hidrolizi önlenmesi beklenmektedir. Buna rağmen, polimerizasyon işleminin tamamen gerçekleşmediği durumlarda, Bis-GMA üretimi sırasında BPA (Şekil 2.2) istenmeyen bir yan ürün olarak ortaya çıkabilir.(31,32) Bis-GMA'nın bir diğer dezavantajı yüksek viskozitesidir. Yüksek viskozite, monomere doldurucu eklenmesini zorlaştırır.(33)

BPA içeren BisGMA'nın yerini alacak birkaç yeni monomer sınıfı araştırılmaktadır. Bunların arasında oksiranlar,(34–36) safra asidi türevleri,(37,38) dendrimerler,(39,40) izosorbidler,(41,42) ve diğerleri yer almaktadır.(43–45)



Şekil 2.2. BPA ve Bis-GMA'nın moleküler yapısı.(31)

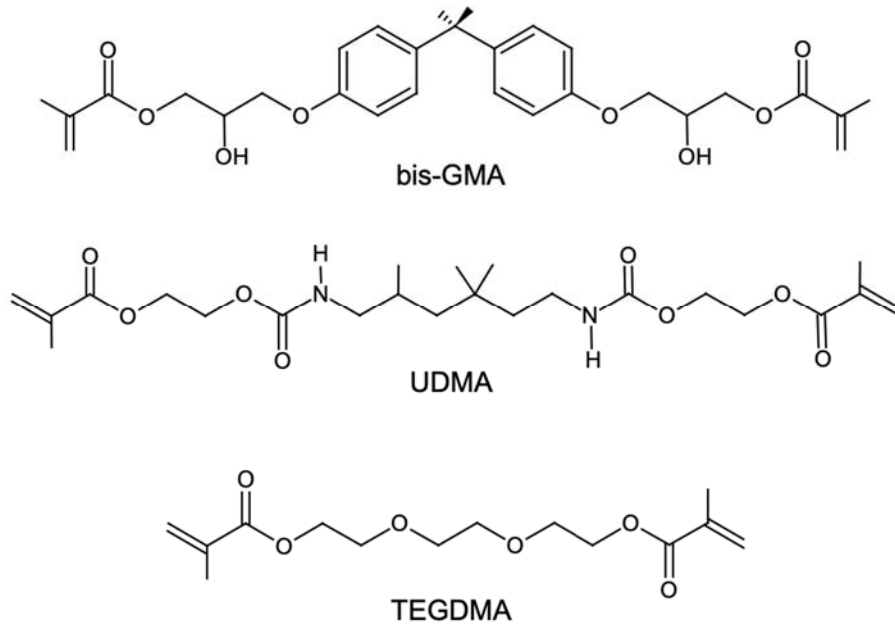
Bis-GMA'nın yanında, kompozit formülasyonlarında yaygın olarak kullanılan bir diğer monomer UDMA (1,6-bis(metakriloksi-2-etoksikarbamil)-2,4,4-trimetilhekzan)'dır. (46) Bu monomerlerin moleküler ağırlıkları BisGMA'nın moleküler ağırlığına neredeyse eşittir, ancak daha az viskozdur. Ayrıca UDMA kullanımı sonucunda BPA oluşma riski yoktur.(27)

Bis-GMA ve UDMA tek başlarına oldukça viskoz olduklarından, TEGDMA (Trietilenglikol-dimetakrilat) ve Bis-EMA (Bisfenol A etoksilat dimetakrilat) gibi kısa zincirli monomerlerle farklı kombinasyonlarda karıştırılır. (Şekil 2.3)(47–50) Monomer karışımının viskozitesi ne kadar düşük olursa karışıma o kadar fazla doldurucu eklenebilir ve doldurucu miktarının artması ile materyalin fiziksel

özellikleri geliştirilebilir. Fakat aşağıda açıklanacağı üzere Bis-GMA'nın seyreltilmesinin, polimerizasyon büzülmesine olumsuz etkileri olacaktır.(27)

Dental rezin kompozitlerle ilgili en büyük zorluklardan biri, polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkilerinin üstesinden gelmek olmuştur.(30,51–54) Bu sorunu çözenin en doğrudan yaklaşımı, polimerizasyon büzülmesi daha az olan monomerler geliştirmektir.(55) Daha büyük/uzun monomerlerin kompozitlere dahil edilmesiyle daha düşük polimerizasyon büzülmesi elde edilmiştir. Polimerizasyon sonrasında meydana gelen monomer-monomer bağlantısında meydana gelen boyutsal değişim azaltılmıştır.(56) Molekül yapısı büyük olan Bis-GMA içeriği ne kadar düşük ve TEGDMA oranı ne kadar yüksek olursa, polimerizasyon büzülmesi o kadar yüksek olur.(24)

TEGDMA'nın polimerizasyon büzülmesinin yanı sıra su emilimini artırması ve oral dokular üzerinde çeşitli biyolojik yan etkiler oluşturma olasılığı da diğer dezavantajlarıdır.



**Şekil 2.3.** Bisfenol A glisidil dimetakrilat (bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilatın (TEGDMA) kimyasal yapısı.(50)

### 2.2.1.2. Polimerizasyon Başlatıcılar

Kompozitlerin uygulanmasında devrim yaratan en büyük değişiklik, ışıkla polimerizasyon teknolojisinin tanıtılmasıyla gerçekleşmiştir.(57–59)

Polimerizasyon süreci üç aşamadan oluşur: başlama, ilerleme ve sonlanma. Polimer zincirini uzatmak için serbest radikallere ihtiyaç vardır ve bu radikaller fotobaşlatıcılar tarafından oluşturulur.(60) Serbest radikaller çeşitli termal, fotokimyasal ve indirgenme-yükseltgenme reaksiyonlarıyla üretilebilir.(61) Bu nedenle, dental kompozitler; ışıkla polimerize olabilir, kimyasal olarak polimerize olabilir veya hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilir.(62)

Serbest radikaller, mavi ışık polimerizasyonu sonucu oluşur. Polimerizasyon esnasında başlatıcı ve eş-başlatıcı arasında elektron alışverişi gerçekleşir. Bu süreç sonucunda ayrılan hidrojenler, serbest radikalleri üretir. Başlatıcı molekül ketil radikaline dönüşür ve eş-başlatıcı molekül amino alkil radikaline dönüşür. Alken grubunun son elektronu, monomerin karşıt ucuna ulaşır ve molekülün tamamı radikal haline gelir. Bu radikal, başka bir monomerle reaksiyona girer ve bu da zincirleme bir reaksiyonun başlamasına neden olur. İki radikal birbiriyle etkileşime girdiğinde, reaksiyon sona erer. Bazı monomerler polimerize olmaz. Polimerizasyon sırasında monomerlerin çift bağlarının ne kadarının reaksiyona girip girmediği dönüşüm derecesi (DD) olarak ifade edilir.(63) DD, dental rezinin fiziksel ve biyolojik özelliklerini etkileyen önemli bir parametredir. Düşük DD, malzemenin biyouyumluluğunu olumsuz etkiler, çünkü reaksiyona girmemiş moleküller çevre dokulara sızabilir.(64,65)

Ultraviyole ışık, benzoin metil eter veya benzeri UV'ye duyarlı bileşikler içeren dolgu materyalleri ve kompozitler için bir aktivatör olarak 1970'lerde kullanılmaya başlandı ve UV ışığının penetrasyon derinliğindeki sınırlamalar (400 nm dalga boyunun altında) ve nispeten yüksek yoğunluklu UV radyasyonuna maruz kalma konusundaki endişeler nedeniyle, UV, 1970'lerin sonu ve 1980'lerin başında dental kompozitlerin polimerizasyonu için görünür ışık aktivasyon teknolojisine yerini

bıraktı. Kompozitler, içerisine kamforkinon ve bir tersiyer amin aktivatörü dahil edilerek görünür ışıkla polimerize edilebilir hale getirildi.

Kamforkinon (**Şekil 2.4**), elektromanyetik spektrumun mavi bölgesinde yaklaşık 468 nm'de fotonları en verimli şekilde emen ışığa duyarlı moleküldür ve daha yüksek bir enerji durumuna yükseltilir. Amin daha sonra kamforkinon ile reaksiyona girer ve amin, monomer üzerindeki karbon-karbon çift bağının reaksiyonu ve bölünmesi yoluyla polimerizasyonu başlatan radikal haline gelir. Aktifleştirilmiş monomer daha sonra başka bir monomerle reaksiyona girer ve bu şekilde polimeri yaymaya devam eder. (18)



**Şekil 2.4.** Kamforkinonun kimyasal yapısı.(18)

Kamforkinon, oldukça sarı bir moleküldür ve polimerizasyon esnasında onu indirgememek materyalde istenmeyen sarı bir rengin kalmasına sebep olur. Bu nedenle Kamforkinon yerine daha az yoğun renge sahip fotobaşlatıcılar aranmıştır, örneğin, 1-fenil-1,2 propanedion (PPD), bisaçıl fosfin oksit (BAPO), triaçil fosfin oksit (TPO) ve germanyum bazlı Ivoserin. (57)

Fotobaşlatıcı sistemleri hâlâ gelişim aşamasındadır. Dental kompozitlerin bileşimindeki bu küçük bileşenin malzemelerin biyomekanik ve kimyasal özellikleri üzerinde büyük bir etkisi olduğu kanıtlanmıştır. Ancak, restorasyonların uygun mekanik özellikleri ve estetik görünümünü sağlayacak olan ideal çözüm hâlâ bulunamamıştır.(23)

### 2.2.1.3. İnhibitörler

Dibütilhidroksitoluen (BHT), hidrokinon ve hidrokinon monometil eter gibi polimerizasyon inhibitörleri, doğal veya yapay ışıkla temas ettiklerinde erken veya

kendiliğinden gerçekleşen polimerizasyonu engellemek amacıyla RBK materyallerine eklenir. Ticari kompozitlerde en sık kullanılan polimerizasyon inhibitörü BHT'dir. (67) Bu inhibitörler serbest radikallerin reaksiyonlarını sınırlandırarak polimerizasyon sürecini durdurur ve tamamen tüketilene kadar kesintiye uğratar.(68)

### 2.2.2. Ara Faz

İnorganik doldurucu ile organik matriks arasında bağlantı sağlayan ara faz, en az miktarda bulunan faz olmasına rağmen kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkiler yaratabilir. Ara fazı, tipik olarak organosilanlar oluşturur ve bunlar silan bağlayıcı ajan olarak adlandırılır. Bu faz, inorganik doldurucu ile organik matriks fazını kimyasal olarak bağlamak için tasarlanmıştır. (69–71) Organik matriks ile inorganik doldurucular arasında etkili bir bağlanmanın, bozunma süreçlerini yavaşlattığı,(72) doldurucu yüzeyini kırılmalara karşı koruduğu,(73) yük ve gerilimin esnek organik matriksten, daha sert ve güçlü inorganik dolduruculara iletimini sağladığı bildirilmiştir.(74) Dental kompozitlerde en yaygın kullanılan silan,  $\gamma$ -metakriloksipropiltrimetoksi silan ( $\gamma$ -MPS)'dir. (75)

### 2.2.3. İnorganik Faz (Doldurucu Fazı)

İnorganik faz, genellikle organik matriks fazı içine dağılmış çeşitli büyüklükteki cam ve/veya oksit seramik parçacıklarından oluşur. Kompozitlerin mekanik özellikleri, işlenebilmesi ve estetik özellikleri doldurucu bileşenlerinden güçlü bir şekilde etkilenir.(76,77) Yüksek dolduruculu kompozitlerde ısıl genleşme katsayısı, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azalırken; elastik modülü, çekme dayanımı ve kırılma dayanımı artar. Bu nedenle kompozitler, kullanılan doldurucu maddenin türüne göre sınıflandırılmıştır.(78) Genellikle daha küçük parçacıkların yüzey aşınmasına karşı daha fazla direnç sağladığına inanılmaktadır.(79–81) Bununla birlikte, ortalama parçacık boyutu 5 ila 30  $\mu$ m arasında olan makro dolgulu kompozitler, estetik nedenlerden dolayı günümüzde daha az sıklıkla kullanılmaktadır.(82)

### **2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

#### **2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma**

##### **2.3.1.1. Makrofil Kompozitler**

Makrofil kompozit resinler veya geleneksel kompozit resinler doldurucu olarak kuvars ile stronsiyum veya baryum cam içerir. Doldurucu partikülleri 10-100 µm boyutundadır. Makrofil kompozit resinin doldurucu partikülleri nispeten büyük boyutlara ve sert bir yapıya sahiptir. Bu nedenle polisajı zor olabilir ve temasta karşıt dişte aşınmaya sebep olabilir.(83,84)

##### **2.3.1.2. Mikrofil Kompozitler**

1970'lerin sonunda mikrofil kompozit resinler keşfedilmiştir. Bu resin 0.04-0.2 µm arasında partikül boyutlarında ve ağırlıkça %30 doldurucu kapasitesine sahiptir. Doldurucu oranını ağırlıkça %30 – 50 oranına çıkarmak için, önceden polimerize edilmiş resin, koloidal silika partikülleriyle öğütülmüş ve ardından resin matrisi ile mikro boyutlu dolgu partikülleriyle birleştirilmiştir. (84,85)

Mikrofil kompozit resinler, diğer kompozit resinlere kıyasla yüksek polisaj kabiliyetine sahiptir.(83,84) Mikrofil kompozit resinlerde doldurucu oranının artırılması, polimerizasyon büzülmesini azaltır. Ancak, bu kompozit resinlerin dezavantajı, kompozit partikülleri ile matris arasındaki zayıf bağ nedeniyle stres taşıyan yüzeylerin restorasyonu için uygun olmamasıdır.(83)

##### **2.3.1.3. Hibrit Kompozitler**

Hibrit kompozit resinler makrofil ve mikrofil kompozit resinlerin kombinasyonu şeklindedir.(86,87) Bu iki dolgu tipinin kombinasyonu, makrofil kompozit resinin fiziksel özelliklerini, mikrofil kompozit resinin pürüzsüz polisaj yüzeyi ile birleştirmeyi amaçlamaktadır.(84) Hibrit kompozit resin, iyi aşınma

direncine ve mekanik özelliklere sahiptir, bu nedenle yüksek stres taşıma kapasitesi gerektiren restorasyonlar için kullanılabilir.(88)

#### **2.3.1.4. Nanofil Kompozitler**

Günümüzde nanoteknolojideki ilerlemeler diş hekimliğinde de kendisini göstermektedir ve bu sayede doldurucu büyüklüğü 25-75 nm arasında değişen nanofil kompozitler geliştirilmiştir. Bu nanofill kompozitler, düşük polimerizasyon büzülmesi, geliştirilmiş mekanik ve optik özellikler ve iyileştirilmiş cilalanabilme gibi birçok avantaja sahiptir. Bu maddeler mikrofil ve mikrohibrit kompozitlere oranla aşınmaya karşı daha dayanıklıdır.(89–91)

#### **2.3.2. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma**

##### **2.3.2.1. Kondanse Edilebilir Kompozitler**

Kondanse edilebilir kompozitlerde inorganik doldurucu oranı ve partikül miktarı artırılmıştır. Amalgama benzer şekilde kondanse edilebilen bu viskoz kompozitlerin doldurucu partikülleri hibrit kompozitlere göre daha büyüktür. Kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi, proksimal temas noktalarının istenen şekilde oluşturulabilmesi ve okluzal anatominin kolayca yeniden oluşturabilmesi önemli avantajlarından. Ancak yüzey özelliklerinin kötü olması, iyi kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında hava kabarcıklarının kalması ve ön dişlerde estetik açıdan yetersizlik dezavantajlarından.(92) Başlıca endikasyonu, kondenzasyon yeteneği sayesinde iyi bir proksimal temas oluşturulması gereken sınıf II restorasyonlardır.(93) Yapılan çalışmalar, fiziksel özelliklerinin hibrit kompozitlerden daha üstün olmadığını göstermiştir.(94)

##### **2.3.2.2. Akışkan Kompozitler**

Doldurucu miktarını artırmanın amacı, fonksiyonel aşınmaya karşı direnci ve fiziksel özellikleri iyileştirmektir. Doldurucu miktarı arttıkça viskozite de artar. Çoğu direkt kompozit, klinik durumlar için arzu edilen macun benzeri bir kıvama sahiptir.

Ancak, kavite duvarına daha iyi adaptasyon sağlamak için daha az viskoziteye sahip bir kompozit rezine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle, 1996'nın sonlarında "akışkan kompozit rezinler" adı verilen yeni bir sınıf tanıtılmıştır.(93)

Akışkan kompozit rezinlerin inorganik dolgu yüzdesi daha düşüktür ve esas olarak işlenebilirlik özelliklerini iyileştirmek için kullanılan bazı maddeler formülasyondan çıkarılmıştır. Diş yüzeyinde yüksek ıslanabilirlik sayesinde her düzensizliğe nüfuz etme imkânı sağlar. Minimum kalınlıkta tabakalar oluşturma yeteneği vardır, böylece hava kabarcıkları engellenmiş olur.(95) Yüksek elastik modülüsü sayesinde gerilim alanlarında (servikal alanlarda) kullanılabilir. Daha düşük dolgu oranı nedeniyle yüksek polimerizasyon büzülmesi ve daha zayıf mekanik özellikler ise dezavantajlarıdır.

Bu materyallerin öne çıkan bazı endikasyonları, sınıf V restorasyonlar, servikal aşınmalar, minimal oklüzal restorasyonlar, sınıf I veya II kavitelerde veya kavite oluşmuş mine bölgelerinde astar materyali olarak uygulanmasıdır.(96)

### **2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

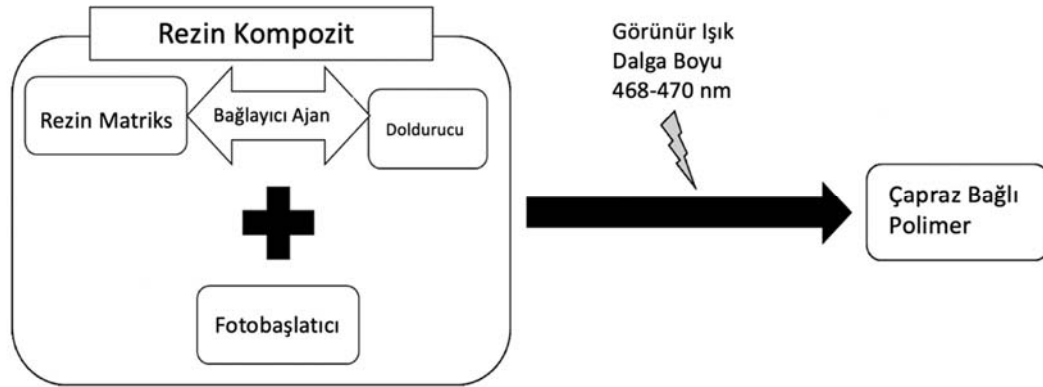
Kompozit rezinin polimerizasyon süreci, metakrilat monomer yapısından serbest radikalın serbest bırakılmasıyla başlar ve bu süreç ısı, kimyasal veya radyant enerji gibi dış enerjiyle tetiklenir. Serbest radikal oluştuğunda, monomer, kovalent bağ oluşturmak için elektron açısından zengin bir monomer arar. Bu monomerlerin birleşimi yeni bir polimer oluşturur.(97–99)

#### **2.3.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Reziner**

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin, her biri farklı bir pat içeren iki tüpten oluşur. Her iki pat karıştırıldığında polimerizasyon gerçekleşir. Tüpler, benzol peroksit başlatıcısı ve tersiyer amin aktivatörü (N, N-dimetil-p-toluidin) içerir. Patlar karıştırıldığında, benzol peroksit başlatıcısı ve aromatik tersiyer amin aktivatörü serbest radikal üretir ve polimerizasyon başlar.(83,86,87)

### 2.3.3.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Reziner

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezin, şırıngada bulunan tek bir pattan meydana gelir. Işıkla aktive edilen kompozit rezinin bileşimi ve reaksiyonu Şekil 2.5'te gösterilmiştir. Pat, fotobaşlatıcı ve amin başlatıcı içerir. Kompozit rezin patı 468–470 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığında, rezin serbest radikal oluşturur. Yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcı, 400–500 nm dalga boyundaki ışığı emebilen kamforkinondur ve rezindeki bileşimi, kompozit rezin patının ağırlığının %0.2'sinden azdır. Kamforkinon ile birlikte kullanılan amin başlatıcı tipi dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) olup, bileşimi kompozit rezin patının ağırlığının %0.15'inden azdır.(83,100) Görünür ışıkla uyarılan kamforkinon daha yüksek bir enerji durumuna yükseltilir. Amin daha sonra kamforkinon ile reaksiyona girer ve amin, monomer üzerindeki karbon-karbon çift bağının reaksiyonu ve bölünmesi yoluyla polimerizasyonu başlatan radikal haline gelir. Aktifleştirilmiş monomer daha sonra başka bir monomerle reaksiyona girer ve bu şekilde polimeri yaymaya devam eder.(18)



Şekil 2.5 Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin fotopolimerizasyonu.(101)

### 2.3.3.3. Hem Kimyasal Hem Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olurlar ve *dual-cure* kompozit rezinler olarak isimlendirilirler.

*Dual-cure* kompozit rezinler, ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde görülen hızlı ve isteğe bağlı polimerizasyon özelliklerine ek olarak, derin kavimelerde

ışık erişiminin sınırlı olduğu durumlarda polimerizasyon sağlayabilmek amacıyla tasarlanmıştır.(102) Bu malzemeler, iki bileşenin karıştırılmasıyla kendi kendine sertleşme reaksiyonunu başlatan kimyasal bir reaksiyon ile fotobaşlatıcılar yardımıyla bağımsız ışıkla sertleşme mekanizmasını birleştirir.(103) Bu sayede, *dual-cure* kompozit rezinler, kendi kendine sertleşme modu sayesinde sınırsız sertleşme derinliklerine ulaşma potansiyeline sahiptir.(104,105) Ancak, önceki çalışmalar, *dual-cure* kompozitlerin yeterince ışığa maruz kalmadığında maksimum mekanik özelliklere ulaşamayabileceğini, çünkü monomerlerin maksimum dönüşüm derecesine erişemediğini göstermiştir.(106,107)

### **2.3. Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler**

#### **2.3.1. Ormoserler**

1998 yılında tanıtılan ormoserler ya da organik modifiye edilmiş seramikler, esas olarak inorganik silikon dioksitten ve  $ZrO_2$  ve  $SiO_2$  ile polimerize edilmiş organik monomerlerden oluşur. Organik monomer miktarı azaltılmıştır ve bu da metakrilat bazlı rezinlere kıyasla daha düşük bir polimerizasyon büzülmesi demektir.(108–111) Daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi ve yüksek inorganik doldurucu içeriği nedeniyle, bu kompozitler posterior oklüzal restorasyonlar gibi yüksek strese maruz kalan çığneme bölgeleri için önerilir.(4,108–111)

#### **2.3.2. Siloranlar**

Son araştırmalar, metakrilat bazlı rezin simanların eksikliklerini giderebilmek amacıyla inorganik doldurucu maddeleri ekleyerek monomer yüzdesini azaltma, çok boyutlu doldurucu parçacıkları kullanma ve önceden polimerize edilmiş doldurucu parçacıkları ekleme gibi malzeme formülasyonundaki ilerlemelere odaklanmıştır.(112) Ancak, doldurucu yapısındaki değişiklikler polimerizasyon büzülmesinde yalnızca sınırlı bir iyileştirme sağlamıştır.(113) Bunun üzerine, araştırmacılar matris ve monomer kimyasının nasıl değiştirilebileceğini incelemeye başlamıştır. Polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için yeni bir monomer teknolojisi, siloran bazlı rezin kompozitleri geliştirilmiştir.

Siloran matriksi, siloran monomerinin katyonik halka açma polimerizasyonu ile oluşturulur. Bu, metakrilat bazlı rezin kompozitlerin doğrusal zincir reaksiyonundan farklıdır. Kompozit kimyasındaki ve polimerizasyon reaksiyonundaki bu değişiklik, polimerizasyon büzülmesinde toplam hacimsel büzülmede önemli bir azalmayla sonuçlanmıştır.(114) Bu, siloran bazlı rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesindeki azalma genellikle daha düşük mikro sızıntı,(115) iyileştirilmiş marjinal adaptasyon(116) ve azalmış kasp defleksiyonu ile sonuçlanır.(117)

### **2.3.2 İyon Salabilen Kompozit Reziner**

Akıllı kompozitler olarak da bilinen iyon salan kompozitler, ilk olarak 1998 yılında üretilmiş olup restorasyon yüzeylerindeki pH değişimine bağlı olarak kalsiyum, florür ve hidroksil iyonlarını serbest bırakır. Bu kompozitlerin üretim amacı bakteri büyümesini engellemektir. Sonuç olarak, kalsiyum, florür ve hidroksil iyonlarının artmasıyla bakterilerin etkisi, tamponlama kapasitesi ve restorasyon kenarlarında gelişen sekonder çürük oluşumu engellenmek istenmiştir.(118)

Florür salınımı açısından cam iyonomerler, kompomerler veya rezin modifiye kompozitlere kıyasla daha düşük bir flor salınımı göstermektedir.(119)

Bu malzemenin en önemli özelliği, remineralizasyonun başlamasını sağlayacak doğru zamanda iyonları serbest bırakabilmesidir. Ancak, bu olumlu özelliğe ek olarak, düşük bağlanma ve aşınmaya karşı direnç, zayıf fiziksel özellikler ve pulpa hassasiyeti gibi birkaç olumsuz özellikten dolayı piyasadan çekilmiştir.(119)

### **2.3.3. Kendiliğinden Bağlanabilen (Self Adeziv) Kompozit Reziner**

Günümüzün adezivleri genellikle tekniğe duyarlı olarak kabul edildiğinden, adeziv ve kompozit teknolojisinin faydalarını birleştirerek kendinden bağlanabilen (self adeziv) kompozit rezinler üretilmiştir.(120) Özellikle klinik adezyon prosedürlerinde basitleştirme, dental endüstrideki mevcut araştırma ve geliştirme çabaları için önemli bir itici güçtür.(121,122) Ancak, uzun vadeli kalıcı bir adezyon elde etmek için dental kompozit ile diş yüzeyi arasındaki hidrofobik-hidrofilik

uyumsuzluğun üstesinden gelinmesi gerekir. Self adeziv rezin simanların piyasaya sürülmesi, ayrı bir adeziv olmadan diş minesine ve dentine bağlanan yeni bir self adeziv kompozit sınıfının geliştirilmesine yol açmıştır.(120)

Diğer kompozit rezin sistemlerine kıyasla bu tür kompozit rezinler, klinik hata riskini azaltır ve tedavi süresini kısaltır.(123,124)

Self adeziv akışkan kompozit rezinler, sınıf I, sınıf III veya sınıf V restorasyonlarda andırkat alanlarında daha yüksek viskoziteli restoratif materyallerin altına baz olarak, pit ve fissür örtücü olarak kullanılabilir.(125)

Bu kompozit rezinler, hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilen ve dolayısıyla ayrı bir adım olarak adezyon prosedürü gerektirmeyen 10-metakriloiloksideasil dihidrojen fosfat (10-MDP) veya gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) gibi smear tabakasını kısmen çözen ve kendiliğinden yapışan monomerler içerir.(120,126) Diş sert dokularıyla bu etkileşim yalnızca sınırlı demineralizasyon yoluyla gerçekleşir.(125)

#### **2.3.4. Antibakteriyel Kompozit Rezinler**

Rezin kompozitlerin, mine ve diğer restorasyonlarla karşılaştırıldığında, uzun vadede daha fazla dental biyofilm biriktirdiği bulunmuştur.

Dental rezin kompozitlerde, antibakteriyel bir bileşenin eklenmesi, doldurucu parçacıklarında veya rezin matriksinde yapılan değişiklikler yoluyla elde edilebilir.(127)

Kompozitler antibakteriyel özellikleri iki şekilde elde eder: İlk yöntemde, dolgu materyalinden salınımla etki gösteren klorheksidin, florür, iyot, gümüş iyonları gibi düşük molekül ağırlıklı antibakteriyel ajanların rezin matriksine eklenmesiyle oluşturulurlar. İkinci yöntemde, rezin matriksinden salınmayan ve değişmeden kalan antibakteriyel ajanların eklenmesiyle üretilirler. Bu amaçla, materyal üzerinde bakteri

üretimine veya bakteri plağı birikmesine izin vermeyen monomer, 12-metakriloksidodesil-piridinyum bromür (MDPB) geliştirilmiştir.(119)

### **2.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner**

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, temel olarak aksiyel fiberlerin uygun matrisler içerisinde yerleştirilmesiyle oluşur. Bu malzemelerin birincil amacı, yüksek mukavemeti yüksek elastik modülle birleştiren yapılar elde etmektir. Mukavemet artışı; uygulanan yükün matristen fiberlere aktarılması, fiber ile matris arasındaki ara yüz bağlanması ve fiber düzeninden etkilenir. Son yıllarda, kompozit teknolojisinin gelişmesi, farklı üretim yöntemleri kullanılarak gelişmiş materyal özellikleri sunan çeşitli fiberle güçlendirilmiş kompozit sistemlerin ortaya çıkmasına yol açmıştır. Son zamanlarda yaygın olarak kullanılan fiberler; cam, karbon, aramid ve doğal fiberler olup, bunların yanı sıra naylon ve polyester fiberler de mevcuttur.(128)

### **2.3.6. Bulk Fill Kompozitler**

RBK'ler, posterior restorasyonlarda giderek daha fazla kullanılmaktadır. Estetik, diş rengine uygun ve cıva içermeyen restorasyonlara yönelik artan talep, RBK'lerin kullanımında önemli bir artışa yol açmıştır.(13) Ancak, posterior RBK restorasyonlarının yerleştirilmesi bazı sınırlamaları da beraberinde getirmektedir. Dişin uygun bir şekilde izole edilmesi çok önemlidir ve tabakalama tekniği önerilmektedir. RBK'nin tabakalanması ile ışık materyal içine daha iyi nüfuz eder ve daha iyi bir polimerizasyon sağlanır. Bu tekniğin diş üzerindeki polimerizasyon büzülme gerilmelerini azaltabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte, tabakalama tekniği zaman alıcıdır ve restorasyonda tabakalar arasında boşlukların oluşumuna yol açabilir. Doğru bir şekilde uygulanmadığında, her tabakanın alt kısmında veya tabakalar arasında tam polimerize olmamış ya da kısmen polimerize olmuş kompozit rezin kalabilir. Bu durum, malzemenin mukavemetinde azalmaya, restorasyonun sızdırmazlığının etkilenmesine veya postoperatif hassasiyet ve restorasyonun erken başarısızlığına neden olabilir. (13)

Posteriordaki büyük kavitelere RBK restorasyonlarının yerleştirilmesini basitleştirmek ve hızlandırmak amacıyla, üreticiler tek ya da daha derin tabakalarla uygulanabilen çeşitli RBK malzemeleri geliştirmiştir; bu malzemeler bulk-fill kompozitler (BFK) olarak adlandırılmaktadır. Tabaka derinlikleri 4–10 mm arasında değişebilen birçok BFK pazara sunulmuştur. Kompozitin daha büyük tabakalar halinde ve tek seferde uygulanması, posterior RBK restorasyonlarının yerleştirilme süresini kısaltarak teknik hassasiyeti azaltmıştır.(13)

BFK’lerde polimerizasyon derinliğini artırmak amacıyla doldurucu miktar ve boyutunda değişiklikler yapılmış, yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanılmış ve yeni fotobaşlatıcı sistemler ilave edilmiştir.(129)

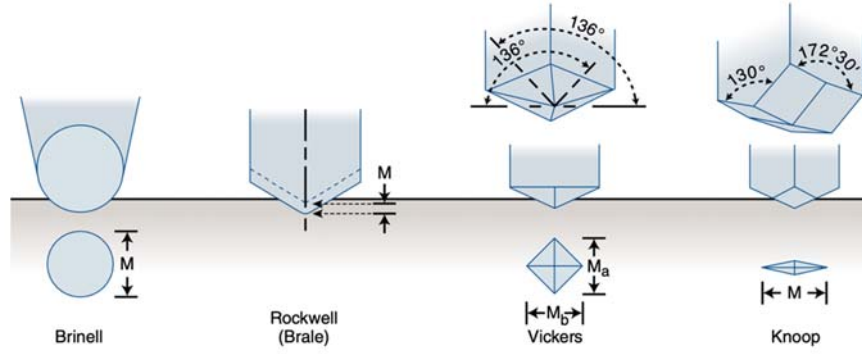
BFK’ler uygulama tekniklerine ve mekanik özelliklerine göre düşük viskoziteli BFK, yüksek viskoziteli BFK, ışıkla polimerize olabilen ya da hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olabilen BFK’ler olarak kategorize edilebilirler. Piyasada daha çok tamamen ışıkla polimerize olabilen BFK’ler mevcuttur. Yüksek viskoziteli BFK’ler tek başlarına kaviteye yerleştirildiklerinde yeterli mekanik özellikleri sağlayabilirken düşük viskoziteli ışıkla polimerize olan BFK’ler aşınma direnci ve sertlik özelliklerinin düşük olması nedeniyle(130) restorasyonu örtmek için her zaman geleneksel bir RBK tabakasına ihtiyaç duyduklarından baz BFK olarak adlandırılmıştır. (13)

## 2.4. Yüzey Sertliği ve Aşınma Direnci

Bir katının yük altında deformasyonu, katının genel direnç özelliğini karakterize eder. Temel olarak, test edilecek malzemenin yüzeyine belirli bir şekle sahip bir batıcı (*indenter*) belirli bir yük altında ve belirli bir süre boyunca uygulanır. Kuvvet kaldırıldıktan sonra izin boyutu veya derinliği ölçülür.

### 2.4.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Sertlik testleri, RBK’ler için en yaygın karakterizasyon yöntemlerinden biri hâline gelmiştir. Knoop, Rockwell veya Vickers testleri, (**Şekil 2.6**) sert bir batıcı ucun test edilecek materyale belirli bir şekilde yüklenmesini içerir.(131)



**Şekil 2.6.** Sertlik ölçümlerinde batıcı şekilleri ve izleri: Vickers, Knoop, Rockwell ve Brinell sertlik testleri.(132)

#### 2.4.1.1. Vickers Sertlik Testi

Vickers sertlik test yönteminde, 1 gf (gram-kuvvet) ile 100 kgf (kilogram-kuvvet) arasında değişen bir test kuvvetine maruz bırakılan, karşılıklı yüzleri arasındaki açı  $136^\circ$  olan elmas uçlu piramit şeklinde bir batıcı (*indenter*) kullanılır. Tam yük genellikle 10–15 saniye boyunca uygulanır. Yük kaldırıldıktan sonra materyal yüzeyinde kalan girintinin iki diyagonal uzunluğu mikroskopla ölçülür ve ortalaması alınır. Vickers sertliği, yükün, girintinin kare şeklindeki alanına bölünmesiyle elde edilen orandır. Test prosedürü, diyagonallerin optik olarak okunmasında operatörün ölçümlerinden etkilenebilir. Bu sorunun çözümü olarak günümüzde kullanılan modern cihazlar, girintilerin otomatik ölçümüne imkân tanımaktadır. (131)

#### 2.4.1.2. Knoop Sertlik Testi

Knoop sertlik testinde, önceden belirlenmiş bir test kuvveti piramit biçimli elmas bir batıcı (*indenter*) ile uygulanır. Girinti kenarlarının dikey ekseninde oluşturduğu şeklin iki son açısı  $172,5^\circ$  ve  $130^\circ$ 'dir. Kuvvetin başlangıçta uygulanacağı yüzeye etki süresi 10 saniyeyi aşmamalı, test kuvveti ise 10–15 saniye boyunca korunmalıdır. Knoop sertlik değeri, uygulanan test kuvvetinin girintinin projeksiyon alanına bölünmesiyle orantılıdır.

Vickers batıcıya kıyasla Knoop batıcı daha uzunlamasına bir yapıya sahiptir. (Şekil 2.6.) Vickers sertlik testinde, dikey ve yatay eksenlerdeki eşit uzunluktaki

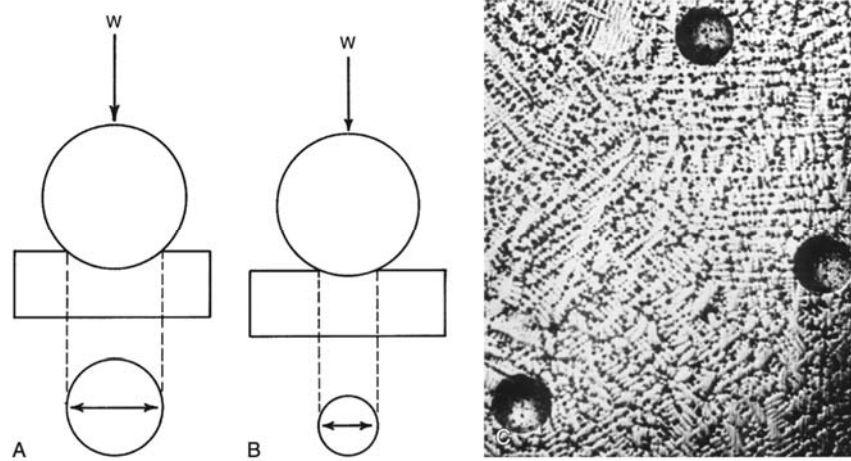
çizgiler ölçülerek ortalaması alınırken, Knoop yönteminde yalnızca uzun eksen dikkate alınır. Bu ölçüm, ardından bir tablo kullanılarak Knoop sertlik değerine dönüştürülür. (131)

#### 2.4.1.3. Rockwell Sertlik Testi

Rockwell sertlik testi, sertlik ölçümlerini hızlı bir şekilde gerçekleştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Genellikle bir bilye veya metal konik batıcı (*indenter*) kullanılır ve girinti derinliği, hassas kadranlı bir mikrometreyle ölçülür. Batıcı bilyeler veya koniler, farklı çaplarda ve farklı yük değerlerinde (60 ila 150 kgf [588 ila 1470 N]) bulunur; her bir kombinasyon, Rockwell A'dan G'ye (RA, RB vb. olarak adlandırılan) özel bir Rockwell skalası olarak tanımlanır. (133)

#### 2.4.1.4. Brinell Sertlik Testi

Brinell sertlik testi, diş hekimliğinde kullanılan metal ve alaşımları test etmek için kullanılan en eski yöntemlerden biridir.(133) Bu yöntem, sabit bir çapa sahip karbid bilyeye önceden belirlenmiş bir test yükünün belli bir süre boyunca uygulanması ve ardından yükün kaldırılması esasına dayanır. ( **Şekil 2.7.**) Sonrasında oluşan kalıcı girintinin genişliği, en az iki farklı çap boyunca -genellikle birbirine dik olacak şekilde- ölçülür ve bu ölçümlerin ortalaması alınır. Test kuvvetleri 500 ile 3000 kgf arasında değişebilir. Brinell sertlik değeri, test kuvvetinin, girintinin yüzey alanına bölünmesiyle orantılıdır. Diğer yöntemlerde olduğu gibi, Brinell testindeki en büyük hata kaynağı girintinin ölçümüdür; bu nedenle yöntem öznel ve operatöre bağlıdır. Günümüzde, bilgisayar ve görüntü analizi kullanan standart, otomatik optik Brinell mikroskopları mevcuttur ve bu cihazlar ölçümün okunması ve değerlendirilmesinde tercih edilebilir. Yük ve bekletme süresi mutlaka belirtilmelidir. RBK'lerin testinde Brinell sertlik testine daha seyrek başvurulur.(131)



**Şekil 2.7.** Brinell sertlik testi. **A,** Yumuşak materyalde meydana gelen girinti. **B,** Daha sert materyalde meydana gelen girinti. **C,** Girintilerin mikroskop görüntüsü.(133)

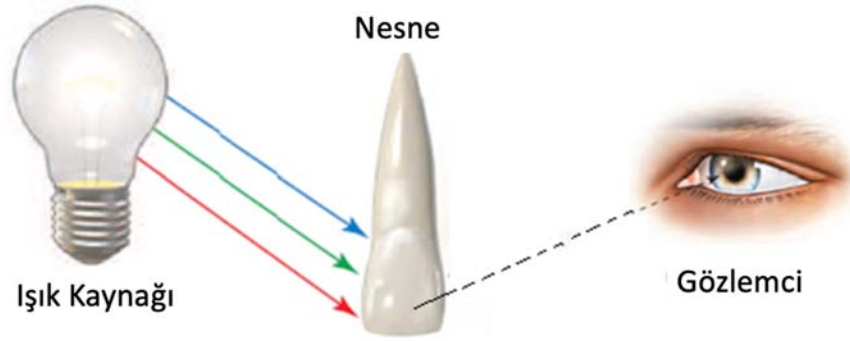
### 2.5. Renk ve Optik Özellikler

Restoratif ve protetik diş hekimliğinde estetik kaygılar, son yıllarda giderek daha fazla önem kazanmış ve özellikle beyazlatma teknolojilerinin yaygın kullanımının ardından, son birkaç yılda bu alandaki zorluklar daha da artmıştır. Bu nedenle, tekniğe duyarlılığı düşük, diş renginde ve renk stabilitesi yüksek bir restoratif malzeme geliştirmek, güncel diş hekimliği malzemeleri araştırmalarının en büyük sorunlarından biri olmaya devam etmektedir.

Estetik diş hekimliği, diş hekimi ve teknisyenin sanatsal becerileri üzerinde yüksek düzeyde bir gereksinim oluşturduğundan, renk ve diğer optik etkilerin temel bilimsel ilkelerini bilmek büyük önem taşır.(132)

Estetik görünümleri etkileyen önemli faktörler; renk, yarı saydamlık, parlaklık, floresans, opalesanstır. Bu faktörlerin her biri, diş hekimi, teknisyen veya hasta gibi bir gözlemcinin algısına bağlı olarak, ışık kaynağı, nesne ve gözlemcinin etkileşiminden etkilenir. Renk, nesnelere özgü statik bir özellik olmanın ötesinde, elektromanyetik bir uyarana verilen beyin yanıtıdır. Bir rengin algılanabilmesi için, üç temel ve birbirine bağımlı faktörün varlığı ve etkileşimi gereklidir. Bu faktörler ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. (Şekil 2.8.) Işık kaynağı, nesne tarafından yansıtılan veya iletilen radyasyonları gözlemcinin gözüne gönderir. Göz, bu fiziksel enerjiyi

yakalayarak, beynin optik merkezinde yorumlanmak üzere elektrokimyasal sinyallere dönüştürmekten sorumludur.(134,135)



**Şekil 2.8.** Rengin algılanabilmesi için gerekli üç faktör.(136)

### 2.5.1. Işık Kaynağı

Işığın elektromanyetik radyasyonu, insan gözü tarafından algılanabilir. Göz, yaklaşık 400 nm (mor) ile 700 nm (koyu kırmızı) arasındaki dalga boylarına duyarlıdır. Bir nesnenin görünür olabilmesi için ya ışık yayması ya da üzerine düşen dış kaynaklı ışığı yansıtması veya iletmesi gerekir. Dişle ilgili nesnelere genellikle ışığı iletir. Cisimlerin üzerine gelen ışık, çeşitli dalga boylarının karışımından oluşan polikromatik bir ışıktır; bu ışık yaygın olarak “beyaz” ışık olarak bilinir. Bir nesnenin gelen ışığa tepkisi, belirli dalga boylarını seçici olarak emmek, iletme ve/veya saçmaktır.(136)

İletilen veya yansıtılan ışığın spektral dağılımı, gelen ışıktakine benzer; ancak bazı dalga boylarının şiddeti azalır, yine de fotosensitif retinal hücreleri uyarmaya yeterli düzeyde kalır ve bu durum renk algılama sürecini başlatır.(134,135)

Işık kaynağı, doğal ya da yapay bir ışık kaynağı olabilir ve kaynağın kökenine bağlı olarak bir nesnenin kişi tarafından algılanan rengini değiştirebilir. Metamerizm olarak bilinen bir kavram, bir beyaz kâğıdın floresan ışık altında daha mavi, akkor ampul altında ise daha sarımsı görünmesine yol açar; gün ışığında ise cisim orijinal rengine geri döner.(137)

### 2.5.2. Gözlemcinin Renk Algısı

Işık olmadan renk var olamaz. Işığın nesneyle etkileşmesi sonucunda renk algısı meydana gelir. Işık bir nesneyle etkileşime girdiğinde, ışığın bir kısmı nesne tarafından emilir, geri kalan dalga boyları ise yansıyan dalga boyları olarak reseptör hücreler tarafından algılanır. Renkleri görmeyi mümkün kılan insan gözü ve beyni, şaşırtıcı ve karmaşık bir sistem oluşturur. Normal renk görme yetisine sahip bir kişinin görsel sistemi, milyonlarca farklı rengi ayırt edebilir.(136)

Görünür ışık, korneanın şeffaf bölgesinden göze girer ve lens tarafından retinaya odaklanır. Retina, reseptör sistemi olarak görev yapan ve görmeyi sağlayan, iki tür özel fotoreseptör hücreden oluşur. Bu özel hücelere çubuk ve koni hücreleri denir ve fotoreseptif pigmentler içerir.(134)

Bu iki fotoreseptörden sayıca daha fazla olanı, düşük ışık seviyelerine duyarlı olan çubuk hücrelerdir. Çubuk hücreler, öncelikle periferik görmemizden sorumludur ve renk algılayamazlar. Düşük ışık koşullarında, çubuk hücreler nesnelere gri tonlarda görmemize yardımcı olur; ışık parlaklaştıkça çubuk hücreler etkisiz hale gelir. Öte yandan, koni hücreler parlak ışık altında çalışır ve yüksek çözünürlüklü renk algılanmasını sağlar. Her iki fotoreseptör de ışığı, milyonlarca sinir ucunu uyaran kimyasal sinyallere dönüştürür. Bu sinyaller, optik sinir aracılığıyla beyne iletilir ve burada renk yorumlanır. Retinada, farklı dalga boylarına duyarlı üç tür koni hücresi bulunur: mavi, yeşil ve kırmızı. Mavi koniler en çok kısa dalga boylarına, yeşil ve kırmızı koniler ise sırasıyla orta ve uzun dalga boylarına duyarlıdır.(138)

### 2.5.3. Objenin Rengi

Bir nesnenin rengi, üzerine düşen ışıkla nasıl etkileşim kurduğuna bağlıdır. Bu etkileşimler; yansıma, kırılma, emilim ve/veya iletim gibi olayları içerir. Işık kaynağı, herhangi bir nesnenin rengini etkiler. Renk verici pigmentler veya boyalar, ışığın kromatik yansımalarını sağlar. Bir malzeme, üzerine düşen ışığın spektrumunun belirli bir kısmını yansıtırken diğer kısımlarını emerse, bu yansıtılan spektrum kısmı malzemenin rengini belirler; örneğin, mavi yüzey mavi dışındaki tüm renkleri emer,

beyaz yüzey tüm gelen dalga boylarını yansıtır, siyah nesne ise tüm dalga boylarını emer. Renkli nesnelere, kendi özgü dalga boylarını içermeyen ışık altında bakıldığında siyah görünür; örneğin, kırmızı bir nesne mavi ışık altında siyah algılanır. Bir renk vericinin kimyasal bileşimi, görülebilir spektrumun belirli bir kısmını diğerlerine göre seçici olarak emer. Belirli bir dalga boyu aralığındaki ışık yansıtılıp göze girdiğinde, renk algısı oluşur. Renk, görülebilir ışığın gözü uyandırdığı ve beynin yorumladığı psikofiziksel bir duyum olarak tanımlanabilir.(139)

## 2.6. Diş Hekimliğinde Renkle İlgili Kavramlar

### 2.6.1. Floresans

Doğal diş yapısı, insan gözünün algılayamayacağı kadar kısa dalga boylarındaki ışığı emer. Dişin emdiği enerji, daha uzun dalga boylarındaki ışığa dönüştürülür; bu durumda diş aslında bir ışık kaynağı haline gelir. (Şekil 2.9.) Bu olguya floresans denir. Yayılan ışık, mavi-beyaz bir renge sahiptir ve esas olarak 400 ila 450 nm aralığında bulunur. Floresans, bir insan dişinin parlaklığına ve canlı görünümüne belirgin bir katkı sağlar.(132)

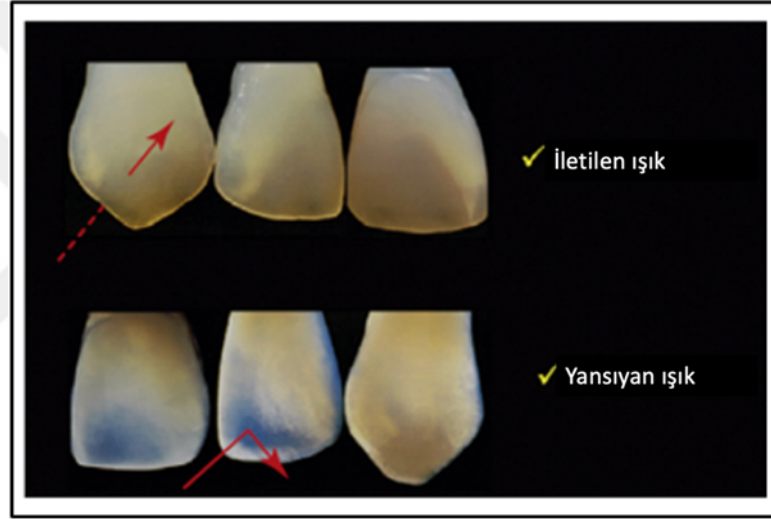


Şekil 2.9. Floresans.(140)

### 2.6.2. Opalesans

Opalesans denilen optik özellik, adını, ilk kez opal taşlarında gözlemlenmiş olmasından alır.(141) Opal, su içeren disilikattan oluşan doğal bir taştır ve kırılma yoluyla, transillüminasyonla düşen ışığı bileşen spektrumuna ayırarak, prizma gibi davranır; böylece farklı dalga boylarını çeşitli derecelerde kırar.(142) Diş minesine benzer opalesant özellik gösteren malzemeler, daha kısa dalga boylarındaki ışığı

saçma yeteneğine sahiptir. İletilen ışık altında bu malzemeler kahverengi/sarı, yansıyan ışık altında ise mavi tonlarda görünür. (Şekil 2.10.) Minenin opalesant özelliği, dişi daha parlak yapar ve ona optik derinlik ile canlılık katar. Dişin doğal görünümünü gerçekten taklit eden yüksek estetik restorasyonlar üretmek için, opalesant özelliklere sahip malzemelerin kullanılması gereklidir. İnsizal kenarda ışığın iletimi veya yansımaya bağlı olarak, insizal üçte birlik bölüm belirgin bir yansıma çizgisi gösteren opalesant bir desen sunabilir; bu durum insizal halo olarak tanımlanır.(138) Tüm doğal dişlerin minesini opalesant özelliği taşır ve bu opalesans, özellikle üst santral kesicilerde, insizal kenara yakın mavi bir bant şeklinde, opalesant halo olarak daha belirgin görülür.(143,144)



**Şekil 2.10.** İletilen ışık altında diş kahverengi/sarı, yansıyan ışık altında ise mavi tonlarda görünür.(136)

### 2.6.3. Translüsensi (Yarı Saydamlık)

Yarı saydamlık, şeffaflık ve opaklık arasında bir geçiş olarak tanımlanır ve insan dişleri değişken derecede yarı saydamlığa sahiptir. Bir nesnenin rengi, pigment veya renklendirici maddenin yoğunluğu, tonu ve yarı saydamlığı tarafından değiştirilebilir. Sert ve yumuşak dokular, opaklık dereceleri bakımından farklılık gösterir; çoğu, belirli bir derecede yarı saydamlık sergiler. Şeffaflık ve opaklık arasında yer alan yarı saydamlık, ışığın bir kısmının geçmesine izin verirken kalanını saçar ya da yansıtır. Bu nedenle, diş minesini ve porselen gibi malzemelerin arkasındaki

nesneler net bir şekilde görülemez. Yarı saydam bir malzeme, arka planın renk ve görünümünü daha fazla yansıtır.(88)

#### **2.6.4. Opasite**

Bir malzemenin opaklığı, malzemenin emebileceği ve/veya saçabileceği ışık miktarıyla ilişkilidir. Opaklığın tersi yarı saydamlıktır. Örneğin, iki malzemenin 1 mm kalınlığındaki örnekleri üzerinden geçen ışığın emilimi ölçüldüğünde, ışığın %20'sini emen malzeme, ışığın %50'sini emen malzemeye göre daha az opak ve daha yarı saydamdır.(132)

#### **2.6.5. Transparanlık (Şeffaflık)**

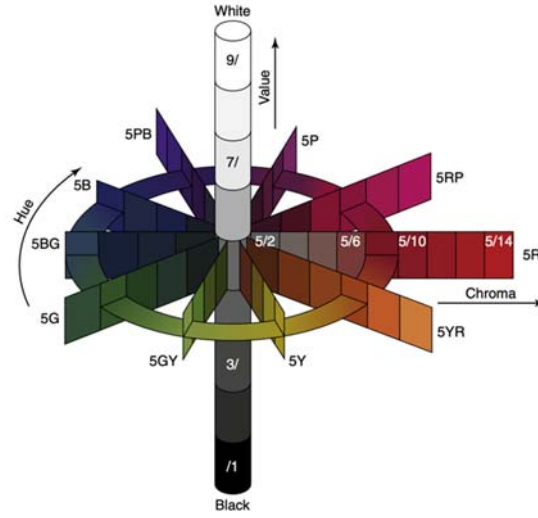
Şeffaflık ise yarı saydamlık ölçeğinin en uç noktasında yer alır. Şeffaf malzemeler hiçbir ışık emmezler ve üzerinden geçen ışığın %100'ünü iletirler.(132)

### **2.7. Rengin Ölçülmesi**

Restoratif materyallerin renginin ölçülmesinde en sık kullanılan yöntemler Munsell renk sistemi (görsel) ve CIE renk sistemi (enstrümantal)'dir.(132)

#### **2.7.1. Munsell Renk Sistemi**

Dünya çapında tanınma, tutarlılık ve basitlik gibi çeşitli nedenlerle, 1898'de Amerikalı sanatçı Alfred H. Munsell tarafından tasarlanan Munsell renk düzeni sistemi, diş hekimliğinde renk eşleştirme için tercih edilen sistemdir. Renk ağacı, Munsell sistemi içindeki renklerin üç boyutlu organizasyonunu gösterir. (Şekil 2.11) Renkli nesnelerin üç parametrede sınıflandırılmasının temelini oluşturur (ton, aydınlık ve yoğunluk). Diş rengi eşleştirmesini tam olarak anlamak için ton, parlaklık ve yoğunluk kavramlarını kavramak önemlidir.(136)



Şekil 2.11. Munsell Renk Sistemi.(132)

### 2.7.1.1. Hue (Rengin Tonu)

Ton, bir nesnenin baskın rengidir. Örneğin, kırmızı, yeşil veya mavi. Doğrudan gözlemlenen ışığın dalga boyu ile ilgilidir. Ton, bir renk ailesini diğerinden ayıran niteliktir, bir dalga boyu toplamının fizyolojik ve psikolojik yorumudur. Dış hekimliği açısından, ton, yaygın olarak kullanılan Vita Classic renk kılavuzunda A, B, C veya D ile gösterilir.(140)

### 2.7.1.2. Value (Rengin Parlaklığı, Açıklık-Koyuluk)

Parlaklık, gözlemlenen nesnenin siyah beyaz görüntüsünü oluşturan ışık miktarını gösterir, maksimum değer olan beyazdan minimum değer olan siyaha kadar değişir. Munsell, parlaklığı siyahtan beyaza doğru giden bir gri ölçeği olarak tanımlamıştır. Parlak nesnelere daha az miktarda griye sahiptir, düşük parlaklığa sahip nesnelere daha fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünürler. Bir dış yüzeyinden ne kadar fazla ışık yansırırsa dış o kadar parlak görünecektir.(132,140)

### 2.7.1.3. Chroma (Rengin Yoğunluğu)

Chroma, belirli bir renk tonunun doygunluk ya da yoğunluğunun bir ölçüsüdür ve rengin içerdiği boya miktarını gösterir. Bir bardak suya kırmızı boya koyduğumuzu düşünürsek, aynı renk boyadan daha fazla eklendiğinde yoğunluk artar, ancak renk

hâlâ kırmızıdır, yani ton (hue) değişmemiştir. Vita Classic renk skalasındaki daha yüksek sayılar artan yoğunluğu temsil eder.(132,140)

### 2.7.2. CIE Lab Renk Sistemi ve Renk Uzayı

Renk uzayı, CIE (*Commission Internationale de l'Eclairage*) L\*a\*b\* renk uzayı ile de ölçülebilir. Bu üç boyutlu renk uzayında üç eksen L\*, a\* ve b\*'dir. L\* değeri, bir nesnenin parlaklığının bir ölçüsüdür ve mükemmel bir siyahın L\* değerinin 100 olduğu bir ölçekte niceliksel olarak ifade edilir. a\* değeri, kırmızılığın (Pozitif a\*) veya yeşilliğin (negatif a\*) bir ölçüsüdür. b\* değeri, sarılığın (pozitif b\*) veya maviliğin (negatif b\*) bir ölçüsüdür. CIE L\*a\*b\* sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik öneme ilişkin birimlerle ifade edilebilmesidir. CIE L\*a\*b\* renk uzayında, iki renk arasındaki fark ( $\Delta E^*$  veya  $\Delta E^*_{ab}$ ), iki rengi temsil eden iki nokta arasındaki mesafe olur ve aşağıdaki formülle belirlenebilir:

$$\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{\frac{1}{2}} \quad (132,140)$$

Algılanabilir en küçük renk farkı veya algılanabilirlik eşiği (PT), standartlaştırılmış koşullar altında gözlemcilerin %50'si tarafından tespit edilebilen en küçük renk farkını ifade eder. Literatürde bildirilen PT değerleri aralığı 0,4 ila 4,0 olup, en sık bildirilen değer  $\Delta E^* = 1,0$ 'dır. Benzer şekilde, gözlemcilerin %50'si tarafından estetik olarak kabul edilebilir olan renk farkına kabul edilebilirlik eşiği (AT) denir. Literatürde bildirilen AT değerleri aralığı 2,0 ila 6,8 olup, en sık bildirilen değer 3,3 ila 3,7'dir. Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) 28642:2016, ileriye dönük çok merkezli bir araştırma projesinde belirlenen  $\Delta E^* = 1,2$ 'lik bir PT ve  $\Delta E^* = 2,7$ 'lik bir AT kullanır.(132)

### 2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü iki farklı yöntemle yapılabilir: Görsel ve enstrümantal. (145)

### 2.8.1. Diş Hekimliğinde Görsel Renk Ölçümü

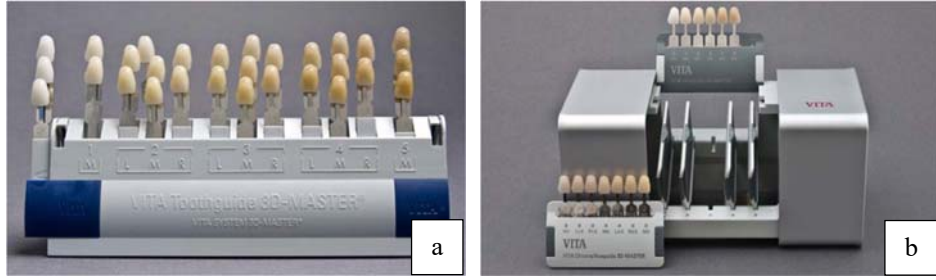
Bir hastanın dişinin mevcut bir renk standardıyla karşılaştırılması ile görsel renk belirleme, klinik diş hekimliğinde en sık uygulanan yöntemdir. Ancak, renk seçiminin görsel olarak belirlenmesi öznel ve güvenilir değildir. Ayrıca standart renk skalalarının her rengi içermemesi ve ortam koşullarına göre değişen renk algısından dolayı klinikte görsel renk eşleştirmesi yapmak oldukça zordur. (145)

Seramikten yapılmış renk skalaları arasında Vita renk skalası serisi (Vita Kuzey Amerika, Yorba Linda, CA, ABD), Chromoascope (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) ve Vintage Halo (Shofu Dental, Menlo Park, CA) yer alır. VITA Classical A1-D4 renk skalası (Vita Kuzey Amerika, Yorba Linda, CA, ABD) (Şekil 2.12.), 1956 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır. VITA Classical A1-D4 on altı kategoriden oluşur. Kategoriler, gruplar içinde artan renk yoğunluğu ile renk tonuna göre dört gruba (A-D) ayrılır. Bu düzenlemede, Grup A kırmızımsı kahverengi, Grup B kırmızımsı sarı, Grup C gri ve Grup D kırmızımsı gridir.(146)



Şekil 2.12. Vita Classical renk skalası.(146)

1990'larda, Vita, renk skalası sistemlerini geliştirmiş ve VITA System 3-D MASTER renk skalalarını tanıtmıştır. Bu sistem VITA Linear guide 3-D MASTER, VITA Bleach guide 3-D MASTER ve VITA Toothguide 3D-MASTER'dan oluşur. VITA System 3-D MASTER renk skalaları, parlaklığa göre beş grupta 26 renk kategorisinden oluşur. Her grupta, kategoriler renk yoğunluğuna göre dikey olarak ve renk tonuna göre yatay olarak düzenlenir. Bu şekilde, renk belirleme kolayca gerçekleştirilebilir.(146)



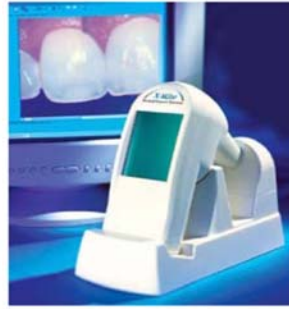
**Şekil 2.13.** a) VITA Toothguide 3D-MASTER, b) VITA Linear guide 3-D MASTER(147)

### 2.8.2. Diş Hekimliğinde Enstrümantal Renk Ölçümü

Enstrümantal ölçümler rengi niceliksel olarak belirler ve teknisyenle iletişimin daha düzgün ve hassas olmasını sağlar. Bu renk eşleştirme cihazları, görsel renk eşleştirme sistemlerinin sınırlamalarını aşmak için geliştirilmiş ve diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazlar, kolorimetreler, spektrofotometreler ve dijital görüntüleme cihazları olarak sınıflandırılabilir.(146)

#### 2.8.2.1 Kolorimetreler

Kolorimetreler (Şekil 2.14.) nispeten küçük ve taşınabilirdir. İnsanların renkleri sözlü olarak tanımlamak için kullandıkları öznel ifadelerin aksine, kolorimetreler renkleri uluslararası standartlara göre sayısal olarak ifade eder. Kolorimetreler, görsel renk spektrumunun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarındaki ışığı filtreleyerek tristimulus değerlerini ölçer. Renkleri X, Y, Z ya da L, a, b koordinatlarında üç boyutlu olarak haritalandırır. Kolorimetreler toplam görsel ışık spektral yansımalarını kaydetmediğinden, doğruluğu spektrofotometrelerden daha az olabilir.(146)



ShadeVision® (X-Rite, Grandville, MI, USA)



ShadeEye NCC® (Shofu Dental, Menlo Park, CA, USA)

Şekil 2.14. Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler.(146,148,149)

### 2.8.2.2. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, tam bir spektral dalga boyu boyunca nesnelere yansıyan ışık miktarını ölçme kabiliyetleri nedeniyle genellikle kolorimetrelerden daha sistematik ve hassas ölçümler sağlayabilir.(150) Işık, spektrofotometredeki bir ışık kaynağından salınır ve daha sonra bir prizma tarafından 380-780 nm arasındaki farklı dalga boylarındaki bir spektruma dağıtılır. Daha sonra spektrofotometre, görünür ışıktaki her dalga boyu için numuneden yansıyan ışık miktarını ölçer ve verileri CIE L\*, a\* ve b\* renk koordinatlarının sayısal değerlerine dönüştürür.(151)



VITA Easyshade Compact® (Vita North America, Yorba Linda, CA, USA)



CrystalEye® (Olympus America, Center Valley, PA, USA)

Şekil 2.15. Diş hekimliğinde kullanılan spektrofotometreler.(146)

### **2.8.2.3. Dijital Görüntüleme Cihazları**

Bu başlık altında RGB cihazları ve dijital kameralar yer alabilir. RGB cihazları, kırmızı, mavi ve yeşil görüntü datalarını renk görüntüsüne dönüştürür fakat yine de detaylı bir sonuç vermez. Dijital kameraların ise son yıllarda kullanımını oldukça artırmıştır ve hekim-teknişyen arasında sağlıklı bir iletişim kurulmasını sağlar. Diğer enstrümantal renk eşleştirmelerinden farklı olarak nesnenin tek bir noktasının değil, tüm yüzeyinin renk bilgisini kaydediyor olması önemli bir avantajdır.(152)

### **2.9. Kompozit Rezinlerin Isıtılarak Uygulanması**

Birçok uygulamada, RBK uygulanmadan önce ısıtılması popüler bir teknik haline gelmiştir çünkü ön ısıtma kompozitin akışkanlığını ve adaptasyonunu artırır, böylece mikro sızıntıyı azaltır. Polimerizasyondan önce, RBK'nin sıcaklığının artırılmasının malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirdiği, polimerizasyonu en üst düzeye çıkardığı, DD'yi ve yüzey sertliğini artırdığı gösterilmiştir.(153,154)

Ön ısıtma işlemi, RBK şırıngalarının su banyolarına ya da bu amaç için özel olarak üretilmiş kompozit ısıtıcılara yerleştirilmesi ile gerçekleştirilebilir.(155)

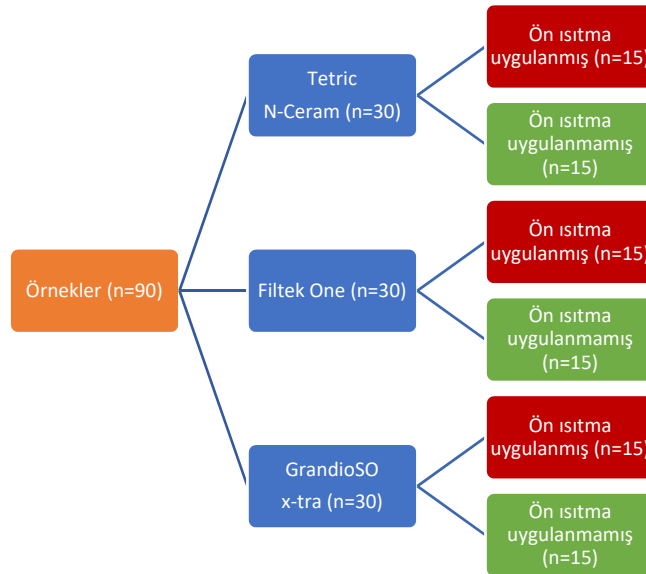
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

“Bulk Fill Kompozitlerde Ön Isıtmanın Renk Stabilitesine ve Mikrosertliğe Etkisi” başlıklı çalışmamızda üç farklı marka bulk fill kompozitin (Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Filtek One (3M Dental, St. Paul, MN, ABD), GrandioSO x-tra (Voco, Cuxhaven, Almanya)) polimerize etmeden önce ön ısıtma uygulanmış ve oda sıcaklığında bekletilmiş alt gruplarının renk ve mikrosertlik değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın hipotezleri aşağıdaki gibidir:

Ön ısıtma işleminin bulk fill kompozitlerde renk stabilitesine herhangi bir etkisi yoktur.

Ön ısıtma işleminin bulk fill kompozitlerde mikrosertliğe herhangi bir etkisi yoktur.

Çalışmada kullanılacak örneklem sayısını belirlemek için yapılan ve anlamlılık düzeyi 0.05 ve güç %90 alınarak gerçekleştirilmiş olan güç analizi sonuçlarına göre toplam örnek sayısı n=90 olarak ve her bir grup için örnek sayısı n=15 olarak belirlenmiştir. Güç analizi GPower 3.1.9.6 (Universitat Düsseldorf, Almanya) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Örneklerin dağılımı.

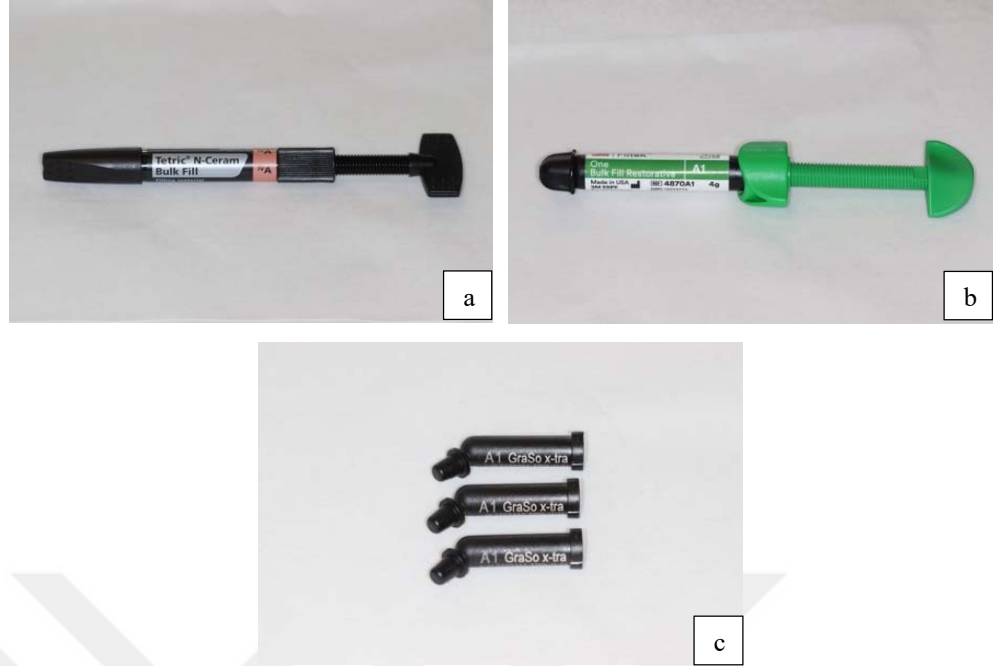
### 3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozitler

Çalışmada üç farklı markanın BFK'leri kullanılmıştır. Bunlar: Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Filtek One (3M Dental, St. Paul, MN, Birleşik Devletler), GrandioSO x-tra (Voco, Cuxhaven, Almanya). Teknik detayları Tablo 3.1’de verilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan kompozitlerin üretici firma, ürün tipi, içerik, doldurucu miktarı ve renk bilgileri.

Materyal	Üretici Firma	Ürün Tipi	İçerik	Doldurucu Miktarı (Ağırlık/Hacim)	Renk
Tetric N-Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Bulk Fill Kompozit	BisGMA, BisEMA, UDMA, baryum camı, prepolimer, YbF <sub>3</sub> , karışık oksit, katkı maddeleri, katalizörler, stabilizatörler, pigmentler	%75-77/%53-55	IVA
Filtek One	3M Dental, St. Paul, MN, Birleşik Devletler	Bulk Fill Kompozit	AUDMA, UDMA, AFM, DDDMA, silika ve zirkonya doldurucu, YbF <sub>3</sub>	%76,5/%58,5	A1
GrandioSO x-tra	Voco, Cuxhaven, Almanya	Bulk Fill Kompozit	Cam seramik, silikon dioksit, BisGMA, BisEMA, TEGDMA	%89/%73	A1

Bis-GMA: Bisfenol A glisidil dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; Bis-EMA: etoksillenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; YbF<sub>3</sub>: iteryum triflorür; DDDMA: 1,12-Dodecanediol dimetakrilat; AFM: İlave fragmentasyon monomeri; AUDMA: aromatik üretan dimetakrilat



**Şekil 3.2.** Çalışmada kullanılan BFK'ler **a)** Tetric N-Ceram Bulk Fill Kompozit, **b)** Filtek One Bulk Fill Kompozit, **c)** GrandioSO x-tra Bulk Fill Kompozit

### 3.2. Örneklerin Gruplandırılması

Tetric N-Ceram RT (n=15): Tetric N-Ceram BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulmadan polimerize edilmiş grubudur.

Tetric N-Ceram PH (n=15): Tetric N-Ceram BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulduktan sonra polimerize edilmiş grubudur.

GrandioSO x-tra RT (n=15): GrandioSO x-tra BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulmadan polimerize edilmiş grubudur.

GrandioSO x-tra PH (n=15): GrandioSO x-tra BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulduktan sonra polimerize edilmiş grubudur.

Filtek One RT (n=15): Filtek One BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulmadan polimerize edilmiş grubudur.

Filtek One PH (n=15): Filtek One BFK'nin ön ısıtma işlemine tabi tutulduktan sonra polimerize edilmiş grubudur.

### 3.3. Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit markasından 4 mm yükseklik ve 8 mm çapa sahip örnekler üretilmiştir. Örneklerin standardizasyonunu sağlamak için teflon kalıp kullanılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan teflon kalıp.

Her bir kompozit markasından bir grup (n=15) polimerizasyon işleminden önce 68°C ayarlı TOQ marka kompozit ısıtıcıya (TOQ, Çin) (Şekil 3.4.) yerleştirilmiş ve 15 dakika bekletilmiştir. Diğer grup ise oda sıcaklığında bekletilmiş ve herhangi bir ön ısıtma işlemi uygulanmamıştır.



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan kompozit ısıtıcı.

Kompozitler teflon kalıba adapte edilmiş, homojen yüzeyler oluşabilmesi için teflon kalıbın altına ve üzerine siman camı yerleştirilmiştir. Polimerizasyon, her bir markanın üreticisinin önerdiği sürelerde gerçekleştirilmiştir (**Tablo 3.2.**).

**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan kompozitlerin ışınlama süreleri.

Marka	Kalınlık	Işık Yoğunluğu	Işınlama Süresi
Tetric N-Ceram	4 mm	$\geq 1.000 \text{ mW/cm}^2$	10 s
Filtek One	4 mm	$\geq 1.000 \text{ mW/cm}^2$	10 s
GrandioSO x-tra	4 mm	$\geq 1.000 \text{ mW/cm}^2$	20 s

Polimerizasyon işleminde GC D-Light Pro (GC Corporation, Japonya) (**Şekil 3.5.**) LED polimerizasyon cihazı kullanılmış ve her polimerizasyon öncesinde cihaz kalibre edilmiştir.



**Şekil 3.5.** Çalışmada kullanılan GC D-Light Pro LED polimerizasyon cihazı.

Hazırlanan örneklerin tüm yüzeylerinin 10'ar saniye boyunca TOR polisaj diskleri (TOR VM, Rusya) ile kalın grenliden ince grenliye doğru olacak şekilde polisajları gerçekleştirilmiştir (**Şekil 3.6.**). Her örnekte yeni bir disk kullanılmıştır. Her bir disk kullanımı arasında örnekler akan su altında yıkanmıştır.



**Şekil 3.6.** Çalışmada kullanılan kompozit polisaj diskleri.

Polisaj işleminin ardından örneklerin 5 dk süre ile ultrasonik banyoda (**Şekil 3.7.**) temizliği sağlanmıştır.

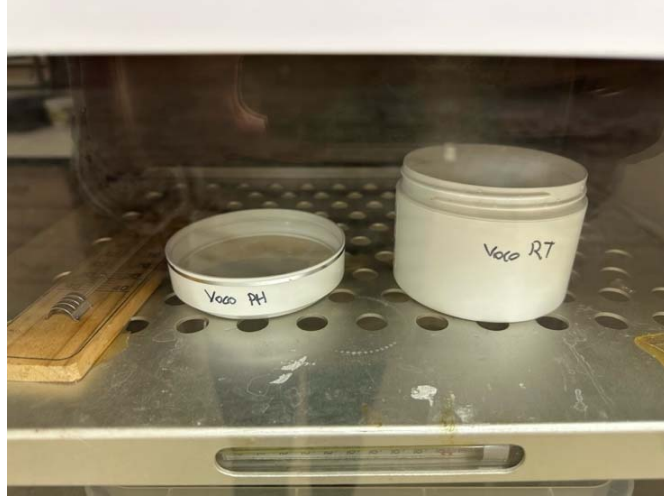


**Şekil 3.7.** Örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.

Örneklerin polimerizasyonunun tamamlanması için örnekler, 37°C'de etüv fırınında 24 saat boyunca distile su içerisinde bekletilmiştir. (**Şekil 3.9.**).



**Şekil 3.8.** Çalışmada kullanılan etüv fırını.



**Şekil 3.9.** Örneklerin distile su içerisinde 37°C etüv fırınında bekletilmesi.

Etüvden çıkarılan örnekler numaralandırılarak kutulara yerleştirilmiş ve kutuların dışı ışık geçirmeyecek şekilde elektrik bandıyla kaplanmıştır. Numaralandırılmış örneklerin her birinin yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında renk ölçümleri ve mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

### 3.4. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Her biri numaralandırılmış örneklerin renk ölçümleri Şekil 3.10.'da gösterilen Konica Minolta CM-17d (Konica Minolta, Japonya) spektrofotometre ile ölçülmüştür.



**Şekil 3.10.** Çalışmada kullanılan Konica Minolta CM-17d spektrofotometre.

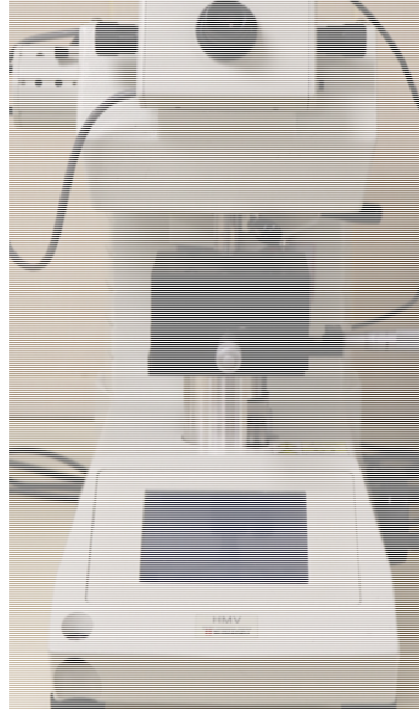
Ölçümler CIE L\*a\*b\* renk uzayında gerçekleştirilmiş olup her bir örneğin yaşlandırma öncesi değerleri L<sub>1</sub>, a<sub>1</sub>, b<sub>1</sub> olarak, yaşlandırma sonrasındaki değerler ise L<sub>2</sub>, a<sub>2</sub>, b<sub>2</sub> olarak kaydedilmiştir. Renk değişimlerinin hesaplanabilmesi için kaydedilen değerler aşağıdaki formüle yerleştirilmiş ve her bir örnek için ΔE\*<sub>ab</sub> değerleri ayrı ayrı hesaplanmıştır.

$$\Delta E_{ab}^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{\frac{1}{2}}$$

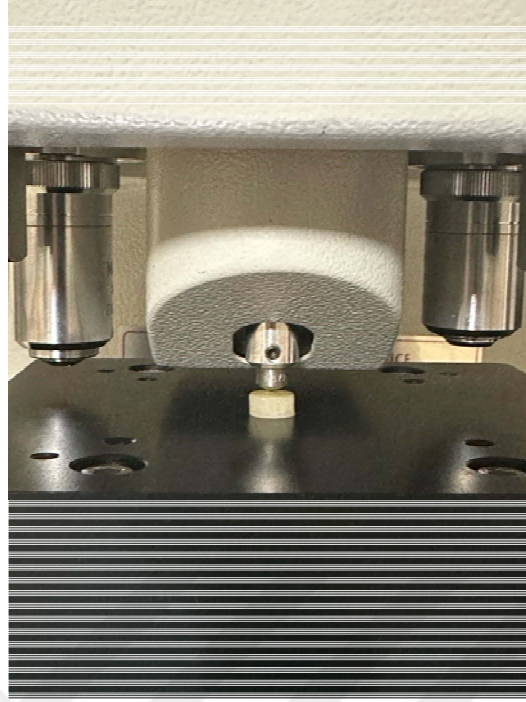
Ölçümler penceresiz ortamda ve aynı ışık kaynağı altında gerçekleştirilmiş ve kullanım öncesinde cihaz kalibre edilmiştir. Her ölçüm ikişer kere tekrarlanıp ölçümlerin doğruluğunun sağlanması yapılmıştır.

### 3.5. Örneklerin Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

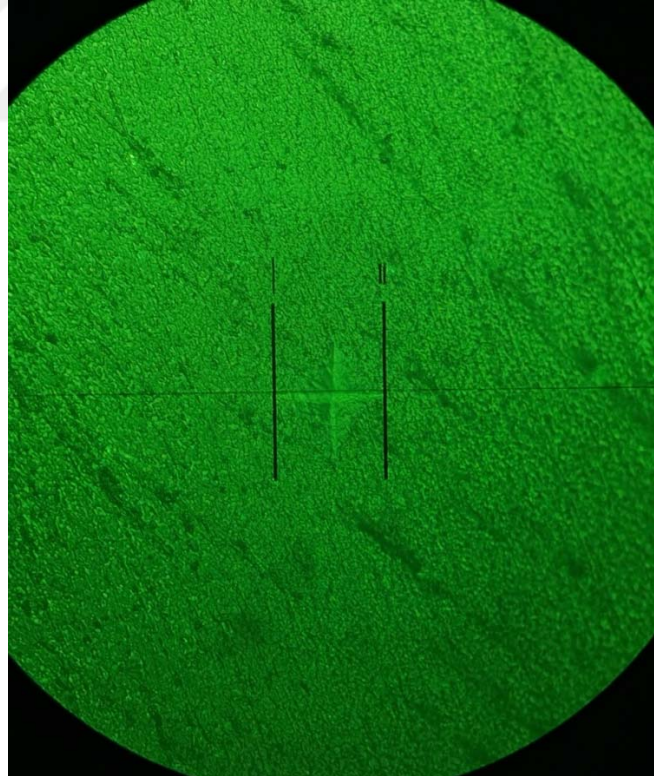
Her biri numaralandırılmış örneklerin mikrosertlik değerleri Şekil 3.11’de gösterilen Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) Vickers mikrosertlik test cihazıyla ölçülmüştür. Ölçümden önce cihaz kalibre edilmiştir. Her bir örneğin ölçümü üç farklı yüzeyden tekrarlanmış ve ortaya çıkan değerlerin ortalaması alınmıştır.



**Şekil 3.11.** Çalışmada kullanılan mikrosertlik ölçüm cihazı Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya).



**Şekil 3.12.** Shimadzu HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) ile Vickers mikrosertlik ölçümü.



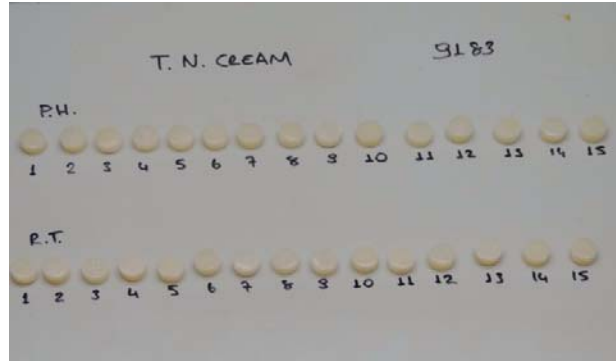
**Şekil 3.13.** Mikrosertlik ölçümünün gerçek zamanlı mikroskop görüntüsü.

### 3.6. Örneklerin Yaşlandırılması

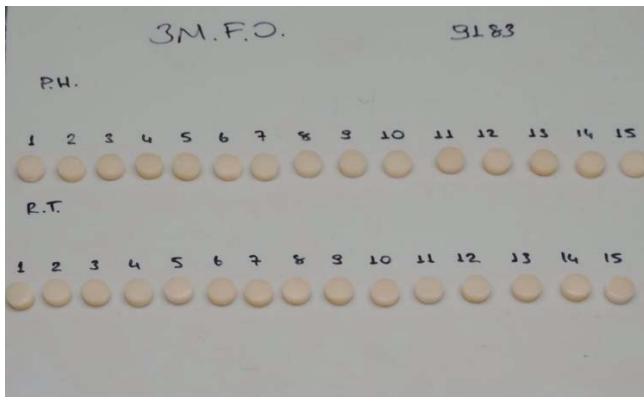
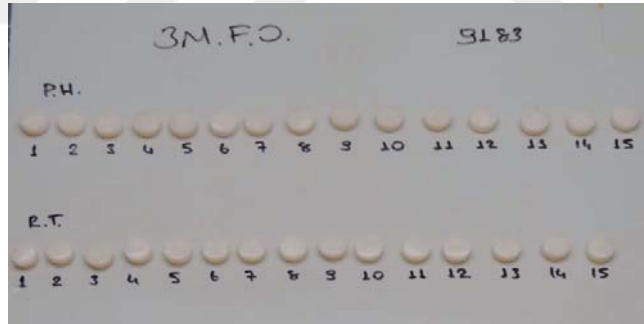
Çalışmamızda, kompozitlerin ağız içinde yıllarca maruz kaldığı ışık, nem ve ısı değişimlerini taklit edebilmek amacıyla hızlandırılmış yapay yaşlandırma (*Accelerated Artificial Aging-AAA*) adı verilen yaşlandırma metodu uygulanmıştır. Yaşlandırma işlemi için QUV Hızlandırılmış Yaşlandırma Test Cihazı (Q-Lab Corporation, Westlake, Ohio, ABD) kullanılmıştır. (Şekil 3.14.) Testte örnekler, ASTM G154 uluslararası standart test metoduna uygun olarak, UVA-340 lamba ile  $0,89 \text{ W(m}^2\cdot\text{nm)}$  ışınım gücü ile  $60^\circ\text{C}$  siyah panel sıcaklığında 8 saat UV ışınımına maruz bırakılmıştır. UV maruziyetinin ardından örnekler lambalar kapalı konumda  $50^\circ\text{C}$  siyah panel sıcaklığında 4 saat yoğuşma uygulanmıştır. Bir döngü 12 saat sürmüş ve örnekler, 1 yıllık yaşlandırmaya denk gelecek şekilde 300 saat boyunca toplamda 25 döngü uygulanmıştır.



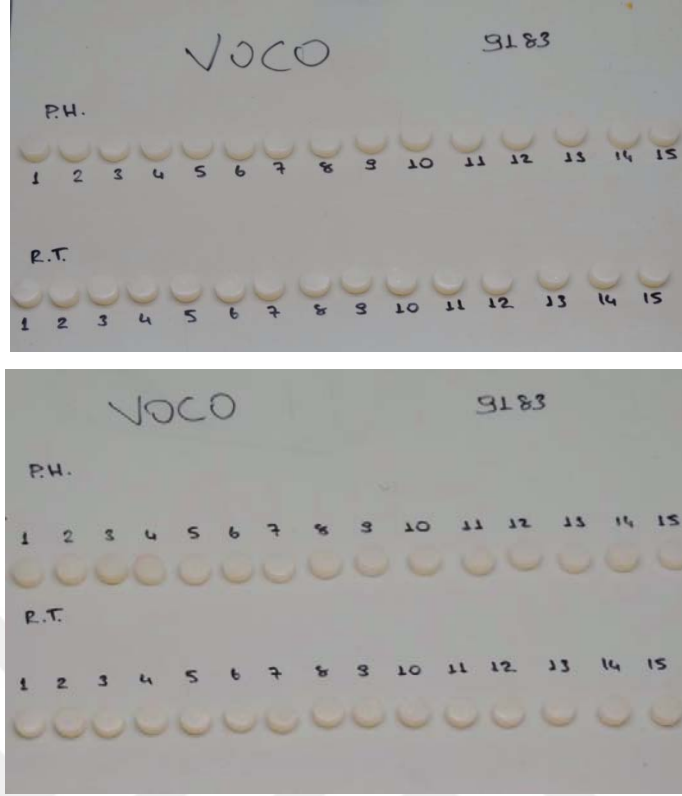
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan UV yaşlandırma cihazı.



Şekil 3.15. Tetric N-Ceram BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.



Şekil 3.16. Filtek One BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.



**Şekil 3.17.** GrandioSO x-tra BFK'lerin yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüsü.



**Şekil 3.18.** Örneklerin test kabinine yerleştirilmesi.

### 3.7. İstatistiksel Analiz

Kompozit materyal türü ve uygulama şeklinin (ön ısıtma (PH)/oda sıcaklığı (RT)) mikrosertlik ve renk değişimi üzerindeki etkileri, 3×2 faktöriyel desenli iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi %5 ( $p < 0.05$ ) olarak belirlenmiş olup, tüm analizler SPSS istatistik yazılımı (versiyon 27, IBM Corp., NY, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

## 4. BULGULAR

**Tablo 4.1.** Yaşlandırma öncesi örneklerin renk ölçüm değerleri.

Tetric N-Ceram PH RENK			Tetric N-Ceram RT RENK			GrandioSO x-tra PH RENK			GrandioSO x-tra RT RENK			Filtek One PH RENK			Filtek One RT RENK		
PH 1	L	57,62	RT 1	L	57,01	PH 1	L	54,95	RT 1	L	58,33	PH 1	L	63,91	RT 1	L	62,25
	a	-2,36		a	-2,35		a	-2,68		a	-2,67		a	-0,93		a	-1,47
	b	9,04		b	10,78		b	-2,71		b	-0,85		b	6,16		b	6,19
PH 2	L	55,96	RT 2	L	59,19	PH 2	L	56,72	RT 2	L	56,64	PH 2	L	64,78	RT 2	L	64,97
	a	-2,62		a	-1,88		a	-2,58		a	-2,87		a	-0,92		a	-1,47
	b	8,6		b	6,74		b	-3,09		b	-1,97		b	6,41		b	6,87
PH 3	L	57,45	RT 3	L	56,66	PH 3	L	55,69	RT 3	L	57,72	PH 3	L	66,02	RT 3	L	63,36
	a	-1,64		a	-2,09		a	-2,71		a	-2,91		a	-1		a	-1,25
	b	7,78		b	10,19		b	-2,71		b	-1,82		b	5,99		b	6,93
PH 4	L	58,48	RT 4	L	57,92	PH 4	L	56,23	RT 4	L	57,48	PH 4	L	62,76	RT 4	L	63,95
	a	-1,68		a	-2,65		a	-2,91		a	-2,86		a	-1,15		a	-1,47
	b	6,18		b	9,21		b	-2,91		b	-1,23		b	5,3		b	6,62
PH 5	L	56,25	RT 5	L	55,81	PH 5	L	56,01	RT 5	L	56,06	PH 5	L	62,21	RT 5	L	64,67
	a	-1,94		a	-2,42		a	-2,87		a	-2,48		a	-1,16		a	-1,25
	b	5,66		b	9,02		b	-2,6		b	-1,91		b	5,51		b	7,69
PH 6	L	56,39	RT 6	L	56,36	PH 6	L	55,15	RT 6	L	56,93	PH 6	L	65,31	RT 6	L	63,8
	a	-2,6		a	-2,2		a	-2,97		a	-2,66		a	-1,25		a	-1,48
	b	9,7		b	9,95		b	-2,69		b	-1,79		b	7,53		b	6,58

Tablo 4.1. Devamı.

PH 7	L	55,34	RT 7	L	59,45	PH 7	L	55,54	RT 7	L	56,99	PH 7	L	61,94	RT 7	L	63,96
	a	-2,05		a	-1,6		a	-2,87		a	-2,95		a	-1,18		a	-1,43
	b	6,82		b	6,96		b	-3,11		b	-1,73		b	5,04		b	6,37
PH 8	L	56,64	RT 8	L	57,28	PH 8	L	56,62	RT 8	L	56,8	PH 8	L	62,06	RT 8	L	63,94
	a	-2,52		a	-1,85		a	-2,93		a	-2,64		a	-1,16		a	-1,06
	b	9,95		b	7,13		b	-1,89		b	-2,53		b	5,6		b	5,79
PH 9	L	57,38	RT 9	L	56,15	PH 9	L	57,12	RT 9	L	56,93	PH 9	L	62,63	RT 9	L	64,21
	a	-2,25		a	-2,31		a	-2,67		a	-2,69		a	-1,16		a	-1,52
	b	9,79		b	7,64		b	-2,34		b	-2,3		b	5,2		b	6,74
PH 10	L	54,66	RT 10	L	57,42	PH 10	L	55,67	RT 10	L	56,14	PH 10	L	61,26	RT 10	L	63,32
	a	-2,67		a	-2,43		a	-3,01		a	-2,68		a	-1,5		a	-1,41
	b	9,2		b	11,14		b	-2,48		b	-2,51		b	7,56		b	6,43
PH 11	L	56,22	RT 11	L	58,38	PH 11	L	57,83	RT 11	L	56,92	PH 11	L	62,15	RT 11	L	62,43
	a	-1,99		a	-2,03		a	-2,71		a	-2,52		a	-1,39		a	-1,45
	b	7,37		b	10,53		b	-1,66		b	-2,42		b	6,6		b	6,76
PH 12	L	55,6	RT 12	L	56,09	PH 12	L	56,35	RT 12	L	56,79	PH 12	L	64,34	RT 12	L	63,44
	a	-2,7		a	-1,94		a	-3,06		a	-2,64		a	-1,2		a	-0,97
	b	8,6		b	6,79		b	-2,43		b	-1,88		b	5,38		b	6,18
PH 13	L	56,9	RT 13	L	57,87	PH 13	L	55,63	RT 13	L	56,78	PH 13	L	65,32	RT 13	L	63,24
	a	-2,36		a	-2,68		a	-2,86		a	-2,54		a	-1,27		a	-1,45
	b	10,37		b	8,68		b	-2,56		b	-1,69		b	6,35		b	6,68

**Tablo 4.1.** Devamı.

PH 14	L	55,88	RT 14	L	56,32	PH 14	L	54,53	RT 14	L	56,92	PH 14	L	63,48	RT 14	L	63,27
	a	-2,59		a	-2,41		a	-2,88		a	-2,94		a	-1,23		a	-0,83
	b	8,79		b	8,56		b	-3,27		b	-2,15		b	4,94		b	6,65
PH 15	L	55,18	RT 15	L	55,33	PH 15	L	55,5	RT 15	L	55,79	PH 15	L	64,12	RT 15	L	63,16
	a	-2,78		a	-2,41		a	-2,82		a	-2,88		a	-1,37		a	-1,08
	b	10,08		b	10,06		b	-2,66		b	-1,79		b	6,23		b	7,18

**Tablo 4.2.** Yaşlandırma sonrası örneklerin renk ölçüm değerleri.

Tetric N-Ceram PH RENK		Tetric N-Ceram RT RENK		GrandioSO x-tra PH RENK		GrandioSO x-tra RT RENK		Filtek One PH RENK		Filtek One RT RENK							
PH 1	L	55,02	RT 1	L	56,53	PH 1	L	55,96	RT 1	L	57,65	PH 1	L	63,98	RT 1	L	62,08
	a	-1,86		a	-1,91		a	-3,54		a	-2,9		a	-0,61		a	-1,03
	b	15,72		b	16,92		b	2,14		b	2,98		b	14,53		b	12,7
PH 2	L	54,8	RT 2	L	57,98	PH 2	L	56,25	RT 2	L	56,29	PH 2	L	63,95	RT 2	L	63,79
	a	-2,03		a	-2,29		a	-3,53		a	-3,35		a	-0,63		a	-1,02
	b	16,41		b	15,37		b	2,57		b	2,02		b	14,3		b	13,06
PH 3	L	56,36	RT 3	L	57,68	PH 3	L	55,72	RT 3	L	56,6	PH 3	L	64,34	RT 3	L	63,24
	a	-1,83		a	-1,83		a	-3,33		a	-3,21		a	-0,34		a	-0,63
	b	17,15		b	15,49		b	1,96		b	2,38		b	15,64		b	13,77
PH4	L	56,21	RT 4	L	56,71	PH 4	L	55,69	RT 4	L	56,54	PH 4	L	61,7	RT 4	L	63,67
	a	-1,86		a	-2,26		a	-3,2		a	-3		a	-0,71		a	-0,99
	b	14,79		b	16,48		b	1,96		b	2,78		b	13,53		b	13,53

Tablo 4.2. Devamı.

PH 5	L 54,75	RT 5	L 55,84	PH 5	L 56,01	RT 5	L 58,29	PH 5	L 61,97	RT 5	L 63,76
	a -2,28		a -2,31		a -3,3		a -3,06		a -0,68		a -0,52
	b 15,47		b 14,15		b 2,29		b 3,38		b 13,76		b 14,21
PH 6	L 56,76	RT 6	L 56,73	PH 6	L 55,96	RT 6	L 57,54	PH 6	L 64,45	RT 6	L 62,86
	a -1,97		a -1,77		a -3,45		a -3,2		a -0,85		a -0,45
	b 16,55		b 16,24		b 1,08		b 1,91		b 13,86		b 14,9
PH 7	L 55,35	RT 7	L 57,61	PH 7	L 55,81	RT 7	L 56,44	PH 7	L 62,77	RT 7	L 63,39
	a -2,34		a -1,9		a -3,46		a -3,13		a -1,03		a -0,76
	b 15,91		b 18,09		b 0,64		b 1,14		b 12,87		b 14,42
PH 8	L 56,14	RT 8	L 56,02	PH 8	L 56,18	RT 8	L 55,79	PH 8	L 62,21	RT 8	L 63,19
	a -2,09		a -1,97		a -3,27		a -3,08		a -0,85		a -0,55
	b 16,82		b 16,33		b 1,61		b 1,51		b 13,25		b 14,89
PH 9	L 56,05	RT 9	L 55,27	PH 9	L 56,79	RT 9	L 57,15	PH 9	L 60,66	RT 9	L 63,43
	a -1,78		a -2,15		a -3,4		a -3,2		a -1,02		a -0,73
	b 17,13		b 15,65		b 1,88		b 1,89		b 13,35		b 14,23
PH 10	L 55,17	RT 10	L 57,46	PH 10	L 55,42	RT 10	L 56,51	PH 10	L 60,75	RT 10	L 62,19
	a -2,25		a -1,94		a -3,19		a -3,18		a -0,97		a -0,45
	b 15,77		b 17,39		b 1,3		b 2,01		b 13,79		b 14,16
PH 11	L 55,98	RT 11	L 57,32	PH 11	L 56,41	RT 11	L 56,6	PH 11	L 59,88	RT 11	L 62,53
	a -2,37		a -1,98		a -3,15		a -3,28		a -0,67		a -0,89
	b 15,23		b 17,67		b 1,09		b 2,33		b 14,61		b 12,81

**Tablo 4.2.** Devamı.

PH 12	L	55,97	RT 12	L	55,55	PH 12	L	55,79	RT 12	L	57	PH 12	L	61,56	RT 12	L	61,78
	a	-2,3		a	-2,21		a	-3,26		a	-3,05		a	-0,77		a	-1,19
	b	15,08		b	15,86		b	0,97		b	3,06		b	15,1		b	12,24
PH 13	L	56,39	RT 13	L	56,9	PH 13	L	55,85	RT 13	L	57,51	PH 13	L	60,46	RT 13	L	62,15
	a	-1,99		a	-2,29		a	-3,43		a	-3,01		a	-0,73		a	-0,82
	b	16,47		b	16,53		b	1,13		b	3,26		b	14,7		b	13,24
PH 14	L	56,07	RT 14	L	55,94	PH 14	L	55,85	RT 14	L	56,14	PH 14	L	61,71	RT 14	L	64,17
	a	-2,28		a	-2,17		a	-3,45		a	-3,09		a	-0,86		a	-0,45
	b	15,21		b	15,25		b	0,98		b	1,95		b	15		b	14,75
PH 15	L	55,37	RT 15	L	56,55	PH 15	L	56,25	RT 15	L	56,28	PH 15	L	62,65	RT 15	L	62,75
	a	-2,34		a	-1,86		a	-3,37		a	-3,13		a	-0,78		a	-0,35
	b	15,57		b	15,67		b	1,07		b	2,31		b	15,03		b	14,21

**Tablo 4.3.** CIE L\*a\*b\*  $\Delta E^*_{ab}$  değerleri.

Tetric N-Ceram				GrandioSO x-tra				Filtek One			
	$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$
PH 1	7,18556887	RT 1	6,17443115	PH 1	5,02814081	RT 1	3,8966909	PH 1	8,37640734	RT 1	6,52706672
PH 2	7,91768906	RT 2	8,72405296	PH 2	5,75838519	RT 2	4,03398066	PH 2	7,93883493	RT 2	6,31751533
PH 3	9,43509936	RT 3	5,40351737	PH 3	4,71107206	RT 3	4,35710913	PH 3	9,81735708	RT 3	6,86909019
PH4	8,90603166	RT 4	7,38031842	PH4	4,90842133	RT 4	4,12107996	PH4	8,30963898	RT 4	6,93230842
PH 5	9,92983887	RT 5	5,1312669	PH 5	4,90886952	RT 5	5,77004333	PH 5	8,26743612	RT 5	6,6235489
PH 6	6,88885332	RT 6	6,31552848	PH 6	3,88579464	RT 6	3,78862772	PH 6	6,40066403	RT 6	8,43604765
PH 7	9,09463028	RT 7	11,2850565	PH 7	3,80571938	RT 7	2,92776365	PH 7	7,87529682	RT 7	8,09791949
PH 8	6,90157953	RT 8	9,28665709	PH 8	3,54389616	RT 8	4,18751716	PH 8	7,65774771	RT 8	9,14508611

**Tablo 4.3.** Devamı.

PH 9	7,47431602	RT 9	8,05978288	PH 9	4,2953696	RT 9	4,22665352	PH 9	8,38588099	RT 9	7,57182937
PH 10	6,60313562	RT 10	6,26930618	PH 10	3,79253214	RT 10	4,56259794	PH 10	6,27326869	RT 10	7,87092117
PH 11	7,87283939	RT 11	7,21842781	PH 11	3,12609981	RT 11	4,8210476	PH 11	8,35651841	RT 11	6,07668495
PH 12	6,5028686	RT 12	9,09007151	PH 12	3,45160832	RT 12	4,96143125	PH 12	10,1188784	RT 12	6,2870979
PH 13	6,13245465	RT 13	7,91931184	PH 13	3,74024063	RT 13	5,02556464	PH 13	9,6764508	RT 13	6,67971556
PH 14	6,43028771	RT 14	6,70508016	PH 14	4,48662457	RT 14	4,17623036	PH 14	10,221223	RT 14	8,15870088
PH 15	5,51088015	RT 15	5,76740843	PH 15	3,84420343	RT 15	4,13673785	PH 15	8,94142047	RT 15	7,0796822

**Tablo 4.4.** CIE L\*a\*b\* Log10 tabanında  $\Delta E^*_{ab}$  değerleri.

				<b>log<sub>10</sub> <math>\Delta E</math></b>							
<b>Tetric N-Ceram</b>				<b>GrandioSo x-tra</b>				<b>Filtek One</b>			
	$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$		$\Delta E$
PH 1	0,85646116	RT 1	0,79059695	PH 1	0,70140743	RT 1	0,59069596	PH 1	0,92305779	RT 1	0,81471805
PH 2	0,89859844	RT 2	0,94071829	PH 2	0,76030071	RT 2	0,60573381	PH 2	0,89975677	RT 2	0,8005463
PH 3	0,97474648	RT 3	0,73267655	PH 3	0,67311975	RT 3	0,63919844	PH 3	0,99199459	RT 3	0,83689922
PH4	0,94968423	RT 4	0,8680751	PH4	0,69094184	RT 4	0,61501104	PH4	0,91958216	RT 4	0,84087788
PH 5	0,9969422	RT 5	0,7102246	PH 5	0,69098149	RT 5	0,76117907	PH 5	0,91737085	RT 5	0,82109075
PH 6	0,83814694	RT 6	0,8004097	PH 6	0,58947985	RT 6	0,57848193	PH 6	0,80622503	RT 6	0,92613902
PH 7	0,95878505	RT 7	1,05250374	PH 7	0,58043676	RT 7	0,46653601	PH 7	0,89626693	RT 7	0,90837345
PH 8	0,8389485	RT 8	0,96785941	PH 8	0,54948099	RT 8	0,6219566	PH 8	0,88410105	RT 8	0,9611878
PH 9	0,87357146	RT 9	0,90632334	PH 9	0,63300054	RT 9	0,62599665	PH 9	0,92354869	RT 9	0,87920082
PH 10	0,81975022	RT 10	0,79721948	PH 10	0,57892927	RT 10	0,6592122	PH 10	0,79749389	RT 10	0,89602556
PH 11	0,89613139	RT 11	0,85844262	PH 11	0,49500284	RT 11	0,68314142	PH 11	0,92202537	RT 11	0,78366672
PH 12	0,81310498	RT 12	0,9585673	PH 12	0,53802151	RT 12	0,69560698	PH 12	1,00513238	RT 12	0,79845022

**Tablo 4.4.** Devamı.

PH 13	0,78763435	RT 13	0,89868744	PH 13	0,57289954	RT 13	0,70118486	PH 13	0,98571609	RT 13	0,82475797
PH 14	0,8082304	RT 14	0,82640397	PH 14	0,65191973	RT 14	0,62078445	PH 14	1,00950286	RT 14	0,91162101
PH 15	0,74122097	RT 15	0,76098071	PH 15	0,58480636	RT 15	0,616658	PH 15	0,95140652	RT 15	0,85001376

**Tablo 4.5.** Yaşlandırma öncesi örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri.

Tetric N-Ceram Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama	Tetric N-Ceram Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama
PH 1	59,3	54,5	59,4	<b>57,73</b>	RT 1	54,9	54,9	54,9	<b>54,9</b>
PH 2	72,6	62,4	57,7	<b>64,23</b>	RT 2	66,9	66,9	66,9	<b>66,9</b>
PH 3	55,8	52,5	49,5	<b>52,6</b>	RT 3	67,5	67,5	67,5	<b>67,5</b>
PH 4	60,5	60,5	60,5	<b>60,5</b>	RT 4	64,9	64,9	64,9	<b>64,9</b>
PH 5	53,3	53,3	53,3	<b>53,3</b>	RT 5	54,2	51,7	49,5	<b>51,8</b>
PH 6	68,9	69,3	69,4	<b>69,2</b>	RT 6	72,2	74,9	74,9	<b>74</b>
PH 7	68,2	68,1	64,9	<b>67,07</b>	RT 7	60,3	63,1	64,8	<b>62,73</b>
PH 8	43,3	42,7	43,3	<b>43,1</b>	RT 8	50,9	52,1	52,1	<b>51,7</b>
PH 9	50,1	51,1	53,1	<b>51,43</b>	RT 9	78,8	78,8	78,8	<b>78,8</b>
PH 10	90,5	81,5	81,5	<b>84,5</b>	RT 10	40,2	39,3	39,3	<b>39,6</b>
PH 11	80	80	80	<b>80</b>	RT 11	52,3	46,2	34,9	<b>44,47</b>
PH 12	46,6	46,6	46,6	<b>46,6</b>	RT 12	37,5	37,5	37,5	<b>37,5</b>
PH 13	63	66,8	62,1	<b>63,97</b>	RT 13	45,3	45,3	45,3	<b>45,3</b>
PH 14	69,8	69,8	69,8	<b>69,8</b>	RT 14	41,7	38,2	38,2	<b>39,37</b>
PH 15	64,8	62,8	61,6	<b>63,07</b>	RT 15	42,5	39,9	39,9	<b>40,77</b>

Tablo 4.5. Devamı.

GrandioSO x-tra Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama	GrandioSO x-tra Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama
PH 1	106	106	106	<b>106</b>	RT 1	113	113	113	<b>113</b>
PH 2	106	106	106	<b>106</b>	RT 2	124	124	124	<b>124</b>
PH 3	98,2	98,2	98,2	<b>98,2</b>	RT 3	110	103	103	<b>105,33</b>
PH 4	102	102	102	<b>102</b>	RT 4	95,8	95	95	<b>95,27</b>
PH 5	103	103	103	<b>103</b>	RT 5	114	134	147	<b>131,67</b>
PH 6	121	126	124	<b>123,67</b>	RT 6	110	100	88,5	<b>99,5</b>
PH 7	114	118	127	<b>119,67</b>	RT 7	89,5	89,5	89,5	<b>89,5</b>
PH 8	116	117	117	<b>116,67</b>	RT 8	105	113	120	<b>112,67</b>
PH 9	98,6	98,6	98,6	<b>98,6</b>	RT 9	97,8	110	116	<b>107,93</b>
PH 10	102	106	106	<b>104,67</b>	RT 10	99,7	99,8	105	<b>101,5</b>
PH 11	95,6	103	114	<b>104,2</b>	RT 11	123	130	122	<b>125</b>
PH 12	97,7	105	105	<b>102,57</b>	RT 12	107	107	107	<b>107</b>
PH 13	117	117	117	<b>117</b>	RT 13	94,5	98,3	109	<b>100,6</b>
PH 14	113	113	113	<b>113</b>	RT 14	97	97	97	<b>97</b>
PH 15	106	106	106	<b>106</b>	RT 15	109	110	110	<b>109,67</b>
Filtek One Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama	Filtek One Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama
PH 1	83,4	83,4	83,4	<b>76,75</b>	RT 1	97,4	97,4	97,4	<b>97,4</b>
PH 2	80	72,3	58	<b>70,1</b>	RT 2	80,7	80,7	80,7	<b>80,7</b>
PH 3	80,8	80,8	80,8	<b>80,8</b>	RT 3	89	89	89	<b>89</b>
PH 4	80,8	80,8	80,8	<b>80,8</b>	RT 4	83,5	83,5	83,5	<b>83,5</b>
PH 5	84,6	84,6	84,6	<b>84,6</b>	RT 5	80,6	80,6	80,6	<b>80,6</b>
PH 6	86,7	86,7	86,7	<b>86,7</b>	RT 6	80,6	79,6	77,6	<b>79,27</b>

Tablo 4.5. Devamı.

PH 7	95,5	88,7	88,7	<b>90,97</b>	RT 7	90,5	89,3	88,9	<b>89,57</b>
PH 8	88,7	88,7	88,7	<b>88,7</b>	RT 8	88,5	88,5	88,5	<b>88,5</b>
PH 9	80,1	80,1	80,1	<b>80,1</b>	RT 9	78,2	78,2	78,2	<b>78,2</b>
PH 10	75	75	75	<b>75</b>	RT 10	81,1	83,1	84,7	<b>82,97</b>
PH 11	93,4	93,4	93,4	<b>93,4</b>	RT 11	80,8	78,7	77,8	<b>79,1</b>
PH 12	93,5	93,5	93,5	<b>93,5</b>	RT 12	73,7	73,7	73,7	<b>73,7</b>
PH 13	89,8	89,8	89,8	<b>89,8</b>	RT 13	73,7	73,7	73,7	<b>73,7</b>
PH 14	80	77,5	77,5	<b>78,33</b>	RT 14	79,3	79,3	79,3	<b>79,3</b>
PH 15	75	70,7	68,1	<b>71,27</b>	RT 15	78,8	78,8	78,8	<b>78,8</b>

Tablo 4.6. Yaşlandırma sonrası örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri.

Tetric N-Ceram Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama	Tetric N-Ceram Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama
PH 1	84,6	84,6	84,6	<b>84,6</b>	RT 1	89,6	89,6	89,6	<b>89,6</b>
PH 2	79,8	79,8	79,8	<b>79,8</b>	RT 2	87,2	87,2	87,2	<b>87,2</b>
PH 3	83,4	82,4	82,4	<b>82,73</b>	RT 3	86,8	86,8	86,8	<b>86,8</b>
PH 4	74,6	68,4	53,5	<b>65,5</b>	RT 4	86,9	86,9	86,9	<b>86,9</b>
PH 5	81,3	81,3	81,3	<b>81,3</b>	RT 5	68,3	68,3	68,3	<b>68,3</b>
PH 6	62,5	62,5	62,5	<b>62,5</b>	RT 6	84	84	84	<b>84</b>
PH 7	82,8	82,8	82,8	<b>82,8</b>	RT 7	77,1	77,1	77,1	<b>77,1</b>
PH 8	95,9	105	105	<b>101,97</b>	RT 8	86,4	86,4	86,4	<b>86,4</b>
PH 9	77,4	77,4	77,4	<b>77,4</b>	RT 9	75,1	75,1	75,1	<b>75,1</b>

Tablo 4.6. Devamı.

<b>PH 10</b>	74,1	74,1	74,1	<b>74,1</b>	<b>RT 10</b>	78,2	78,2	78,2	<b>78,2</b>
<b>PH 11</b>	73,7	73,7	73,7	<b>73,7</b>	<b>RT 11</b>	76	76	76	<b>76</b>
<b>PH 12</b>	80,9	80,9	80,9	<b>80,9</b>	<b>RT 12</b>	81,3	81,3	81,3	<b>81,3</b>
<b>PH 13</b>	80,8	87,8	84,3	<b>84,3</b>	<b>RT 13</b>	84,5	90,5	73,1	<b>82,7</b>
<b>PH 14</b>	84	84	84	<b>84</b>	<b>RT 14</b>	71,4	71,4	71,4	<b>71,4</b>
<b>PH 15</b>	83,8	82,8	82,8	<b>83,13</b>	<b>RT 15</b>	78,9	78,9	78,9	<b>78,9</b>
<b>GrandioSO x-tra Mikrosertlik</b>	<b>Ölçüm 1</b>	<b>Ölçüm 2</b>	<b>Ölçüm 3</b>	<b>Ortalama</b>	<b>GrandioSO x-tra Mikrosertlik</b>	<b>Ölçüm 1</b>	<b>Ölçüm 2</b>	<b>Ölçüm 3</b>	<b>Ortalama</b>
<b>PH 1</b>	125	125	125	<b>125</b>	<b>RT 1</b>	107	107	107	<b>107</b>
<b>PH 2</b>	128	128	128	<b>128</b>	<b>RT 2</b>	127	127	127	<b>127</b>
<b>PH 3</b>	117	117	117	<b>117</b>	<b>RT 3</b>	135	135	135	<b>135</b>
<b>PH 4</b>	127	127	127	<b>127</b>	<b>RT 4</b>	121	121	121	<b>121</b>
<b>PH 5</b>	103	91,5	91,5	<b>95,33</b>	<b>RT 5</b>	132	132	132	<b>132</b>
<b>PH 6</b>	104	118	118	<b>113,33</b>	<b>RT 6</b>	112	112	112	<b>112</b>
<b>PH 7</b>	112	112	112	<b>112</b>	<b>RT 7</b>	127	127	127	<b>127</b>
<b>PH 8</b>	134	134	134	<b>134</b>	<b>RT 8</b>	96,1	96,1	96,1	<b>96,1</b>
<b>PH 9</b>	132	132	132	<b>132</b>	<b>RT 9</b>	140	140	140	<b>140</b>
<b>PH 10</b>	130	130	130	<b>130</b>	<b>RT 10</b>	164	164	164	<b>164</b>
<b>PH 11</b>	113	125	125	<b>121</b>	<b>RT 11</b>	139	122	122	<b>127,67</b>
<b>PH 12</b>	119	119	119	<b>119</b>	<b>RT 12</b>	115	115	115	<b>115</b>
<b>PH 13</b>	122	122	122	<b>122</b>	<b>RT 13</b>	126	126	126	<b>126</b>
<b>PH 14</b>	133	133	133	<b>133</b>	<b>RT 14</b>	112	112	112	<b>112</b>
<b>PH 15</b>	135	135	135	<b>135</b>	<b>RT 15</b>	105	105	105	<b>105</b>

Tablo 4.6. Devamı.

Filtek One Mikrosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama	Filtek One Mirosertlik	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ortalama
PH 1	108	108	108	<b>108</b>	RT 1	101	107	107	<b>105</b>
PH 2	101	101	101	<b>101</b>	RT 2	106	106	106	<b>106</b>
PH 3	95,4	99,2	99,2	<b>97,93</b>	RT 3	111	111	111	<b>111</b>
PH 4	82,6	82,6	82,6	<b>82,6</b>	RT 4	98,5	98,5	98,5	<b>98,5</b>
PH 5	102	111	111	<b>108</b>	RT 5	95,4	92,4	92,4	<b>93,4</b>
PH 6	98,8	105	111	<b>104,93</b>	RT 6	107	120	123	<b>116,67</b>
PH 7	92,6	92,6	92,6	<b>92,6</b>	RT 7	102	102	102	<b>102</b>
PH 8	105	120	120	<b>115</b>	RT 8	126	126	126	<b>126</b>
PH 9	82,3	82,3	82,3	<b>82,3</b>	RT 9	119	119	119	<b>119</b>
PH 10	99,7	99,7	99,7	<b>99,7</b>	RT 10	94,8	117	117	<b>109,6</b>
PH 11	107	129	120	<b>118,67</b>	RT 11	92	97,9	97,9	<b>95,93</b>
PH 12	84,2	83,5	83,5	<b>83,73</b>	RT 12	94,8	94,8	94,8	<b>94,8</b>
PH 13	89,4	90,5	90,5	<b>90,13</b>	RT 13	98	98	98	<b>98</b>
PH 14	95,9	95,9	95,9	<b>95,9</b>	RT 14	98,2	98,2	98,2	<b>98,2</b>

#### 4.1. İstatistiksel Analiz

Veriler, ortalama ve standart sapma değerleri ile tanımlayıcı istatistikler şeklinde özetlenmiştir. Kompozit materyal türü ve uygulama şeklinin (ön ısıtma (PH)/oda sıcaklığı (RT)) mikrosertlik ve renk değişimi üzerindeki etkileri,  $3 \times 2$  faktöriyel desenli iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi %5 ( $p < 0.05$ ) olarak belirlenmiş olup, tüm analizler SPSS istatistik yazılımı (sürüm 27, IBM Corp., Armonk, NY, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Örneklerin her birinin başlangıç ve son renk ölçümleri yapıldıktan sonra  $\Delta E_{ab}^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{\frac{1}{2}}$  formülüne göre  $\Delta E_{ab}^*$  değerleri hesaplanmıştır. Yaşlandırma öncesi örneklerin renk ölçüm değerleri Tablo 4.1.'de, yaşlandırma sonrası örneklerin renk ölçüm değerleri Tablo 4.2.'de, örneklerin CIELab formülüne göre hesaplanmış  $\Delta E_{ab}^*$  değerleri Tablo 4.3.'te verilmiştir.

Verilerin dağılımını daha simetrik ve normal dağılıma yakın hale getirmek, istatistiksel modellemeyi güvenilir hale getirmek amacıyla analiz öncesinde veriler 10 tabanında logaritmik dönüşüme tabi tutulmuştur. Bulgular  $\log_{10}(\Delta E_{ab}^*)$  değerleri üzerinden değerlendirilmiş, yorumlar ise biyolojik ve klinik açıdan anlamlılığı korunacak şekilde yapılmıştır. CIELab Log10 tabanında  $\Delta E_{ab}^*$  değerleri Tablo 4.4.'te verilmiştir.

**Tablo 4.7.**  $\log_{10}(\Delta E)$  ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler.

Materyal	İşlem	$\bar{X}$	s	n
Tetric N-Ceram	PH	0,87	0,07	15
	RT	0,86	0,10	15
	Toplam	0,86	0,08	30
GrandioSO x-tra	PH	0,62	0,07	15
	RT	0,63	0,07	15
	Toplam	0,63	0,07	30
Filtek One	PH	0,92	0,06	15
	RT	0,86	0,05	15
	Toplam	0,89	0,07	30
Toplam	PH	0,80	0,15	45
	RT	0,78	0,13	45
	Toplam	0,79	0,14	90

$\bar{X}$ : Aritmetik ortalama, s: Standart sapma

Renk değişimine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.7.'de verilmiştir.  $\log_{10}(\Delta E^*_{ab})$  üzerindeki materyalin türünün ve işlem türünün etkilerini incelemek için iki yönlü ANOVA gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, materyal türünün ( $F(2; 84) = 120,69$ ;  $p < 0,001$ ;  $\eta^2p = 0,742$ ) istatistiksel olarak anlamlı, işlem türünün ( $F(1; 84) = 1,991$ ;  $p = 0,162$ ;  $\eta^2p = 0,023$ ) ve bu iki faktör arasındaki etkileşimin ( $F(2; 84) = 2,263$ ;  $p = 0,110$ ;  $\eta^2p = 0,051$ ) ise anlamlı olmadığını göstermiştir (**Tablo 4.8.**).

**Tablo 4.8.**  $\log_{10}(\Delta E^*_{ab})$  üzerindeki iki yönlü ANOVA sonuçları.

Source	KT	sd	KO	F	p	$\eta^2p$
Materyal	1,270	2	0,635	120,694	<0,001	0,742
İşlem	0,010	1	0,010	1,991	0,162	0,023
Materyal * İşlem	0,024	2	0,012	2,263	0,110	0,051
Error	0,442	84	0,005			

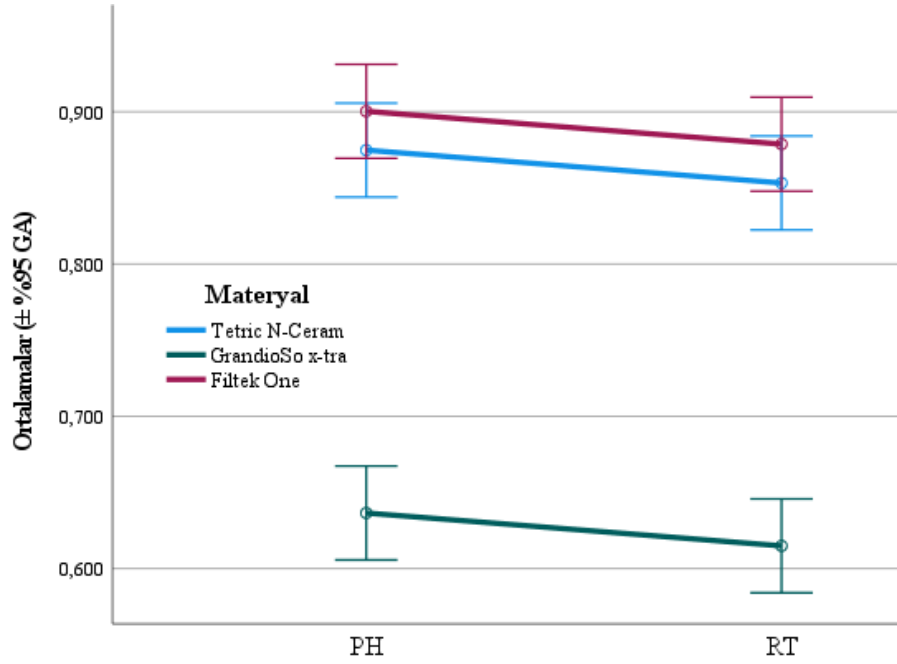
KT = Kareler Toplamı, sd = Serbestlik Derecesi, KO = Kareler Ortalaması,  $\eta^2p$  = Kısmi Eta Kare. R-Kare = 0,747 (Düzeltilmiş R-Kare = 0,732)

İki yönlü ANOVA sonucunda materyal türünün renk değişiminde etkisinin olduğu bulunmuştur. Söz konusu etkinin, materyal türleri arasındaki farklılıkları ikiyeşerli karşılaştırmalar ile incelenmiş ve sonuçlar Tablo 4.9'de verilmiştir. Tetric N-Ceram ile Filtek One arasındaki fark (-0,026) istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p=0,531$ ). GrandioSO x-tra ile Tetric N-Ceram ve Filtek One arasındaki farklar ise (sırasıyla-0,238 ve -0,264) GrandioSO x-tra lehine istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ( $p<0,001$ ). Bu durum, GrandioSO x-tra'nın renk stabilitesi açısından diğer iki materyale göre daha üstün olduğunu göstermektedir.

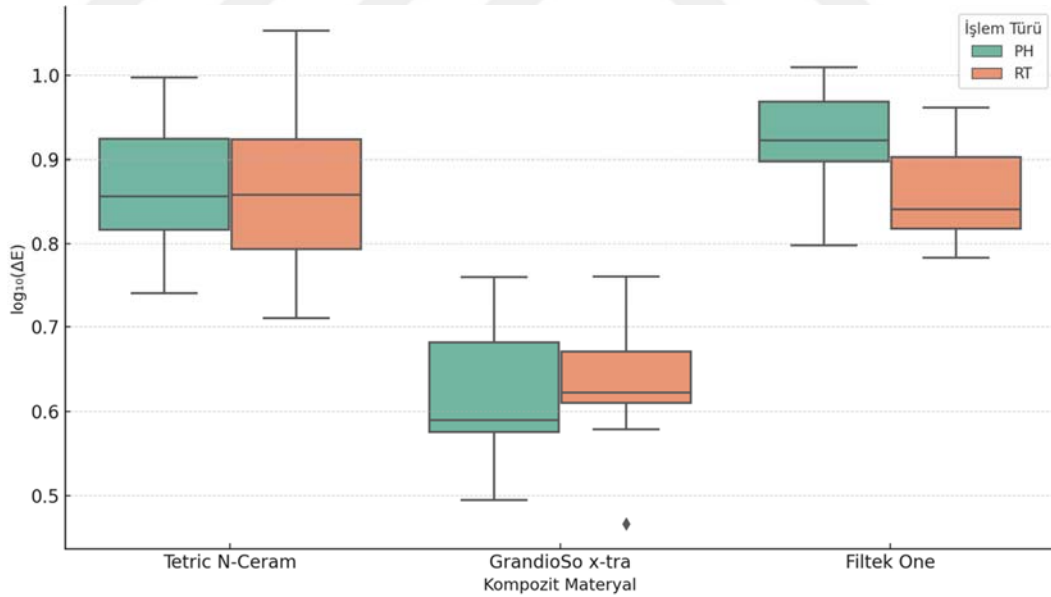
**Tablo 4.9.**  $\log_{10}(\Delta E^*_{ab})$  bakımından materyal türlerinin ikiyeşerli karşılaştırma sonuçları.

(I) Materyal	(J) Materyal	Fark (I-J)	Std. Error	$p^a$	Fark için 95% GA	
					Alt	Üst
Tetric N-Ceram	Filtek One	-0,026	0,019	0,531	-0,071	0,02
GrandioSO x-tra	Tetric N-Ceram	-0,238	0,019	<0,001	-0,284	-0,193
GrandioSO x-tra	Filtek One	-0,264	0,019	<0,001	-0,31	-0,218

<sup>a</sup> Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni yöntemi kullanılarak düzeltilmiş p değeri.



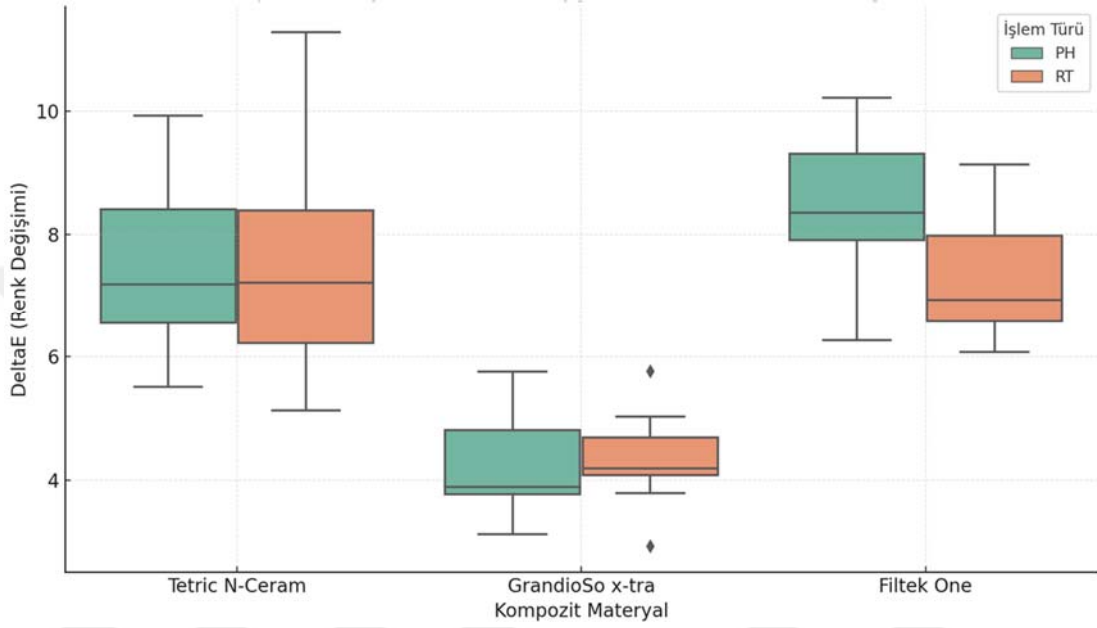
**Şekil 4.1.** İşlem türlerine göre materyaller için renk değişimi ortalamaları ve %95 güven aralıkları.



**Şekil 4.2.** Farklı BFK'lerin (Tetric N-Ceram, GrandioSO x-tra, Filtek One) ön ısıtılmış (PH) ve oda sıcaklığında (RT) uygulanmış gruplarına ait log<sub>10</sub>(ΔE) renk değişimi değerlerinin kutu grafiği ile dağılımı.

Buna göre; GrandioSO x-tra materyalinin hem RT hem de PH gruplarında, diğer iki materyale kıyasla anlamlı derecede daha düşük renk değişimi gösterdiği

görülmektedir. Tetric N-Ceram ve Filtek One grupları arasında gözlenen fark ise sınırlı düzeyde olup,  $\log_{10} (\Delta E^*_{ab})$  değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Ön ısıtma işleminin, renk değişimine olan etkisinin belirgin olmadığı, gruplar arasında genel olarak benzer medyan ve çeyrek değerlerin olduğu gözlemlenmiştir.



**Şekil 4.3.** Farklı BFK'lerin (Tetric N-Ceram, GrandioSO x-tra, Filtek One) ön ısıtılmış (PH) ve oda sıcaklığında (RT) uygulanmış gruplarına ait  $\Delta E$  renk değişimi değerlerinin kutu grafiği ile dağılımı.

Daha önce literatürde bildirilen kabul edilebilirlik renk değişimi eşiğinin (AT) ISO standartları tarafından 2,7 olarak kullanıldığını belirtmiştik. (Bkz. Sayfa 32). Klinik yorumlama için  $\Delta E^*_{ab}$  değerlerinin ham verileri incelendiğinde tüm değerlerin 2,7'den daha büyük olduğunu gözlemlenmiştir. (**Şekil 4.3.**) Yani tüm örneklerde gözle görülür ve klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde bir renk değişimi vardır.

Örneklerin her birinin başlangıç ve son mikrosertlik ölçümleri yapıldıktan sonra ölçümlerin farkları hesaplanmıştır. Yaşlandırma öncesi örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri Tablo 4.5.'te, yaşlandırma sonrası örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri Tablo 4.6.'te verilmiştir.

**Tablo 4.10.** Mikrosertlik ölçümlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler.

Materyal	İşlem	$\bar{X}$	s	n
Tetric N-Ceram	PH	18,11	18,00	15
	RT	25,98	13,17	15
	Toplam	22,04	16,01	30
GrandioSO x-tra	PH	14,83	13,69	15
	RT	15,14	20,50	15
	Toplam	14,99	17,13	30
Filtek One	PH	15,61	12,94	15
	RT	23,92	10,74	15
	Toplam	19,77	12,42	30
Toplam	PH	16,18	14,77	45
	RT	21,68	15,75	45
	Toplam	18,93	15,43	90

$\bar{X}$ : Aritmetik ortalama, s: Standart sapma

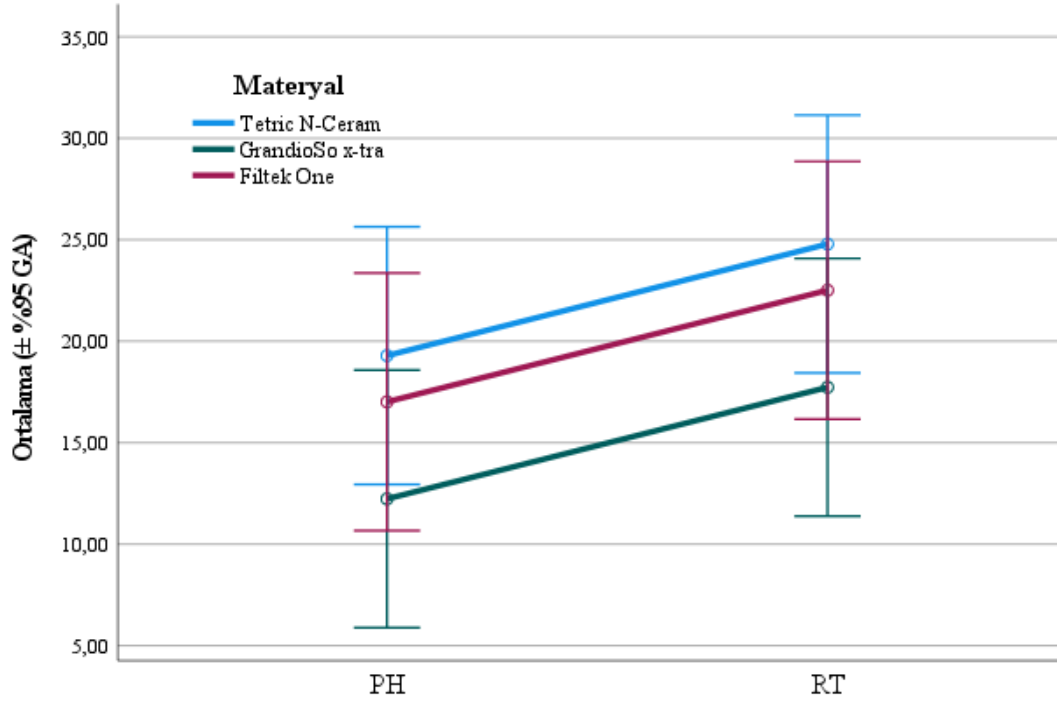
Mikrosertlik değişimine ilişkin tanımlayıcı istatistik verileri Tablo 4.10.'da verilmiştir. Mikrosertlik değişimi üzerindeki materyalin türünün ve işlem türünün etkilerini incelemek için iki yönlü ANOVA gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, materyal türünün ( $F(2; 84) = 1,683$ ;  $p = 0,192$ ;  $\eta^2p = 0,039$ ), işlem türünün ( $F(1; 84) = 2,939$ ;  $p = 0,090$ ;  $\eta^2p = 0,034$ ) ve bu iki faktör arasındaki etkileşimin ( $F(2; 84) = 0,655$ ;  $p = 0,522$ ;  $\eta^2p = 0,015$ ) istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermiştir (**Tablo 4.11.**).

**Tablo 4.11.** Mikrosertlik değişimi üzerindeki iki yönlü ANOVA sonuçları.

Source	KT	sd	KO	F	p	$\eta^2p$
Materyal	778,5	2	389,3	1,683	0,192	0,039
İşlem	679,8	1	679,8	2,939	0,090	0,034
Materyal * İşlem	303,0	2	151,5	0,655	0,522	0,015
Error	19430,2	84	231,3			

KT = Kareler Toplamı, sd = Serbestlik Derecesi, KO = Kareler Ortalaması,  $\eta^2p$  = Kısmi Eta Kare.

R-Kare= 0,083 (Düzeltilmiş R-Kare= 0,029)



**Şekil 4.4.** İşlem türlerine göre materyaller için mikrosertlikte değişim ortalamaları ve %95 güven aralıkları.

Yaşlandırma öncesi ve sonrası ölçümlerden elde edilen mikrosertlik değişim değerleri üzerinde yapılan iki yönlü ANOVA sonuçlarına göre, hem materyal türünün ( $p = 0.192$ ), hem işlem türünün (PH - RT;  $p = 0.090$ ) hem de bu iki faktörün etkileşiminin ( $p = 0.522$ ) istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır.

Bu bulgular, yaşlandırma işlemi sonrasında mikrosertlikte gözlenen değişimin, materyal veya uygulama koşullarına göre anlamlı bir farklılık göstermediğini ortaya koymaktadır.

## 5. TARTIŞMA

Ön ısıtma işleminin, BFK'lerde renk değişimine ve mikrosertliğe etkisinin olup olmadığının incelenmesi amacıyla sıfır hipotezi kurulmuştur. %95 güven aralığında yapılan ANOVA analizi sonucunda bu hipotezler kabul edilmiştir. Yani; ön ısıtma işleminin renk değişimi ve mikrosertlik değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Sınırlı polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi gibi sebeplerden dolayı RBK'ler en fazla 2 mm tabakalar halinde yerleştirilmelidir. Tabakalar arasında kontaminasyon, polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan mikrosızıntı, teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması bu tekniğin dezavantajlarından bazılarıdır. Bu dezavantajların ortadan kaldırılması amacıyla BFK'ler ortaya çıkmıştır.(156) BFK'ler, kaviteye 4-6 mm kalınlıklarda tek seferde yerleştirilebilir. Bu sayede tabakalar arası kontaminasyon ve buna bağlı olarak mikrosızıntı ve renklenme gibi dezavantajlar ortadan kaldırılmıştır.(13,130) Düşük viskoziteli BFK'ler sınırlı mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Bu nedenle düşük viskoziteli BFK'ler geleneksel bir materyalden oluşan bir tabaka ile kapatılmalıdır. Öte yandan yüksek viskoziteli BFK'ler gelişmiş mekanik ve optik özelliklere sahip olduğu için tek başlarına kullanılabilirler ve yüksek viskoziteleri sebebiyle geleneksel kompozitler gibi işlenebilirlik özelliğine sahiptirler.(130)

RBK'lerin uygulamadan önce ısıtılması son yıllarda popüler bir teknik haline gelmiştir. Bu teknik akışkanlığı artırarak kompozitin kavite duvarlarına adaptasyonunu artırır ve bu sayede mikrosızıntıyı azaltır. Polimerizasyondan önce RBK'nin ısıtılmasının polimerizasyonu en üst düzeye çıkardığı ve yüzey sertliğini artırdığı gözlenmiştir.(153,154) Fakat BFK'lerde ön ısıtmanın, materyalin optik ve fiziksel özelliklerine olan etkileri hakkındaki çalışmalar yetersizdir. Bu çalışmayı yapmamızın amacı ön ısıtma işleminin BFK'lerde renk değişimi ve mikrosertliğe olan etkisini incelemek ve klinik pratiğine katkı sağlamaktır.

Çalışmamızda daha önceki çalışmalarda da kullanılan örnek boyutu olan 8 mm çap ve 4 mm yüksekliğe sahip kompozit diskler kullanılmıştır.(157,158)

Kompozitlerin ön ısıtılmasının monomerlerin dönüşüm derecesini ve polimer oluşumunda meydana gelen çapraz bağ sayısını artırdığı ve böylece fizikokimyasal özelliklerinin geliştiği gösterilmiştir.(159–161) Ayrıca viskozitenin azalması hava kabarcığı oluşma ihtimalini azaltmış ve materyalin kavite duvarına adaptasyonunu kolaylaştırmıştır.(159–161) Çalışmamızda BFK'lere, daha önceki çalışmalarda da kullanılmış sıcaklık olan 68°C'de ön ısıtma uygulanmıştır.(162–164) BFK'ler 15'er dakika boyunca kompozit ısıtıcı içerisinde bekletilmiştir.(165,166)

Renk, rezin bazlı materyallerde yaşlanmanın bir sonucu olarak değişebilir. Renk değişimi, UV radyasyonuna/yoğunlaşmaya maruz bırakma, termosiklus, suda veya diğer renklendirici ajanlarda bekletme gibi yöntemler kullanılarak in vitro olarak incelenmiştir.(167–169) Hızlandırılmış yapay yaşlandırma metodunun (AAA) diş hekimliğinde kullanılan farklı materyallerin uzun ömürlülüğünü değerlendirmek için etkili olduğu gösterilmiştir. AAA metodu, materyalin maruz kaldığı farklı koşulların etkisini, örneğin UV, sıcaklık ve nemdeki sürekli değişiklikler nedeniyle klinik parametreleri mümkün olduğunca simüle eder ve dental restorasyonların renk stabilitesini değerlendirmek için kullanılır. Renk, rezin matriksin ve sistemdeki reaksiyona girmeyen bileşenlerin bozulması, polimerizasyon başlatıcılar, inhibe ediciler, doldurucu türleri ve serbest çift bağlar nedeniyle zamanla değişir.(170,171)

Çalışmamızda örneklere uyguladığımız UV ve su yoğuşmasının bir arada bulunduğu AAA metodu günümüzde yaygın olarak kullanılır. Bu yöntemde renk değişimi, yaşlanma sürecinin ilk 300 saati içerisinde meydana gelir ve bu da yaklaşık 1 yıllık bir klinik kullanıma eşittir.(172–175) Bu nedenle çalışmamızda da örnekler, renk değişimini etkili bir şekilde gözlemleyebilmek adına 300 saat boyunca AAA metodu ile yaşlandırılmıştır.

AAA metodu agresif nem, ultraviyole radyasyon ve yüksek sıcaklık koşullarından oluşur. Gıdalardan pigment emilimi, bakteri plak birikimi ve mekanik

faktörler hariç tutulduğundan, klinik durumu güvenilir bir şekilde simüle etmekte yeterli olmayabilirler.(176)

Spektrofotometreler renk ölçümü için objektif araçlar olarak kabul edilir ve hassasiyetleri, duyarlılıkları, tekrarlanabilirlikleri ve kolay kullanımları nedeniyle diş rengini ölçmek için birçok çalışmada kullanılmıştır. Bu avantajlara rağmen, diş yapısının yarı saydamlığı ve dişlerin kavisli yüzeylerinden dolayı ölçümlerde sistematik hatalara yol açabilir.(177) Çalışmamızda, bu tür ölçüm hatalarını minimuma indirmek amacıyla, örnek yüzeylerinin düz olmasına dikkat edilmiştir.

Renk değişimini ölçmek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. CIEDE2000 formülü insan gözü tarafından algılanan renk farklılıklarını CIELab formülünden ( $\Delta E^*_{ab}$ ) daha iyi yansıtmaktadır.(178) Fakat çalışmamızda asıl incelenen konu algılanabilir renk değişim miktarını veya renk değişiminin algılanabilirliğini ölçmek değil, ön ısıtmanın renk değişimine olan etkisini incelemektir. Bu nedenle renk değişimini ölçmek için sıklıkla kullanılan bir yöntem olan CIELab formülünden faydalanılmıştır.(179)

Çalışmamız, ön ısıtmanın BFK'lerin renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir rol oynamadığını ortaya koymaktadır. Literatürde bu konuya ilişkin benzer sonuçlar rapor edilmiştir. Mundim ve arkadaşları(180), Tetric N-Ceram nano-hibrit kompozit rezin üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada, ön ısıtmanın dönüşüm oranını artırdığını ancak rezinin optik özellikleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını bildirmiştir. Abdulmajeed ve arkadaşları(162), BFK ve RBK kullanarak yaptığı çalışmada ön ısıtmanın her iki kompozit çeşidinde de renk değişimine herhangi bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşmıştır. Benzer şekilde, Kahnamouei ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmada(181), 20°C ve 40°C ön ısıtma döngüsü arasında renk değişimi açısından belirgin bir fark saptanamamış, ancak tekrarlanan ön ısıtma işlemlerinin renk stabilitesi üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceği ve bu nedenle sık ısıtma işlemlerinden kaçınılması gerektiği ifade edilmiştir. Çalışmamız ile literatür bulguları karşılaştırıldığında, özellikle sınırlı sayıda ve kontrollü ön ısıtma uygulamalarının renk değişimi üzerinde etkili olmayabileceği düşünülmektedir.

Kompozitlerin ısıtılması, yalnızca kullanım kolaylığını artırmak için değil aynı zamanda mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için de uygulanan bir yöntemdir. Kalan karbon-karbon çift bağlarının, polimerize edilmiş RBK'deki toplam karbon-karbon çift bağ sayısına oranına dönüşüm derecesi (DD) dendiğinden bahsetmiştik.(63) DD, işlemin sonunda restoratif materyalin mekanik niteliklerini belirlemek için bir kriterdir.(182) Başka bir deyişle, daha düşük bir DD kompozit rezinlerin mikrosertliğini, aşınma toleransını, kırılma direncini ve eğilme mukavemetini azaltır.(182–184) RBK'lerin önceden ısıtılması, DD'yi ve bunun sonucunda mikro sertliği, aşınma toleransını ve kırılma direncini artırma yöntemi olarak önerilmiştir.(160,185–189) Ön ısıtmayla birlikte serbest radikaller ve monomer hareketliliği artmış, bunun sonucunda da kompozitlerin daha yüksek kırılma dayanımına ve yüzey sertliğine sahip olduğu gösterilmiştir.(190)

Bu nedenle, RBK'lerin ısıtılmasının çigneme kuvvetlerine karşı kırılmaya ve aşınmaya karşı direnç gösterme yeteneği üzerindeki etkisini anlamak için önceden ısıtılmış RBK'lerin mekanik özellikleri değerlendirilmelidir. Bu konunun araştırıldığı önceki çalışmalarda(191,192), sonuçlar belirsiz ve bazen çelişkilidir. Munoz ve arkadaşları(191), RBK'lerin önceden ısıtılmasının daha fazla monomer dönüşümü yoluyla sertliklerini artırabileceğini belirtmiştir. Tersine, Osternack ve arkadaşları(192), ön ısıtma veya ön soğutma prosedürlerinin RBK'lerin sertliği üzerinde hiçbir etkisi olmadığını öne sürmüştür. Aynı şekilde, Didron ve arkadaşları, ön ısıtmanın mikro sertlik üzerinde etkisi olmadığını söylemişlerdir.(193) Eman ve arkadaşları(194), Lucey ve arkadaşları(155), Kashi ve arkadaşları(195) ve Torres ve arkadaşları(196), mekanik özellikleri iyileştirmek için RBK'lerin önceden ısıtılmasını teşvik etmektedir.

Yine bazı çalışmalar, polimerizasyondan önce ısıtmanın bazı RBK'lerin yüzey sertliğini artırdığını göstermektedir.(155,197,198) Öte yandan, bazı kompozitlerde ise polimerize etmeden önce ısıtmak yüzey sertliğini artırmaz sonucuna ulaşılmıştır.(197) Belirtilen bu çalışmalar, kompozit türüne ve farklı kompozit bileşimlerine bağlı olarak, polimerizasyondan önce ısıtmanın kompozitlerin mekanik özelliklerinde farklı sonuçlar verdiğini göstermektedir.(165) Ayrıca DD, kullanılan RBK'nin türüne ve

renk tonuna bağlı olarak değişmektedir; bu da yukarıda belirtilen çalışmalardaki tutarsızlıkları açıklamaktadır.

Vickers mikrosertlik sayısı (VHN), kompozitin dönüşüm oranının, aşınma direncinin ve kompozitin yüzey kararlılığının basit bir göstergesi olarak kullanılabilir, bu nedenle mekanik mukavemeti değerlendirmek için en iyi parametrelerden biri olarak tanımlanabilir.(199) Bu nedenle çalışmamızda da BFK'lerin yüzey sertliğini ölçmek amacıyla Vickers mikrosertlik testinden faydalanılmıştır.

Çalışmamızın sonucunda, yukarıda bahsedilen bazı çalışmaların aksine(155,165,194–198) ön ısıtmanın mikrosertlik üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Bunun nedeni, RBK'lerin sertliğinin, resin matriks tipi, doldurucu tipi, doldurucu boyutu ve doldurucu oranı gibi faktörlerden etkilenmesi olabilir. Her kompozitin kimyasal bileşimi, test edilen her materyalin mikrosertliği üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.(199) Ayrıca yapılan bu çalışmaların çoğu RBK'ler üzerinde yapılmıştır. BFK'lerin, RBK'lere göre farklı doldurucu oranlarına sahip olması da çalışmanın sonuçlarını etkilemiş olabilir.

Kompozit ön ısıtmanın dezavantajları, raf ömrünü kısaltması ve hızlı operasyonlar gerektirmesidir.(200) Pulpal irritasyon, kompozit rezinler 55-69°C'ye ısıtıldığında bir soru işareti olarak karşımıza çıkmaktadır. Buna rağmen, deneyler, 60°C'ye ısıtılmış bir kompozit rezinin yerleştirilmesinin pulpa sıcaklığını sadece 0,8°C yükselttiğini, buna karşın 15 saniyelik ışıkla polimerizasyonun ise pulpa sıcaklığını 4,5-5°C yükselttiğini göstermektedir.(182) Freedman ve arkadaşlarına göre, kalan dentin dokusu 1 mm olan bir dişe 54,5°C'lik bir kompozit resin enjekte edildiğinde pulpanın sıcaklığı yalnızca 1,6°C artmıştır.(201) Rueggeberg ve arkadaşlarına göre, kompozit resin 60°C'ye ısıtıldığında pulpanın içindeki sıcaklık ortalama 7,9°C artmıştır.(202) Diğer in vitro çalışmalar, uzun süreler boyunca yüksek yoğunluklu ışıkla polimerizasyonun pulpa hasarı riskini artırdığını göstermiştir.(203,204) Ek olarak, klinik ortamlarda, kompozit resin materyali önceden ısıtıldığında, sıcaklığı pulpa dokusunun sıcaklığını etkileyebilir. Ancak, kompozit rezinin şınga tüpünden çıkışı ile diş boşluğuna yerleştirilmesi arasındaki gecikme nedeniyle, sıcaklığı önemli ölçüde düşebilir.(205) Daronch ve arkadaşlarına göre, kompozitler harici ısıtma

cihazından çıkarıldıktan sonra elde edilen sıcaklığın %50'si ilk 120 saniyede, yaklaşık %90'ı ise 300 saniyede kaybolmaktadır.(206) Yine de klinikte pulpa irritasyonundan kaçınmak için kompozit rezinin 60 °C'nin üzerinde ısıtılmaması önerilmektedir.

Elsayad, yaptığı çalışmada 68°C'de ısıtılmış bir kompozitin, kaviteye yerleştirilmesi sonucunda kasp hareketliliğinin önemli ölçüde arttığını ve ileri dönemlerde diş deformasyonuna neden olabileceğini söylemiştir. (207)

Bu çalışma, laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş in-vitro bir çalışmadır. Yaşlandırma işlemi, ağız içi ortamın nem ve sıcaklığını taklit etmiş olmasına rağmen tükürük ve mikrobiyal floradan izole bir ortamda gerçekleşmiştir. Aynı zamanda çalışmamız, 68°C'de ısıtmanın canlı dokulara nasıl etki edeceğini göstermemektedir. Çalışmamız, limitasyonlar dahilinde, ön ısıtma yapılmış farklı marka BFK'lerin renk stabilitesi ve mikrosertlik değişimi açısından güvenle kullanılabilceğini göstermektedir. Mevcut çalışmalar BFK'lerde ön ısıtmanın etkilerini göstermekte yetersizdir. Bu nedenle, BFK'lerde ön ısıtmanın etkilerini daha net görebilmek için daha fazla klinik ve laboratuvar çalışmaya ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇLAR

- Ön ısıtma işleminin BFK'lerin renk stabilitesine herhangi bir etkisi bulunmamaktadır
- Ön ısıtma işleminin BFK'lerin mikrosertlik değişimine herhangi bir etkisi bulunmamaktadır.
- 300 saat AAA yaşlandırması sonucunda tüm örneklerde kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde renk değişimi meydana gelmiştir.
- Renk stabilitesi açısından GrandioSO x-tra BFK diğer markalara göre daha üstün özellikler sergilemiştir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Yap Auj, Pandya M, Toh Ws. Depth Of Cure Of Contemporary Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Dent Mater J.* 2016;35(3):503–10.
2. Roulet JF. Benefits and Disadvantages of Tooth-Coloured Alternatives to Amalgam. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):459–73.
3. Guo J, Holmes B, Yang B, Li Y, Heo YC, Chen J, Et Al. Determining the Temporal Development of Dentin-Composite Bond Strength During Curing. *Dental Materials.* 2016 Aug;32(8):1007–18.
4. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature.
5. Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH. Internal Adaptation of Resin Composites at Two Configurations: Influence of Polymerization Shrinkage and Stress. *Dental Materials.* 2016 Sep;32(9):1085–94.
6. Kaisarly D, Gezawi M El. Polymerization Shrinkage Assessment of Dental Resin Composites: A Literature Review. *Odontology.* 2016 Sep 19;104(3):257–70.
7. Poggio C, Chiesa M, Scribante A, Mekler J, Colombo M. Microleakage in Class II Composite Restorations With Margins Below The CEJ: In Vitro Evaluation of Different Restorative Techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;E793–8.
8. Behery H, El-Mowafy O, El-Badrawy W, Saleh B, Nabih S. Cuspal Deflection of Premolars Restored With Bulk-Fill Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2016 Mar 19;28(2):122–30.
9. Kim RJY, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization Shrinkage, Modulus, and Shrinkage Stress Related to Tooth-Restoration Interfacial Debonding in Bulk-Fill Composites. *J Dent.* 2015 Apr;43(4):430–9.
10. Sabbagh J, Mcconnell RJ, Mcconnell MC. Posterior Composites: Update on Cavities And Filling Techniques. *J Dent.* 2017 Feb;57:86–90.
11. Czasch P, Ilie N. In Vitro Comparison Of Mechanical Properties and Degree of Cure of Bulk Fill Composites. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan 1;17(1):227–35.
12. Yap Auj, Pandya M, Toh Ws. Depth of Cure of Contemporary Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Dent Mater J.* 2016;35(3):503–10.
13. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-Fill Resin-Based Composite Restorative Materials: A Review. Vol. 222, *British Dental Journal.* Nature Publishing Group; 2017. P. 337–44.
14. Bowen RL. Use of Epoxy Resins in Restorative Materials. *J Dent Res.* 1956 Jun 9;35(3):360–9.

15. Bowen, R.L. Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bis Phenol And Glycidyl Acrylate. U.S. Patent 3,066,112, 27 November 1962.
16. Bowen, R. Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations. *J. Am. Dent. Assoc.* 1963, 66, 57–64.
17. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec 9;34(6):849–53.
18. Ferracane JL. A Historical Perspective on Dental Composite Restorative Materials. *J Funct Biomater.* 2024 Jun 25;15(7):173.
19. PHILLIPS RW. *Skinner's Science of Dental Materials*, 7th Edition. Philadelphia, PA; WB Saunders Co., 1973.
20. Fortin D, Vargas Ma. The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials. *The Journal of the American Dental Association.* 2000 Jun;131:26S–30S.
21. Peutzfeldt A. Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems. *Eur J Oral Sci.* 1997 Apr;105(2):97–116.
22. Habib E, Wang R, Wang Y, Zhu M, Zhu XX. Inorganic Fillers for Dental Resin Composites: Present and Future. *ACS Biomater Sci Eng.* 2016 Jan 11;2(1):1–11.
23. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite—A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel).* 2021 Feb 2;13(3):470.
24. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction Stress Determinants in Dimethacrylate Composites. *J Dent Res.* 2008 Apr 1;87(4):367–71.
25. He J, Lassila L, Garoushi S, Vallittu P. Tailoring the Monomers to Overcome The Shortcomings of Current Dental Resin Composites – Review. *Biomater Investig Dent.* 2023 Dec 31;10(1).
26. Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. *J Dent Res.* 2017 Sep 21;96(10):1085–91.
27. Peutzfeldt A. Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems. *Eur J Oral Sci.* 1997 Apr;105(2):97–116.
28. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V. A Partially Aromatic Urethane Dimethacrylate as a New Substitute For Bis-GMA in Restorative Composites. *Dental Materials.* 2008 May;24(5):694–9.
29. Wang R, Zhu M, Bao S, Liu F, Jiang X, Zhu M. Synthesis of Two Bis-GMA Derivates With Different Size Substituents as Potential Monomer to Reduce the

- Polymerization Shrinkage of Dental Restorative Composites. *Journal of Materials Science Research*. 2013 Jul 22;2(4).
30. Schmalz G, Widbiller M. Biocompatibility of Amalgam Vs Composite - A Review. *Oral Health Prev Dent [Internet]*. 2022 Mar 14;20(1):149–56.
  31. Janani K, Teja KV, Sandhya R, Alam MK, Al-Qaisi RK, Shrivastava D, Et Al. Monomer Elution From Three Resin Composites at Two Different Time Interval Using High Performance Liquid Chromatography—An in-Vitro Study. *Polymers (Basel)*. 2021 Dec 15;13(24):4395.
  32. Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. Time-Related Bisphenol-A Content and Estrogenic Activity in Saliva Samples Collected in Relation to Placement of Fissure Sealants. *Clin Oral Investig*. 1999 Sep 24;3(3):120–5.
  33. Söderholm KJ, Mariotti A. Bis-Gma–Based Resins in Dentistry: Are They Safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999 Feb;130(2):201–9.
  34. Eick J. In Vitro Biocompatibility Of Oxirane/Polyol Dental Composites With Promising Physical Properties. *Dental Materials*. 2002 Jul;18(5):413–21.
  35. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. Monomer Conversion Versus Flexure Strength of a Novel Dental Composite. *J Dent*. 2003 Jul;31(5):341–51.
  36. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in Dental Composites. *Dental Materials*. 2005 Jan;21(1):68–74.
  37. Gauthier MA, Zhang Z, Zhu XX. New Dental Composites Containing Multimethacrylate Derivatives Of Bile Acids: A Comparative Study With Commercial Monomers. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2009 Apr 29;1(4):824–32.
  38. Bile Acids As Constituents For Dental Composites: In Vitro Cytotoxicity Of (Meth)Acrylate and Other Ester Derivatives of Bile Acids.
  39. Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendritic Copolymers and Particulate Filler Composites For Dental Applications: Degree of Conversion and Thermal Properties. *Dental Materials*. 2007 Nov;23(11):1420–7.
  40. Ye S, Azarnoush S, Smith IR, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Using Hyperbranched Oligomer Functionalized Glass Fillers to Reduce Shrinkage Stress. *Dental Materials*. 2012 Sep;28(9):1004–11.
  41. Łukaszczyk J, Janicki B, Frick A. Investigation on Synthesis and Properties of Isosorbide Based Bis-GMA Analogue. *J Mater Sci Mater Med*. 2012 May 10;23(5):1149–55.

42. Vazifehasl Z, Hemmati S, Zamanloo M, Jaymand M. Synthesis and Characterization of Novel Diglycidyl Methacrylate-Based Macromonomers on Isosorbide For Dental Composites. *Macromol Res*. 2013 Apr 28;21(4):427–34.
43. Podgórski M. Synthesis and Characterization of Novel Dimethacrylates Of Different Chain Lengths as Possible Dental Resins. *Dental Materials*. 2010 Jun;26(6):E188–94.
44. Avci D, Mathias LJ. Synthesis and Photopolymerizations of New Hydroxyl-Containing Dimethacrylate Crosslinkers. *Polymer (Guildf)*. 2004 Mar;45(6):1763–9.
45. Lu H, Stansbury JW, Nie J, Berchtold KA, Bowman CN. Development of Highly Reactive Mono-(Meth)Acrylates As Reactive Diluents For Dimethacrylate-Based Dental Resin Systems. *Biomaterials*. 2005 Apr;26(12):1329–36.
46. Floyd CJE, Dickens SH. Network Structure of Bis-GMA- And UDMA-Based Resin Systems. *Dental Materials*. 2006 Dec;22(12):1143–9.
47. Ruyter IE, Øysæd H. Composites For Use in Posterior Teeth: Composition And Conversion. *J Biomed Mater Res*. 1987 Jan 23;21(1):11–23.
48. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Vanherle G. Materials Science. *J Dent Res*. 1981 Dec 8;60(12):1957–65.
49. Ruyter IE, Sjøvik IJ. Composition of Dental Resin and Composite Materials. *Acta Odontol Scand*. 1981 Jan 2;39(3):133–46.
50. Asmussen E. NMR-Analysis of Monomers in Restorative Resins. *Acta Odontol Scand*. 1975 Jan 2;33(3):129–34.
51. Braga R, Ballester R, Ferracane J. Factors Involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review. *Dental Materials*. 2005 Oct;21(10):962–70.
52. Stansbury J, Trujillolemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-Dependent Shrinkage Stress and Strain in Dental Resins and Composites. *Dental Materials*. 2005 Jan;21(1):56–67.
53. Ferracane JL. Placing Dental Composites—A Stressful Experience. *Oper Dent*. 2008 May 1;33(3):247–57.
54. Meereis CTW, Münchow EA, De Oliveira Da Rosa WL, Da Silva AF, Piva E. Polymerization Shrinkage Stress of Resin-Based Dental Materials: A Systematic Review and Meta-Analyses of Composition Strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Jun;82:268–81.
55. Albeshir EG, Alsahafi R, Albluwi R, Balhaddad AA, Mitwalli H, Oates TW, Et Al. Low-Shrinkage Resin Matrices in Restorative Dentistry-Narrative Review. *Materials*. 2022 Apr 18;15(8):2951.

56. Srivastava R, Liu J, He C, Sun Y. Bisigma Analogues as Monomers and Diluents for Dental Restorative Composite Materials. *Materials Science and Engineering: C*. 2018 Jul;88:25–31.
57. Stansbury Jw. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000 Nov;12(6):300–8.
58. Ikemura K, Endo T. A Review of The Development of Radical Photopolymerization Initiators Used for Designing Light-Curing Dental Adhesives and Resin Composites. *Dent Mater J*. 2010;29(5):481–501.
59. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High Irradiance Curing and Anomalies of Exposure Reciprocity Law in Resin-Based Materials. *J Dent*. 2011 Aug;39(8):549–57.
60. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, Et Al. E215 Composite Resins. A Review of the Materials And Clinical Indications E216.
61. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Et Al. Systematic Review of the Chemical Composition of Contemporary Dental Adhesives. *Biomaterials*. 2007 Sep;28(26):3757–85.
62. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of Polymerization Contraction Stresses Between Self- And Light-Curing Composites. *J Dent*. 1999 Jul;27(5):383–9.
63. Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin Based Restorative Dental Materials: Characteristics and Future Perspectives. *Japanese Dental Science Review*. 2019 Nov;55(1):126–38.
64. Brandt WC, Schneider LFJ, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of Different Photo-Initiators and Light Curing Units on Degree of Conversion of Composites. *Braz Oral Res*. 2010 Sep;24(3):263–70.
65. SCHROEDER W, VALLO C. Effect of Different Photoinitiator Systems on Conversion Profiles of a Model Unfilled Light-Cured Resin. *Dental Materials*. 2007 Oct;23(10):1313–21.
66. Grohmann CVS, Sinhoreti MAC, Soares EF, Oliveira RF De, Souza-Júnior EJ De C, Geraldeli S. Effect of a Polymerization Inhibitor on the Chemomechanical Properties and Consistency of Experimental Resin Composites. *Braz Dent J*. 2022 Sep;33(3):92–8.
67. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting Stresses in Composites For Two Different Curing Modes. *Dental Materials*. 1993 Jan;9(1):2–5.
68. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic Variation of Interfacial Phase Reactivity in Dental Nanocomposites. *Biomaterials*. 2005 Sep;26(25):5095–103.

69. Wilson KS, Antonucci JM. Interphase Structure–Property Relationships in Thermoset Dimethacrylate Nanocomposites. *Dental Materials*. 2006 Nov;22(11):995–1001.
70. Wilson KS, Allen AJ, Washburn NR, Antonucci JM. Interphase Effects in Dental Nanocomposites Investigated by Small-Angle Neutron Scattering. *J Biomed Mater Res A*. 2007 Apr 16;81A(1):113–23.
71. Brown SK. Mechanisms of Fracture in Filled Thermosetting Resins. *British Polymer Journal*. 1980 Mar 10;12(1):24–30.
72. MOHSEN NM, CRAIG RG. Effect of Silanation of Fillers on Their Dispersability by Monomer Systems. *J Oral Rehabil*. 1995 Mar 8;22(3):183–9.
73. Calais JG, Soderholm KJM. Influence of Filler Type and Water Exposure on Flexural Strength of Experimental Composite Resins. *J Dent Res*. 1988 May 1;67(5):836–40.
74. Nishiyama N, Katsuki H, Horie K, Asakura T. Adsorbed Behavior of Spin-Labeled Silane Coupling Agent on Colloidal Silica Studied by Electron Spin Resonance. *J Biomed Mater Res*. 1987 Aug 13;21(8):1029–38.
75. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The Mechanical Properties of Nanofilled Resin-Based Composites: The Impact of Dry and Wet Cyclic Pre-Loading on Bi-Axial Flexure Strength. *Dental Materials*. 2009 Feb;25(2):188–97.
76. Kaleem M, Satterthwaite JD, Watts DC. Effect of Filler Particle Size and Morphology on Force/Work Parameters for Stickiness of Unset Resin-Composites. *Dental Materials*. 2009 Dec;25(12):1585–92.
77. Lutz F, Phillips RW. A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. *J Prosthet Dent*. 1983 Oct;50(4):480–8.
78. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Nanohybrid Resin Composites: Nanofiller Loaded Materials or Traditional Microhybrid Resins? *Oper Dent*. 2009 Sep 1;34(5):551–7.
79. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. In Vitro Contact Wear of Dental Composites. *Dental Materials*. 2004 Jan;20(1):63–71.
80. Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and Fatigue Behavior of Nano-Structured Dental Resin Composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Jul 30;78B(1):196–203.
81. Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. *Monatshefte Für Chemie - Chemical Monthly*. 2005 Jan 30;136(1):21–45.

82. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, Editors. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2012 Sep 27.
83. Spiller MS, Science H, Megan E. Dental Composites: A Comprehensive Review. Dental Composites: A Comprehensive Review.
84. Mechanical and Surface Properties of Dental Resin-Composites Alrahlah, A. Author. 2013;31.
85. Lindberg,A. Sandwich Restorations and Curing Techniques.(2005).
86. Alrahlah AA. Mechanical and Surface Properties of Dental Resin-Composites. 2013.
87. Craig, R. G., Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. Craig's Restorative Dental Materials 13th Edition. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier. (2006).
88. MITRA SB, WU D, HOLMES BN. An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials. The Journal of the American Dental Association. 2003 Oct;134(10):1382–90.
89. Terry DA. Direct Applications of a Nanocomposite Resin System: Part 1--The Evolution of Contemporary Composite Materials. Pract Proced Aesthet Dent. 2004;16(6):417–22.
90. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for Dental Composites. Int J Nanotechnol. 2004;1(1/2):130.
91. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar Ankara: AÜ Yayınları, 2000.
92. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, Et Al. E215 Composite Resins. A Review of the Materials and Clinical Indications E216.
93. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins. Dental Materials. 2000 Jan;16(1):33–40.
94. Olmez Et Al A. The Effect of Flowable Resin Composite on Microleakage and Internal Voids in Class II Composite Restorations. Operative Dentistry. 2004;29(6):713–9.
95. Yazici AR, Ozgünaltay G, Dayangaç B. The Effect of Different Types of Flowable Restorative Resins on Microleakage of Class V Cavities. Oper Dent. 2003;28(6):773–8.
96. Noort, Richard. Introduction to Dental Materials 4th Ed. Edinburgh: Mosby/Elsevier, (2007).

97. Rueggeberg Fa, Giannini M, Arrais Cag, Price Rbt. Light Curing in Dentistry and Clinical Implications: A Literature Review. *Braz Oral Res.* 2017 Aug 28;31(Suppl 1).
98. Stansbury Jw. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2000 Nov;12(6):300–8.
99. Rueggeberg Fa, Giannini M, Arrais Cag, Price Rbt. Light Curing In Dentistry And Clinical Implications: A Literature Review. *Braz Oral Res.* 2017 Aug 28;31(Suppl 1).
100. Riva YR, Rahman SF. Dental Composite Resin: A Review. In 2019. P. 020011.
101. Spinhayer L, Bui ATB, Leprince JG, Hardy CMF. Core Build-Up Resin Composites: An in-Vitro Comparative Study. *Biomater Investig Dent.* 2020 Jan 1;7(1):159–66.
102. Windle CB, Hill AE, Tantbirojn D, Versluis A. Dual-Cure Dental Composites: Can Light Curing Interfere With Conversion? *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022 Aug;132:105289.
103. Wang R, Liu H, Wang Y. Different Depth-Related Polymerization Kinetics Of Dual-Cure, Bulk-Fill Composites. *Dental Materials.* 2019 Aug;35(8):1095–103.
104. Hayashi J, Espigares J, Takagaki T, Shimada Y, Tagami J, Numata T, Et Al. Real-Time in-Depth Imaging of Gap Formation in Bulk-Fill Resin Composites. *Dental Materials.* 2019 Apr;35(4):585–96.
105. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN. Hardening of Dual-Cured Cements Under Composite Resin Inlays. *J Prosthet Dent.* 1991 Aug;66(2):187–92.
106. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of Composite Inlay/Onlay Thickness on Hardening of Dual-Cured Resin Cements. *J Can Dent Assoc.* 2000 Mar;66(3):147.
107. Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-Mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur J Dent.* 2009 Jul;3(3):200–5.
108. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of Ceramic Thickness and Polymerization Mode of a Resin Luting Agent on Early Bond Strength and Durability With a Lithium Disilicate–Based Ceramic System. *J Prosthet Dent.* 2005 Sep;94(3):234–41.
109. Yap AUJ, Soh MS. Post-Gel Polymerization Contraction of “Low Shrinkage” Composite Restoratives. *Oper Dent.* 2004;29(2):182–7.
110. Sharma S, Padda B, Choudhary V. Comparative Evaluation of Residual Monomer Content and Polymerization Shrinkage of a Packable Composite and an Ormocer. *Journal of Conservative Dentistry.* 2012;15(2):161.

111. Pitel ML. Low-Shrink Composite Resins: A Review of Their History, Strategies for Managing Shrinkage, and Clinical Significance. *Compend Contin Educ Dent*. 2013 Sep;34(8):578–90.
112. Gonçalves F, Azevedo CLN, Ferracane JL, Braga RR. Bisgma/TEGDMA Ratio And Filler Content Effects on Shrinkage Stress. *Dental Materials*. 2011 Jun;27(6):520–6.
113. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in Dental Composites. *Dental Materials*. 2005 Jan;21(1):68–74.
114. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, Yoldas Oh, Ozil M, Tanriver M. Silorane-Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2011 Oct;23(5):324–35.
115. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting Characteristics and Cavity Adaptation of Low-Shrinking Resin Composites. *Dental Materials*. 2009 Dec;25(12):1509–16.
116. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of Layering Methods, Composite Type, And Flowable Liner on The Polymerization Shrinkage Stress of Light Cured Composites. *Dental Materials*. 2012 Jul;28(7):801–9.
117. Ure D, Harris J. Nanotechnology in Dentistry: Reduction to Practice. *Dent Update*. 2003 Jan 2;30(1):10–5.
118. Cangul S, Adiguzel O. The Latest Developments Related to Composite Resins. *International Dental Research*. 2017 Aug 31;7(2):32.
119. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, Et Al. Bonding Effectiveness of Self-Adhesive Composites to Dentin and Enamel. *Dental Materials*. 2013 Feb;29(2):221–30.
120. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, Et Al. Relationship Between Bond-Strength Tests and Clinical Outcomes. *Dental Materials*. 2010 Feb;26(2):E100–21.
121. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. DM, K.L. VL. State of the Art of Self-Etch Adhesives. *Dental Materials*. 2011 Jan;27(1):17–28.
122. Durmuslar S, Ölmez A. Microtensile Bond Strength and Failure Modes of Flowable Composites on Primary Dentin With Application of Different Adhesive Strategies. *Contemp Clin Dent*. 2017;8(3):373.
123. Khalil Yousef M, Abo El Naga A, Ramadan R, Fayez C, Alshawwa L. Does The Use of a Novel Self-Adhesive Flowable Composite Reduce Nanoleakage? *Clin Cosmet Investig Dent*. 2015 Mar;55.

124. David C, Cardoso De Cardoso G, Isolan CP, Piva E, Moraes RR, Cuevas-Suarez CE. Bond Strength of Self-Adhesive Flowable Composite Resins to Dental Tissues: A Systematic Review and Meta-Analysis of in Vitro Studies. *J Prosthet Dent*. 2022 Nov;128(5):876–85.
125. Kugel G, Ferrari M. The Science of Bonding: From First to Sixth Generation. *The Journal of the American Dental Association*. 2000 Jun;131:20S-25S.
126. Beyth N, Farah S, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial Dental Resin Composites. *React Funct Polym*. 2014 Feb;75:81–8.
127. S P, KM S, K N, S S. Fiber Reinforced Composites - A Review. *Journal of Material Science & Engineering*. 2017;06(03).
128. Misilli T, Cabadağ Ög, Gönüloğlu N. Bulk-Fill Kompozit Rezinlere Güncel Bakış. *Selcuk Dental Journal*. 2021 Apr 30;8(1):220–8.
129. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-Mechanical Characteristics of Commercially Available Bulk-Fill Composites. *J Dent*. 2014 Aug;42(8):993–1000.
130. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Et Al. Academy of Dental Materials Guidance—Resin Composites: Part I—Mechanical Properties. *Dental Materials*. 2017 Aug;33(8):880–94.
131. Chiayi Shen, H. Ralph Rawls, Josephine F. Esquivel-Upshaw. *Phillips' Science of Dental Materials*. 13th. 2022. 79 P.
132. Ahmed H. *Craig's Restorative Dental Materials*. Fourteenth. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J, Editors. *British Dental Journal*. 2019. 70–80 P.
133. Chu SJ., Et Al. "Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry". Quintessence Publishing USA (2004): 37.
134. Joiner A. "Tooth Color: A Review of The Literature". *Journal of Dentistry* 1 (2004): 3-12. 8.
135. Nagy Abdulsamee and Passant Nagi. "Contemporary Understanding of Colors in Aesthetic Dentistry: Review". *EC Dental Science* 19.2 (2020): 01-18.
136. Knispel G. Factors Affecting The Process of Color Matching Restorative Materials to Natural Teeth. *Quintessence Int*. 1991 Jul;22(7):525–31.
137. Ritter A V., Et Al. "Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry: Dental Caries: Etiology, Clinical Characteristics, Risk Assessment, and Management". Elsevier Inc 7th Edition (2019): 200-202.
138. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in Color Matching. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):341–58.

139. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of Color in Dentistry: A Review. *IOSR J Dent Med Sci*. 2014 Sep;13(9):78-85.
140. Primus CM., Et Al. "Opalescence of Dental Porcelains Enamels". *Quintessence International* 36 (2002): 439-449.
141. Fondriest J. Shade Matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Oct;23(5):467-79.
142. Schmeling M, Maia HP, Baratieri LN. Opalescence of Bleached Teeth. *J Dent*. 2012 Jul;40:E35-9.
143. Sensi LG, De Oliveira Araujo F, Marson FC, Monteiro Jr S. Reproducing Opalescent and Counter-Opalescent Effects With Direct Resin Composites. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*. 2007 Feb 1;30.
144. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of Visual and Instrument Shade Matching. *J Prosthet Dent*. 1998 Dec;80(6):642-8.
145. Ragain JC. A Review of Color Science in Dentistry: Shade Matching in the Contemporary Dental Practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*. 2016 Jul 15;4(2):01-5.
146. Paravina RD. Performance Assessment of Dental Shade Guides. *J Dent*. 2009 Jan;37:E15-20.
147. Ragain JC. A Review Of Color Science in Dentistry: Shade Matching in the Contemporary Dental Practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*. 2016 Jul 15;4(2):01-5.
148. Ragain JC. A Review of Color Science in Dentistry: Shade Matching in the Contemporary Dental Practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*. 2016 Jul 15;4(2):01-5.
149. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan C, Feilzer A. Data Comparison Between Two Dental Spectrophotometers. *Oper Dent*. 2012 Jan 1;37(1):12-20.
150. Alghazali N, Burnside G, Smith RW, Preston AJ, Jarad FD. Performance Assessment of Vita Easy Shade Spectrophotometer on Colour Measurement of Aesthetic Dental Materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011 Dec;19(4):168-74.
151. Sengez G, Dörter C. Estetik Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Selcuk Dental Journal*. 2019 Aug 1;6(2):213-20.
152. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization Kinetics of Pre-Heated Composite. *J Dent Res*. 2006 Jan 1;85(1):38-43.

153. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite Pre-Heating: Effects on Marginal Adaptation, Degree of Conversion And Mechanical Properties. *Dental Materials*. 2010 Sep;26(9):908–14.
154. Lucey S, Lynch Cd, Ray Nj, Burke Fm, Hannigan A. Effect of Pre-Heating on The Viscosity and Microhardness of a Resin Composite. *J Oral Rehabil*. 2010 Apr 5;37(4):278–82.
155. García Marí L, Climent Gil A, Llena Puy C. In Vitro Evaluation of Microleakage in Class II Composite Restorations: High-Viscosity Bulk-Fill Vs Conventional Composites. *Dent Mater J*. 2019 Oct 2;38(5):721–7.
156. Erdemir U, Kaner AO, Eren MM, Ozan G, Yıldız E. Color Stability of Bulk-Fill Composites Immersed in Different Drinks. *Color Res Appl*. 2018 Oct 29;43(5):785–93.
157. Koc-Vural U, Baltacioglu I, Altinci P. Color Stability of Bulk-Fill and Incremental-Fill Resin-Based Composites Polished With Aluminum-Oxide Impregnated Disks. *Restor Dent Endod*. 2017;42(2):118.
158. Tomaselli L De O, Oliveira DCRS De, Favarão J, Silva AF Da, Pires-De-Souza F De CP, Geraldeli S, Et Al. Influence of Pre-Heating Regular Resin Composites and Flowable Composites on Luting Ceramic Veneers With Different Thicknesses. *Braz Dent J*. 2019 Oct;30(5):459–66.
159. Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of Temperature on Unpolymerized Composite Resin Film Thickness. *J Prosthet Dent*. 2006 Dec;96(6):424–32.
160. Lopes LCP, Terada RSS, Tsuzuki FM, Giannini M, Hirata R. Heating and Preheating of Dental Restorative Materials—A Systematic Review. *Clin Oral Investig*. 2020 Dec 20;24(12):4225–35.
161. Abdulmajeed A, Donovan T, Cook R, Sulaiman T. Effect of Preheating and Fatiguing on Mechanical Properties of Bulk-Fill And Conventional Composite Resin. *Oper Dent*. 2020 Jul 1;45(4):387–95.
162. Ayub K V, Santos GC, Rizkalla AS, Bohay R, Pegoraro LF, Rubo JH, Et Al. Effect of Preheating on Microhardness and Viscosity of 4 Resin Composites. *J Can Dent Assoc*. 2014;80:E12.
163. Darabi F, Tayefeh-Davalloo R, Tavangar SM, Naser-Alavi F, Boorboo-Shirazi M. The Effect of Composite Resin Preheating on Marginal Adaptation of Class II Restorations. *J Clin Exp Dent*. 2020 Jul;12(7):E682–7.
164. Mohammadi N, Navimipour E, Kimyai S, Ajami A, Bahari M, Ansarin M, Et Al. Effect of Pre-Heating on the Mechanical Properties of Silorane-Based and Methacrylate-Based Composites. *J Clin Exp Dent*. 2016;0–0.

165. Lucey S, Lynch Cd, Ray Nj, Burke Fm, Hannigan A. Effect of Pre-Heating on The Viscosity and Microhardness of A Resin Composite. *J Oral Rehabil.* 2010 Apr 5;37(4):278–82.
166. Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G. Color Stability of Composite Resin Cements. *Gen Dent.* 2011;59(5):390–4.
167. Archegas LRP, Freire A, Vieira S, Caldas DB De M, Souza EM. Colour Stability and Opacity of Resin Cements and Flowable Composites for Ceramic Veneer Luting After Accelerated Ageing. *J Dent.* 2011 Nov;39(11):804–10.
168. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin Cement Color Stability and its Influence on The Final Shade of All-Ceramics. *J Dent.* 2011 Jul;39:E30–6.
169. Eder GC, Spoljaric-Lukacic L, Chernev BS. Visualisation and Characterisation of Ageing Induced Changes Of Polymeric Surfaces By Spectroscopic Imaging Methods. *Anal Bioanal Chem.* 2012 May 25;403(3):683–95.
170. Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color Stability, Conversion, Water Sorption and Solubility of Dental Composites Formulated With Different Photoinitiator Systems. *J Dent.* 2013 Aug;41:E67–72.
171. Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of Various Visible Light Photoinitiators on The Polymerization and Color of Light-Activated Resins. *Dent Mater J.* 2009;28(4):454–60.
172. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In Vitro Color Stability of Double-Layer Veneers After Accelerated Aging. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):551–7.
173. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-Stability And Gloss-Retention of Silorane And Dimethacrylate Composites With Accelerated Aging. *J Dent.* 2008 Nov;36(11):945–52.
174. Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color Stability of Dental Composite Resin Materials For Crown and Bridge Veneers. *Dental Materials.* 1987 Oct;3(5):246–51.
175. Marchionatti AME, Wandscher VF, May MM, Bottino MA, May LG. Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Cemented With Light-Polymerizing and Dual-Polymerizing Luting Agent: A Split-Mouth Randomized Clinical Trial. *J Prosthet Dent.* 2017 Apr;
176. Lasserre JF, Pop-Ciutrla IS, Colosi HA. A Comparison Between a New Visual Method of Colour Matching by Intraoral Camera and Conventional Visual and Spectrometric Methods. *J Dent.* 2011 Dec;39:E29–36.
177. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of The Cielab and CIEDE2000 Color Difference Formulas. *J Prosthet Dent.* 2016 Jan;115(1):65–70.

178. Paolone G, Formiga S, De Palma F, Abbruzzese L, Chirico L, Scolavino S, Et Al. Color Stability of Resin-Based Composites: Staining Procedures With Liquids—A Narrative Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022 Sep 9;34(6):865–87.
179. Mundim FM, Garcia L Da FR, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires-De-Souza F De CP. Color Stability, Opacity and Degree of Conversion of Pre-Heated Composites. *J Dent*. 2011 Jul;39:E25–9.
180. Abed Kahn mouei M, Gholizadeh S, Rikhtegaran S, Daneshpooy M, Kimyai S, Alizadeh Oskoe P, Et Al. Effect of Preheat Repetition on Color Stability of Methacrylate- and Silorane-Based Composite Resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2017;11(4):222–8.
181. Yang JNC. Effects of Preheated Composite on Micro Leakage-An in-Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2016;
182. Zhao S, Qian Y, Liu H, Jiang L, Zhou L. The Effect of Preheating on Light Cured Resin Composites. *J Hard Tissue Biol*. 2012;21(3):273–8.
183. Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of Cavity Preparation Techniques and Different Preheating Procedures on Microleakage of Class V Resin Restorations. *Eur J Dent*. 2012 Jan;6(1):87–94.
184. Opdam N. Porosities And Voids in Class I Restorations Placed by Six Operators Using a Packable or Syringable Composite. *Dental Materials*. 2002 Jan;18(1):58–63.
185. Unlu N, Krakaya S, Ozer F, Say EC. Reducing Microleakage in Composite Resin Restorations: An in Vitro Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2003 Dec;11(4):171–5.
186. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A Characterization of First-Generation Flowable Composites. *J Am Dent Assoc*. 1998 May;129(5):567–77.
187. Didron PP, Chrzanowski W, Ellakwa A. Effect of Temperatures on Polymerization Stress And Microleakage of Class V Composite Restorations. *Open Journal of Composite Materials*. 2013;03(04):107–12.
188. Broome JC. Effects of Preheating Resin Composite on Flowability. *The Dental Advisor*. 2006;4(1):4-9.
189. TRUJILLO M. Use of Near-IR to Monitor The Influence of External Heating on Dental Composite Photopolymerization. *Dental Materials*. 2004 Oct;20(8):766–77.
190. Muñoz CA, Bond PR, Sy-Muñoz J, Tan D, Peterson J. Effect of Pre-Heating on Depth of Cure and Surface Hardness of Light-Polymerized Resin Composites. *Am J Dent*. 2008 Aug;21(4):215–22.

191. Osternack F, Caldas D, Almeida J, Souza E, Mazur R. Effects of Preheating and Precooling on the Hardness And Shrinkage of a Composite Resin Cured With QTH and LED. *Oper Dent*. 2013 Apr 1;38(3):E50–7.
192. Didron PP, Ellakwa A, Swain M V. Effect of Preheat Temperatures on Mechanical Properties and Polymerization Contraction Stress of Dental Composites. *Materials Sciences and Applications*. 2013;04(06):374–85.
193. Eman M S, Ibrahim L E, Adel A KA. Effect of Preheating on Microleakage And Microhardness of Composite Resin (An in Vitro Study). *Alexandria Dental Journal*. 2016 Apr 1;41(1):4–11.
194. Jafarzadeh-Kashi TS, Fereidouni F, Khoshroo K, Heidari S, Masaeli R, Mohammadian M. Effect of Preheating on the Microhardness of Nanohybrid Resin-Based Composites. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2015 Mar 30;2(1):15-22.
195. Torres CR, Caneppele TM, Borges AB, Torres A, Araújo MA. Influence of Pre-Cure Temperature on Vickers Microhardness of Resin Composite. *Int J Contemp Dent*. 2011;2(1):41-5.
196. Uctasli MB, Arisu HD, Lasilla LV, Valittu PK. Effect of Preheating on The Mechanical Properties of Resin Composites. *Eur J Dent*. 2008 Oct;2(4):263–8.
197. Nada K, El-Mowafy O. Effect of Precuring Warming on Mechanical Properties of Restorative Composites. *Int J Dent*. 2011;2011:1–5.
198. Thyab SA, Al-Marouf AS, Ali AH. Effect of Preheating on Micro-Hardness of Different Composite Resins. *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology*. 2020 Jul 1;14(3).
199. Galvão MR, Caldas SGFR, Bagnato VS, De Souza Rastelli AN, De Andrade MF. Evaluation of Degree of Conversion and Hardness of Dental Composites Photo-Activated With Different Light Guide Tips. *Eur J Dent*. 2013 Jan;7(1):86–93.
200. Freedman G, Krejci I. Warming up to Composites. *Compendium*. 2004 May;25(5):1-4.
201. Rueggeberg Fa, Daronch M, Browning Wd, De Goes Mf. In Vivo Temperature Measurement: Tooth Preparation and Restoration With Preheated Resin Composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010 Oct 4;22(5):314–22.
202. Cobb DS, Dederich DN, Gardner T V. In Vitro Temperature Change at the Dentin/Pulpal Interface by Using Conventional Visible Light Versus Argon Laser. *Lasers Surg Med*. 2000;26(4):386–97.
203. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal Risks From LED- and High-Intensity QTH-Curing Units During

- Polymerization of Dental Resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Feb 15;72B(2):260–7.
204. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, De Goes MF. Clinically Relevant Issues Related to Preheating Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2006 Nov 3;18(6):340–50.
205. Daronch M, Rueggeberg F, Hall G, Degoes M. Effect of Composite Temperature on in Vitro Intrapulpal Temperature Rise. *Dental Materials*. 2007 Oct;23(10):1283–8.
206. Elsayad I. Cuspal Movement and Gap Formation in Premolars Restored With Preheated Resin Composite. *Oper Dent*. 2009 Nov 1;34(6):725–31.



## 8. EKLER

### EK-1. Orjinallik Raporu

TEZİM kopyası.docx

ORJİNALLİK RAPORU

% **10** BENZERLİK ENDEKSİ  
 %8 İNTERNET KAYNAKLARI  
 %5 YAYINLAR  
 %4 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	%2
2	<a href="http://vsc.msu.edu.ua">vsc.msu.edu.ua</a> İnternet Kaynağı	%1
3	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	%1
4	<a href="http://nek.istanbul.edu.tr:4444">nek.istanbul.edu.tr:4444</a> İnternet Kaynağı	%1
5	Submitted to Yakın Doğu Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
6	Submitted to İstanbul Medeniyet Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
7	Ozen, Mustafa Sabri. "Dokuma Kumas Ve Cam Elyaf Takviyeli Matris Yapıdaki Dokuma Olmayan Kumas (Nonwoven) Esaslı Kompozit Kumasların Fiziksel özelliklerinin İncelenmesi.", Marmara Üniversitesi (Turkey), 2021 Yayın	<%1
8	<a href="http://hdl.handle.net">hdl.handle.net</a> İnternet Kaynağı	<%1
9	Submitted to Konya Necmettin Erbakan University Öğrenci Ödevi	<%1
10	<a href="http://doczz.biz.tr">doczz.biz.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
11	<a href="http://www.plusztudakozo.hu">www.plusztudakozo.hu</a> İnternet Kaynağı	<%1

[dergipark.org.tr](http://dergipark.org.tr)

12	İnternet Kaynağı	<%1
13	<a href="http://abakus.inonu.edu.tr:8080">abakus.inonu.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<%1
14	Necmettin Cihangiroglu, Bayram Sahin. "The Comparison of Psychological Contract Perception of Physicians and Nurses", TAF Preventive Medicine Bulletin, 2012 Yayın	<%1
15	Dedeaga, Yasemin Hazal. "Farkli Kalinliklarin ve Farkli Polimerizasyon Sürelerinin Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertligine Etkisinin Degerlendirilmesi.", Ankara Universitesi (Turkey), 2024 Yayın	<%1
16	<a href="http://libratez.cu.edu.tr">libratez.cu.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
17	Submitted to Universidad Andina del Cusco Öğrenci Ödevi	<%1
18	<a href="http://dspace.ankara.edu.tr">dspace.ankara.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
19	<a href="http://semspub.epa.gov">semspub.epa.gov</a> İnternet Kaynağı	<%1
20	<a href="http://vnu.edu.ua">vnu.edu.ua</a> İnternet Kaynağı	<%1
21	Aktas, Damla. "Arac Lastik Tozlarinin çevresel Etkisinin Degerlendirilmesi", Bursa Uludag University (Turkey), 2022 Yayın	<%1
22	<a href="http://www.researchgate.net">www.researchgate.net</a> İnternet Kaynağı	<%1
23	Keski, Ahmet. "Hibrit cad cam malzemelerinde farkli yüzey İşlemlerinin ve yaşlandırmanın yüzey özelliklerine ve biyoyumluluğa etkisinin İncelenmesi", Izmir Katip Celebi University (Turkey), 2024	<%1

Yayın		
24	Submitted to Escuela Politecnica Nacional Öğrenci Ödevi	<% 1
25	ihslc.mehmetakif.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
26	pdffox.com İnternet Kaynağı	<% 1
27	www.symbiosisonlinepublishing.com İnternet Kaynağı	<% 1
28	www.authorstream.com İnternet Kaynağı	<% 1
29	Çalikoğlu, Eda. "Fındıkların uçucu yağ içeren yenilebilir protein filmlerle kaplanması depolama sırasındaki oksidatif stabilite ve duyu kalite üzerine etkisi", Ankara Üniversitesi (Turkey), 2024 Yayın	<% 1
30	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1
31	Susuz, Duygu. "Civanpercemi türlerinden "Archillea Biebersteinii" Nin içerdigi Flavonoidlerin Ekstraksiyonu Ve Hplc İle Yanyana Analizi için yöntem geliştirme Ve Elyaf Boyamadaki davranışının İncelenmesi.", Marmara Üniversitesi (Turkey), 2021 Yayın	<% 1
32	repositorio.ufsm.br İnternet Kaynağı	<% 1
33	Diatri Nari Ratih, Raras Ajeng Enggardipta, Aqilla Tiara Kartikaningtyas. "The Effect of Chitosan Nanoparticle as A Final Irrigation Solution on The Smear Layer Removal, Micro-hardness and Surface Roughness of Root Canal Dentin", The Open Dentistry Journal, 2020 Yayın	<% 1

34	<a href="http://bloggercevap.blogspot.com">bloggercevap.blogspot.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
35	<a href="http://ia802506.us.archive.org">ia802506.us.archive.org</a> İnternet Kaynağı	<% 1
36	Samet ATASOY, Sultan AKTUĞ KARADEMİR, Merve ARIKAN, Serdar AKARSU. "Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin Nanoceramics: in vitro Study", <i>Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences</i> , 2024 Yayın	<% 1
37	<a href="http://adudspace.adu.edu.tr:8080">adudspace.adu.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% 1
38	<a href="http://books.akademisyen.net">books.akademisyen.net</a> İnternet Kaynağı	<% 1
39	Ay, Buse Atak. "Farklı CAD-CAM Materyalleri Kullanılarak Beyazlatılmış Dişlere Uygulanan Lamina Restorasyonlarının Renk Değişimlerinin In-Vitro Olarak İncelenmesi", <i>Marmara Üniversitesi (Turkey)</i> Yayın	<% 1
40	<a href="http://acikerisim.omu.edu.tr">acikerisim.omu.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
41	<a href="http://archive-ouverte.unige.ch">archive-ouverte.unige.ch</a> İnternet Kaynağı	<% 1
42	<a href="http://cdj.cumhuriyet.edu.tr">cdj.cumhuriyet.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
43	<a href="http://openaccess.bezmialem.edu.tr">openaccess.bezmialem.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
44	<a href="http://www.books.akademisyen.net">www.books.akademisyen.net</a> İnternet Kaynağı	<% 1
45	Çiftçi, Aytül. "Genç Sürekli Dişlerin Tedavisinde Dentin Geçirgenliğinin İncelenmesi", <i>Ankara Üniversitesi (Turkey)</i> , 2024	<% 1

Yayın

46 Merve KÜTÜK ÖMEROĞLU, Ertan ERTAŞ. "The Effect of Different Light Devices on Sorption and Solubility of Bulk Fill Composite Resins: in vitro Study", *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2024 <% 1

Yayın

47 Şeberol, Hande. "Saklama Ortamı ve Zamanının Kompozit Materyallerinin su Emilimi ve Çözünürlük Özellikleri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi", *Ankara Üniversitesi (Turkey)*, 2024 <% 1

Yayın

48 Coban, Ahmet. "Yalanci Safran (*Carthamus Tinctorius L.*) Bitkisinden doğal Pigment Eldesi.", *Marmara Üniversitesi (Turkey)*, 2021 <% 1

Yayın

Alıntıları çıkart      üzerinde      Eşleşmeleri çıkar      < 5 words  
Bibliyografyayı Çıkart      üzerinde

## 9. ÖZGEÇMİŞ

### 1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI-SOYADI	
AKADEMİK ÜNVAN	
KURUM BİLGİSİ	
HALEN GÖREVİ	
YAZIŞMA ADRESİ	
TELEFON	
E-POSTA	

### 2. EĞİTİM

YIL	DERECE	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI

### 3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	UNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE

### 4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER

### 1. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

1	
2	
3	
4	
5	