



T.C.

**TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ANTERİOR BÖLGE KOMPOZİT REZİNLERİN
YAŞLANDIRMAYA BAĞLI MİKROSERTLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

Hazırlayan

Dt. Fatıma KEÇECİ

Birinci Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

İkinci Danışman

Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT - 2024

ETİK SÖZLEŞME

Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre, Doç Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN danışmanlığında hazırlamış olduğum **“Anterior Bölge Kompozit Rezinlerin Yaşlandırmaya Bağlı Mikrosertliklerinin Karşılaştırılması”** adlı Uzmanlık tezinin bilimsel etik değerlere ve kurallara uygun, özgün bir çalışma olduğunu, aksinin tespit edilmesi halinde her türlü yasal yaptırımını kabul edeceğimi beyan ederim.

23/05/2024

Tez Yazarı

Dt. Fatıma KEÇECİ

İmza

JÜRİ KABUL VE ONAY SAYFASI

Fatıma KEÇECİ tarafından hazırlanan “**Anterior Bölge Kompozit Rezinlerin Yaşlandırmaya Bağlı Mikrosertliklerinin Karşılaştırılması**” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 23.05.2024 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen Jüri tarafından Oy Birliği ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Danışman: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

.....

Üye: Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

.....

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

.....

ONAY

...../...../.....

Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezinin hazırlanması sürecinde desteğini esirgemeyen, saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren tecrübelerini esirgemeyen, Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI ve Dr. Öğretim Üyesi Gülşah TONGA hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, yoğun çalışma temposuna rağmen arkadaşlıklarını esirgemeyen, asistan arkadaşlarım Arş. Gör. Beyza GÜL, Arş. Gör. Dorukcan YILDIRIM, Arş. Gör. Ahmet ÖZLÜ, Arş. Gör. Kemal Furkan GÜDÜL, Arş. Gör. Sibel ACEL ve Arş. Gör. Beyzanur HATİPOĞLU'na,

Hayatım boyunca destek ve sevgilerini arkamda hissettiğim, biricik annem Mubahat KEÇECİ, biricik babam Hacı Mustafa KEÇECİ ve biricik kardeşim Sena KEÇECİ'ye,

Ayrıca, tez hazırlama sürecinde, sabır ve fedakarlığıyla bana yardımcı olan babam Hacı Mustafa KEÇECİ'ye bir kez daha,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ANTERİOR BÖLGE KOMPOZİT REZİNLERİN YAŞLANDIRMAYA BAĞLI MİKROSERTLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Keçeci, Fatıma

Uzmanlık, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Mayıs 2024, xiii + 100 sayfa

Amaç: Bu çalışmanın amacı; anterior bölgede kullanılan farklı yapıdaki universal restoratif materyallerin, iki farklı polisaj tekniği kullanılarak, aside ve yapay tükürüğe maruz kaldığında, gösterdikleri yüzey sertlik değerlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 5 farklı restoratif materyale (Essentia Universal Shade-GC, Omnicroma-Tokuyama, Charisma Diamond One-Kulzer, ZenChroma-President Dental ve Essentia HiFlo-GC) ve 2 farklı polisaj yöntemi (Shofu One Gloss ve EVE Diacomp Plus) uygulandı. Sonrasında örnekler 3 farklı yaşlandırma yöntemine (yapay tükürük, portakal suyu ve portakal suyu-yapay tükürük) maruz bırakıldı. Kompozit örneklerin yapılmasında 8 mm çapında, 2 mm kalınlığında kalıplar kullanılarak toplamda 240 adet örnek hazırlandı (n=8). Örnekler polisaj ve yaşlandırma yöntemlerine göre alt gruplara ayrıldı. Restoratif materyaller, teflon bir kalıp içerisine yerleştirildi ve polimerize edildi. Örneklerin yaşlandırma öncesinde Vicker's sertliği ölçümleri (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya) yapıldıktan sonra, yaşlandırma amacıyla yapay tükürük, portakal suyu ve portakal suyu-yapay tükürükte 24'er saat bekletildi. Yaşlandırma sonrasında tekrar Vicker's sertlik ölçümleri bakıldı. Örneklerin üst yüzeyleri yaşlandırma öncesinde ve sonrasında SEM (JEOL JSM 7001F, Japonya) ile analiz edildi. Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.19 paket programı (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp, ABD) kullanılarak yapıldı.

Bulgular: Kompozitlerin başlangıç sertlik değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. En yüksek başlangıç sertlik değeri Charisma Diamond One (89,578)'da izlenirken, en düşük Essentia HiFlo (54,830)'da görülmüştür (p<0,05). Bütün kompozitlerin başlangıç ve 1. Gün sertlik farkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Yaşlandırma sonrası sertlik değerinde en fazla düşüş; Zenchroma'ya EVE Diacomp Plus polisaj uygulaması sonrası portakal suyunda bekletilmesi ile gözlenmiştir (-2,82±1,51). Yaşlandırma sonrası sertlik

değerlerinde en az düşüş; Omnichroma'ya EVE Diacomp Plus polisaj uygulaması sonrası yapay tükürük+portakal suyu döngüsünde gözlenmiştir ($-0,64 \pm 0,84$) ($p > 0,05$).

Sonuçlar: Kompozit rezin restorasyonlar farklı pH'a sahip sıvılarda belirli oranlarda bekletildiklerinde, bu sıvılardan değişik oranlarda etkilenmişlerdir. Resin bazlı restoratif materyallerin yüzey sertliği değerlerinde, asidik içeceklerin ve yapay tükürüğün etkisiyle değişimler olduğu kaydedilmiştir. Çalışmada kullanılan kompozitlerin birkaçı hariç yaşlandırma sonrası sertlik değerleri, yaşlandırma öncesi sertlik değerlerine göre istatistiksel olarak düşük sonuç göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Kompozit rezin, Vickers, yaşlandırma, polisaj yöntemleri, mikrosertlik.



ABSTRACT

COMPARISON OF AGING-DEPENDENT MICROHARDNESS OF ANTERIOR REGION COMPOSITE RESINS

Keçeci, Fatıma

Specialization, Department of Restorative Dentistry

Thesis Advisor: Assoc. Prof. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

May 2024, xiii + 100 pages

Aim: The aim is to evaluate in vitro the surface hardness values of universal restorative materials used in the anterior region when exposed to acid and artificial saliva using two different polishing techniques.

Materials and Methods: In our study, 2 different polishing methods (Shofu One Gloss and EVE Diacomp Plus) were applied to 5 different restorative materials (Essentia Universal Shade-GC, Omnichroma-Tokuyama, Charisma Diamond One-Kulzer, ZenChroma-President Dental and Essentia HiFlo-GC). Afterwards, the samples were exposed to 3 different aging methods (artificial saliva, orange juice and orange juice-artificial saliva). A total of 240 samples were prepared using molds of 8 mm diameter and 2 mm thickness to make the composite samples ($n = 8$). The samples were divided into subgroups according to polishing and aging methods. The restorative materials were placed in a Teflon mold and polymerized. After Vicker's hardness measurements (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japan) were made on the samples before aging, they were kept in artificial saliva, orange juice and orange juice-artificial saliva for 24 hours for aging. After aging, Vicker's hardness measurements were taken again. The upper surfaces of the samples were analyzed by SEM (JEOL JSM 7001F, Japan) before and after aging. Statistical analyzes of the data were performed using the SPSS v.19 package program (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp, USA).

Results: When the initial hardness values of the composites were compared, a statistically significant difference was observed. The highest initial hardness value was observed in Charisma Diamond One (89.578), while the lowest was observed in Essentia HiFlo (54.830) ($p < 0.05$). When the initial and Day 1 hardness differences of all composites were compared, no statistically significant difference was observed. The maximum decrease in hardness value after aging; It was observed by keeping Zenchroma in orange juice after EVE Diacomp Plus polishing application (-2.82 ± 1.51). Minimum decrease in hardness

values after aging; It was observed in the artificial saliva + orange juice cycle after EVE Diacomp Plus polishing application to Omnicroma (-0.64 ± 0.84) ($p > 0.05$).

Conclusion: When composite resin restorations were kept in liquids with different pH at certain rates, they were affected by these liquids at different rates. It has been noted that there are changes in the surface hardness values of resin-based restorative materials due to the effects of acidic drinks and artificial saliva. Except for a few of the composites used in the study, the hardness values after aging showed statistically lower results than the hardness values before aging.

Key Words: Composite resin, Vickers, aging, polishing systems, microhardness.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
KISALTMALAR LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. KOMPOZİT REZİNLER.....	4
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi	4
2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	7
2.1.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı	7
2.1.2.2. İnorganik Faz	7
2.1.2.3. Bağlayıcı Faz (Ara Faz).....	8
2.1.2.4. Başlatıcı Hızlandırıcı Sistem	9
2.1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	10
2.1.3.1. Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozitler	10
2.1.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler	11
2.1.3.3. Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozitler.....	12
2.1.4. Kompozit Rezinler İle İlgili Gelişmeler	16
2.1.4.1. Ormoserler	16
2.1.4.2. Giomerler	16
2.1.4.3. Siloranlar	17
2.1.4.4. Bulk-Fill Kompozit Rezinler	17
2.1.4.5. Self-Adeziv Kompozit Rezinler	18
2.1.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	18
2.2. KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARA UYGULANAN BİTİRME VE POLİSAJ İŞLEMLERİ	19

2.2.1. Bitirme ve Polisaj Materyallerinin Sınıflandırılması	21
2.2.1.1. Bağlı Aşındırıcılar	21
2.2.1.2. Kaplı Aşındırıcılar	21
2.2.1.3. Zayıf Bağlı Aşındırıcılar.....	22
2.2.2. Aşındırıcı Tipleri ve Bileşimleri.....	22
2.2.2.1. Alüminyum Oksit	22
2.2.2.2. Karbit Bileşikler	22
2.2.2.3. Elmas Partikülleri	23
2.2.2.4. Silikon Dioksit	23
2.2.2.5. Zirkonyum Oksit.....	23
2.2.2.6. Zirkonyum Silikat.....	23
2.2.3. Aşındırıcılar İle Hazırlanmış Bitirme ve Polisaj Aletleri	23
2.2.3.1. Karbid Bitirme Frezleri	23
2.2.3.2. Elmas Bitirme Frezleri.....	24
2.2.3.3. Taşlar	24
2.2.3.4. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Disk ve Bantları.....	25
2.2.3.5. Lastikler	25
2.2.3.6. Şeffaf Bantlar.....	25
2.2.3.7. Aşındırıcı İçeren Polisaj Patları ve Türlü Aplikatör Cihazları	26
2.2.3.8. Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler.....	26
2.2.3.9. Rezin Matriks Frezler	27
2.2.3.10. Glaze Uygulaması (Yüzey Koruyucu Vernikler)	27
2.2.3.11. Nanoteknoloji Likit Polisaj Sistemler.....	28
2.3. RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK PERFORMANSLARININ DEĞERLENDİRİLMESİNDE YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ.....	28
2.3.1. Suda Bekletme İle Yaşlandırma Yöntemi	29
2.3.2. Termal Siklus Uygulaması İle Yaşlandırma Yöntemi	30
2.3.3. Okluzal Yükleme İle Yaşlandırma Yöntemi	31
2.3.4. pH Siklus İle Yaşlandırma Yöntemi	32
2.3.5. Enzim İle Yaşlandırma	32
2.4. RESTORATİF DENTAL MATERYALLERİN YÜZEY SERTLİKLERİNİN ÖLÇÜLMESİ.....	32

2.4.1. Rockwell Sertlik Testi	34
2.4.2. Brinell Sertlik Testi	34
2.4.3. Knoop Sertlik testi.....	35
2.4.4. Vickers Sertlik Testi	36
3. MATERYAL ve METOT.....	37
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER	39
3.1.1. Essentia Üniversal Shade-GC	40
3.1.2. Omnicroma-Tokuyama	40
3.1.3. Charisma Diamond One-Kulzer	41
3.1.4. ZenChroma-President Dental	42
3.1.5. Essentia HiFlo-GC	44
3.2. ÇALIŞMADA KULLANILAN POLİSAJ SİSTEMLERİ	44
3.2.1. OneGloss (Shofu) Tek Aşamalı Kompozit Cila Seti.....	45
3.2.2. Diacomp Plus (EVE) Twist Kompozit Cila Disk Seti	46
3.3. ÇALIŞMADA KULLANILAN CİHAZLAR.....	47
3.3.1. VALO Cordless LED Işık Cihazı.....	47
3.3.2. Vickers Yüzey Sertlik Ölçüm Cihazı	47
3.3.3. Scanning Electron Mikroskopu-Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	48
3.3.4. Vakum Cihazı.....	49
3.4. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....	49
3.4.1. Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Yapılması	52
3.4.2. Örneklerin Kurutulması ve Vakumlanması.....	52
3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Görüntüleme	52
3.4.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	53
4. BULGULAR.....	54
4.1. SEM GÖRÜNTÜLERİ	60
4.1.1. ZenChroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	60
4.1.2. ZenChroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	61
4.1.3. Charisma Diamond One Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	62

4.1.4. Charisma Diamond One Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	63
4.1.5. Omnichroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	64
4.1.6. Omnichroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	65
4.1.7. Essentia Üniversal Shade Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	66
4.1.8. Essentia Üniversal Shade Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	67
4.1.9. Essentia HiFlo Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	68
4.1.10. Essentia HiFlo Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler	69
5. TARTIŞMA	70
6. SONUÇ	86
KAYNAKLAR	87
ÖZGEÇMİŞ	100

TABLOLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Yöntem Tablosu.....	38
Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve İçerikleri	39
Tablo 3.3. Çalışmada Kullanılan Polisaj Sistemleri	45
Tablo 4.1. Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri ve Standart Sapmaları.....	54
Tablo 4.2. Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri Farkları ve Standart Sapmaları.....	57
Tablo 4.3. Kompozitlerin Başlangıç Sertlik Değerleri	58
Tablo 4.4. Kompozitlerin Başlangıç Sertlik Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması	58
Tablo 4.5. Yüzey Sertlikleri Sonuçları Arasından Gruplar Arasında 3 Yönlü Varyans Analizi Sonuçları.....	59
Tablo 4.6. Polisaj Sistemlerinin Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri Farkları..	59

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Mikrosertlik Ölçüm Testleri	33
Şekil 2.2. Vicker's Mikrosertlik Testinin Uygulandığı Alanlar	36
Şekil 3.1. Essentia Üniversal Shade Kompozit Rezin Materyali.....	40
Şekil 3.2. Omnicroma Kompozit Rezin Materyali	41
Şekil 3.3. Charisma Diamond One Kompozit Rezin Materyali	42
Şekil 3.4. Zenchroma Kompozit Rezin Materyali	44
Şekil 3.5. Essentia HiFlo Kompozit Rezin Materyali.....	44
Şekil 3.6. OneGloss Kompozit Cila Seti.....	46
Şekil 3.7. Diacomp Plus Kompozit Cila Seti.....	46
Şekil 3.8. VALO Cordless LED Işık Cihazı	47
Şekil 3.9. Vickers Sertlik Cihazı.....	48
Şekil 3.10. Örneklerin Hazırlandıktan Sonra Distile Suda Bekletilmesi.....	50
Şekil 3.11. Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Metal Kalıplar	50
Şekil 3.12. Kompozitlerden Hazırlanan Örnek Disklerin Görseli	50
Şekil 3.13. Çalışma İçin Hazırlanan Örneklerin Tamamı.....	51
Şekil 4.1. Tüm Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Yüzey Sertlik Değerleri Dağılım Grafiği.....	56
Şekil 4.2. ZenChroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası	60
Şekil 4.3. ZenChroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası.....	61
Şekil 4.4. Charisma Diamond One Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası.....	62

- Şekil 4.5. Charisma Diamond One Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası..... 63
- Şekil 4.6. Omnichroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası 64
- Şekil 4.7. Omnichroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası 65
- Şekil 4.8. Essentia Üniversal Shade Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası..... 66
- Şekil 4.9. . Essentia Üniversal Shade Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası..... 67
- Şekil 4.10. Essentia HiFlo Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası 68
- Şekil 4.11. Essentia HiFlo Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası 69

KISALTMALAR LİSTESİ

CDO: Charisma Diamond One

EH: Essentia HiFlo

EÜS: Essentia Üniversal Shade

OC: Omnichroma

ZC: Zenchroma



1. GİRİŞ

Hastaların estetiğe olan ilgilerinin zamanla yükselmesi, bilinçli hasta sayısının artması ve diş hekimliği alanına bu bilinçlenmenin yansıması gibi nedenler hastaların zamanla görünümü değişmeyen, ömrü daha uzun olan estetik restorasyonlara taleplerini arttırmıştır. Bu nedenlerle hekimler artık kompozit rezinleri seçerken sıklıkla diş rengi ile uyumlu olanları tercih etmektedir (Genç & Toz, 2014).

Restoratif materyaller arasında en sık kullanılanı kompozit rezinlerdir. Piyasada, farklı tipte kompozit rezinler vardır. Bunlardan mikro dolgulu, mikrohibrit ve son zamanlarda nano hibrid kompozit rezinler diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (Navimipour ve ark., 2019).

Hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla ve materyallerin de klinik performanslarını geliştirmek amacıyla; günümüzde nano dolduruculu kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılması; tabakalama tekniğinin daha kolay olması ve kompozit rezinlerin diş rengine uygun olanının seçilmesinin basitleşmesiyle hekimlerin daha estetik restorasyonlar yapabilmesini sağlamıştır. Ek olarak minimal invaziv uygulamaları sağlayarak hastaların estetik taleplerini karşılamıştır (Luo ve ark., 2001; Magne & So, 2008).

Endüstri alanında önemli bir yeri olan nanoteknoloji, diş hekimliği alanında da gelişmeler meydana getirmiştir. Nanoteknoloji; farklı fiziksel ve kimyasal metotlar kullanılarak 0,1-100 nanometre aralığında fonksiyonel materyallerin üretimlerini ve yapılarını içermektedir. Geleneksel doldurucu partiküllerin oluşumu büyük kütlelerin öğütülmesiyle küçük partiküllerin meydana gelmesi şeklindedir. Nano partiküldeki partiküllerin oluşumu ise atomun atoma, molekülün moleküle eklenmesiyle olmaktadır

(Mitra ve ark., 2003). Nanodolduruculu dental materyaller, anteriorda da posteriorda da kullanılabilir. Bu materyallerin yüksek aşınma dayanımı ve bu nedenle de daha uzun ömürlü oldukları bildirilmiştir (Blalock ve ark., 2006). Materyallerin aşınma dayanımlarının yüksek olması, hem diş hekimleri hem de hastalar için kesin olması gereken olarak kabul edilmektedir. Restoratif materyallerin mineye eş değerde aşınma dayanımlarının olması istenmektedir (Blalock ve ark., 2006). Üretilen bütün restoratif materyallerden istenilen; yüzey, boyut ve biçim özelliklerini her koşulda koruyabilmesidir. İdeal bir restoratif materyalde olması gereken özelliklerden biri de sertliktir. Nedeni ise; sertliğin materyalin kırılmaya ve çizilmeye karşı olan direncini artırıp kuvvetler karşısında deforme olmasını engellemesidir (Sonugelen ve ark., 2000).

Restoratif dental materyaller ağız içerisinde birçok etkiye maruz kalmaktadırlar, bu etkilere iyi bir şekilde direnç göstermeleri için yüzey sertlik değerlerinin yüksek derecede olması gerekmektedir. Yüzey sertliğinin düşük olması ya da yüzeydeki yumuşama, dental materyalin de o oranda aşınmasını arttırmaktadır (McKinney & Wu, 1985).

Diş hekimliği alanında kullanılan restoratif materyaller, bireylerin günlük hayatta tükettiği birçok kimyasal içeceklere zaman zaman maruz kalmaktadır (Rios ve ark., 2008). Özellikle de diş renginde olan restoratif materyaller üzerine asitli içeceklerin etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda, yüzey sertlik değerlerinin azaldığı belirtilmektedir (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Coğulu ve ark., 2008; Grippo ve ark., 2004). Restoratif materyallerin yapısıyla ilgili bilgi veren hem yüzey sertliği hem de yüzeyinde oluşan bozulmalar dental restorasyonların klinik başarısı açısından önemlidir (Örtengren ve ark., 2001).

Günümüzde sıklıkla tüketilen, kolalı içecekler, meyve suyu ve asidik potansiyele sahip içeceklerin dental restoratif materyallerde morfolojik değişikliklere sebep olduğu belirtilmiştir (Grippio ve ark., 2004; Wongkhantee ve ark., 2006).

Yapılan birçok çalışmada eroziv gıdalardan, dental restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin etkilenip etkilenmediğine bakılmıştır (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Coğulu ve ark., 2008; Da Silva ve ark., 2011).

Daha eski çalışmalar, rezin kompozitlerin özelliklerini, ağız boşluğu gibi sulu olan ortamların etkileyebildiğini ve zaman içerisinde hidrolitik bozunmaya sebep olduklarını belirtmişlerdir (Badra ve ark., 2005; Milleding ve ark., 1998; Söderholm ve ark., 1984). Ayrıca, tükürük tarafından dental restorasyonların üzerinde pelikül tabakası oluşturulur, bu tabaka koruyucu bir bariyer görevi görür ve bazı ajanların zararlı etkilerini azaltır (Badra ve ark., 2005; Hannig & Balz, 1999).

Bu çalışmanın amacı; anterior bölgede kullanılan farklı yapıdaki universal restoratif materyallerin, iki farklı polisaj tekniği sonrasında, aside ve yapay tükürüğe maruz bırakıldıklarında, gösterdikleri yüzey sertlik değerlerinin in vitro olarak incelenmesidir.

‘Restoratif materyaller ağız içerisinde tükürük ve aside maruz kaldığında, zaman içerisinde mikrosertlikleri değişmeyecektir.’, ‘Farklı yaşlandırma yöntemleri restoratif materyallerin mikrosertliklerini etkilemeyecektir.’ ve ‘Farklı polisaj sistemleri restoratif materyallerin mikrosertliklerini etkilemeyecektir.’ sıfır hipotezleri bu çalışmada test edilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KOMPOZİT REZİNLER

2.1.1. Kompozit Resinlerin Tarihçesi

Estetik diş hekimliğinin başlaması silikat simanların kullanımına dayanmaktadır (Furuse ve ark., 2008). Bu simanlar 1800’lü yılların sonlarına yakın tanıtılmıştır ve alüminyum-silikat cam ve fosforik asitten meydana gelmektedir. En önemli avantajı yavaş bir şekilde flor salınımı yapmasıdır (Gönülol, 2009).

Bu simandaki florür antikaryojenik etkilidir. Fakat ağız ortamında bulunan sıvılardan etkilenip kolayca çözünmekte, parçalanmakta, kısa süre içerisinde renk değiştirmektedir, çiğneme kuvvetleri karşısında kırılgandır, mekanik özellikleri yetersizdir, yüzeyleri pürüzlüdür, translüsent değildir, asiditelerini uzun bir zaman devam ettirmeleri sonucunda pulpa dokusunda harabiyete ve aseptik nekroza sebep olmaktadır. Bu dezavantajlarından dolayı yerini diğer materyallere bırakmışlardır (Leinfelder & Lemons, 1988).

Alternatif olarak 1940’lı yıllarda, kimyasal polimerize olan akrilik rezinler piyasaya çıkarılmıştır. Akrilik rezinler metilmetakrilat monomerleri içerirler. Oda sıcaklığında bu monomerler kimyasal polimerize olurlar ve polimetilmetakrilat zincirlerini meydana getirirler. Bu materyal de; çok fazla polimerizasyon büzülmesi ve diş yapısına bağlanamama, yüksek termal genleşme, bakteri penetrasyonu ve mikrosızıntı gibi dezavantajlar göstermektedir ve bu nedenle de dişlerde sekonder çürükler meydana getirmektedir. Günümüzde kullanımı bu dezavantajlarından dolayı sınırlıdır. Günümüzde daha çok bazı protetik işlemlerde ve geçici olarak akrilik veneer kronların tamirinde kullanılmaktadır (Dayangaç, 2011).

Diş hekimliğinde ilk adeziv sistem, 1955 yılında Buonocore'un mineye asit yaparak pürüzlendirmesiyle başlamıştır. Daha sonra Bowen 1965'de yeni rezin sistemi geliştirmiştir ve kompozit rezin materyaller klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Hem adeziv sistemlerde hem de restoratif materyallerde gelişmeler oldukça kavite preparasyonunda da gelişmeler meydana gelmiştir. Diş dokularından madde kaybını azaltan modern kaviteler ortaya çıkmıştır (Uğuz, 2011).

Dental restoratif materyallerde estetik görüntü elde etme isteği, diş renginde materyallerin üretilmesine ve kullanım tekniklerinde de gelişmelere neden olmuştur. Kompozit rezinler ve asit-etch tekniği çok önemli gelişmelerdendir (Roberson ve ark., 2013).

Terminolojik olarak kompozitin tanımı birbirinden farklı yapı ve özellikteki en az iki tane materyalin fiziksel olarak birleşmesidir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozitler; kompozit rezin, kompozit restoratif materyal, rezin esaslı kompozit, dental kompozit gibi birçok şekilde adlandırılmaktadırlar ve organik, inorganik yapıların birleşmesi şeklinde meydana gelmektedirler (Heymann ve ark., 2012).

İlk baştaki akrilik rezinler doldurucu içermemekteydi, bunların özelliklerini geliştirmek amacıyla doldurucu eklenmiş ve dolduruculu rezin materyaller ortaya çıkarılmıştır. Bu dolduruculu rezin materyallerin günümüzdeki dental kompozit rezinlerin geliştirilmesinde önemli bir yeri vardır. Bis-GMA (bisfenol-A glisidil metakrialt) monomeri, kompozit rezinlerin esasını meydana getirmektedir. Bis-GMA, Bowen tarafından 1956'da bulunmuştur. Yine Bowen tarafından 1960'lı yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştiren silika partikülleri eklenmiş ve polimerik bir materyal olarak dental kompozit rezinler meydana getirilmiştir (Roberson ve ark., 2013).

Kompozitler ilk başta kullanıldıklarında iki pat şeklindedir. İki patın karıştırılması sırasında hava kabarcığı olabilmektedir ve bu kabarcıklar kompozitlerin direncini azaltmaktadır. Çalışma zamanı kısadır ve tek seferde kaviteye koyulması zordur. Bu dezavantajlarından dolayı yeni materyaller geliştirilmeye devam etmiştir. Tek pat halinde ve dalga boyu yaklaşık 460 nm olan bir görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Restoratif ve estetik diş hekimliğine rezin esaslı kompozitlerin girmesiyle çok önemli gelişmeler olmuştur. Kompozit rezinler; civa içermemekte, ısı iletkenlikleri düşük olmakta, çalışma zamanı kontrol edilebilir olmakta, farklı renklerde olabilmekte, konservatif kavite preparasyonu yapılabilmekte, diş dokularına bağlanabilmekte, geriye kalan diş dokusunu desteklemekte, restorasyonun tek seansta bitirilebilmesine olanak tanımakta ve kaviteye küçük parçalar şeklinde koyulabilmektedir. Bu avantajlar nedeniyle sıklıkla tercih edilen materyaller arasına girmişlerdir (Summitt, 2001).

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin avantajları:

- Konservatif kavite preparasyonu yapılabilmesi,
- Isı iletkenliğinin düşük olması,
- Farklı renk seçenekleri ile üstün estetik özelliği,
- Kalan diş dokusuna destek sağlaması,
- Çalışma zamanının hekim kontrolünde olması,
- Diş dokularına bağlanma ile yeterli retansiyon, çok az mikrosızıntı ve bunun sonucunda düşük renklenmeye neden olması,
- Restorasyonun tek seansta bitebilmesine imkan tanınması olarak sıralanabilmektedir (Roberson ve ark., 2013; Summitt ve ark., 2006).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler organik polimer matriks fazı, inorganik faz, bağlayıcı faz (ara faz) ve başlatıcı-hızlandırıcı sistem olmak üzere 4 farklı yapıdan meydana gelmektedir (Craig ve ark., 2006).

2.1.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı

Monomer, komonomer, ultraviyole (UV) stabilizatörler, inhibitörler ve polimerizasyon başlatıcıların bulunduğu fazdır (Uğuz, 2011). Kompozit rezinler temel olarak inorganik doldurucu partikülleri çevreleyen rezin matriksten oluşmaktadır (Burgess ve ark., 2002).

Monomerler, polimerize olmamış kompozitlerin akışkan olmasından sorumludur. Bu monomerler Bis-GMA, MMA, EGDMA, UDMA ve TEGDMA olarak sayılabilir. UDMA (üretan dimetakrilat) daha yüksek renk değişimine direnç ve adezyon gösterir. UDMA'daki izosiyanat grubu, Bis-GMA'daki yapının yerini almıştır. Bu iki monomerin de molekül ağırlıkları yüksektir ve fazlaca visközdür. Sadece rezinin dilüe edilmesi sonucunda içerisine doldurucu partiküller eklenebilir. Bu nedenle bu iki monomeri seyreltmek için, TEGDMA (triethilen glikol dimetakrilat) komonomeri eklenmektedir (Tian ve ark., 2007).

2.1.2.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin organik matriksine, çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlere karşı direncini arttırmak amacıyla, farklı boyut, yapı, şekil ve içerikte doldurucu partiküller eklenmiştir. Böylece organik matriksin hacmi azalmakta ve

polimerizasyon büzülmesi de azalmaktadır. Ek olarak, kompozit rezinin yapısına bir kıvam kazandırarak polimerize edilmeden önce daha kolay şekillendirmeye imkan verir (U uz, 2011).

Bu faz, kuartz (kristalin silika), borosilikat cam doldurucular, hidroksiapatit, çinko, yitrium cam, matriks içerisine dağılmış farklı büyüklük ve şekillerde cam partiküller, lityum alüminyum silikat, baryum ve stronsiyum içerir (Dayangaç, 2000; Koray & Yücel, 2002; Leinfelder, 1993; Lutz & Phillips, 1983; Sturdevant ve ark., 1995; Van Noort & Barbour, 2005; Wilson ve ark., 2005).

Doldurucu içeriğindeki partiküllerin boyutları küçüldükçe, aşınmaya karşı direnç artar ve termal genleşme vb. azalır (U uz, 2011) İnorganik doldurucu içeriğindeki partiküllerin miktarları,  e itleri ve boyutları; kompozitin tipi ve klinikte hangi alanda kullanılacağı konusunda fikir vermektedir (Wakefield & Kofford, 2001). Kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri cila ve bitirme işlemleri açısından önemlidir. Bu nedenle doldurucu içeriğinde nonkristalin silikat cam partikül olan kompozit rezinler son zamanlarda piyasaya çıkmıştır (Boaro ve ark., 2010).

2.1.2.3. Bağlayıcı Faz (Ara Faz)

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin iyi olması rezin matriksin ve doldurucu partiküllerin birbirine sağlam ba lanması esasına dayanmaktadır. Bunun sağlanması için rezin matriksin içerisine bağlayıcı ajanlar yerleştirilmiştir. Bu işlem organosilan bileşikleri ile gerçekleştirilmiştir ve bu işleme de silanizasyon denmektedir (Wilson ve ark., 2005).

Silan organik-inorganik yapılar arasında ba  kurmaktadır. Bunu bir tarafta; organik matriksin metakrilat grubu ile kovalent ba  oluşturup, diğer tarafta; doldurucu

yüzeyindeki hidroksil ve su gruplarını absorbe edip yüzeyde esterleşerek gerçekleştirir. Böylece oluşan bu bağ aradaki boşluğu kapatmış ve kompozit rezinin içerisine tükürüğün ve suyun girmesini engellemiş olur (Willems ve ark., 1992). Silanın kalitesi, kompozitlerin fiziksel özellikleri açısından çok önemlidir (Musanje & Ferracane, 2004).

2.1.2.4. Başlatıcı Hızlandırıcı Sistem

Fenol türevi bileşiklerin, organik matriksin içerisine eklenmesinin sebebi materyalin kimyasal yollarla, ışık ve ısı ile kendiliğinden polimerize olmasını önlemektir. Bunlar inhibitörler olarak adlandırılır. Ayrıca kompozit rezinlerin polimerizasyonunu hızlandıran (accelerator) ve başlatan (initiator) materyaller de vardır. Otopolimerizan kompozitlerde bulunan başlatıcı materyal dibenzol peroksittir, hızlandırıcı materyal ise aromatik tersiyer aminlerdir. Işıkla polimerize olan kompozitlerde bulunan başlatıcı kamferokinonlardır. Kamferokinon, 450-500 nm dalga boyunda ışığı absorbe ederek etki göstermektedir (Uğuz, 2011).

Işıkla aktivasyonun gerçekleşmesi için yaklaşık olarak 470 nm dalga boyuna sahip mavi ışık gerekmektedir. Monomere eklenen %0,2-%1 aralığındaki kamferokinon, bu mavi ışığı absorbe ederek aktivasyonu gerçekleştirmektedir. Karbon çift bağlarına sahip organik amin olduğu zaman, bu reaksiyon hızlanmaktadır. Oligomer ışığa maruz kalmazsa ya da oda sıcaklığında saklanırsa, bu oligomerin içerdiği hem kamferokinon hem de amin stabil kalmaktadır (Gönülol, 2009).

Kimyasal aktivasyonun oluşumu ise oda sıcaklığında, organik aminin, organik peroksit ile reaksiyona girmesi sonucu serbest radikallerin meydana gelmesi ve bu serbest radikallerin de karbon çift bağları ile reaksiyona girerek polimerizasyonun gerçekleşmesi şeklinde olmaktadır (Craig ve ark., 2006).

2.1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

2.1.3.1. Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozitler

2.1.3.1.1. Kimyasal Yöntemle Polimerize Olan Kompozitler (Otopolimerizan)

Otopolimerizan kompozitler pat-pat, pat-likit veya toz-likit halinde olan komponentlerin karıştırılmasıyla reaksiyona girmektedir. Bir komponentte polimerizasyon başlatıcı olan benzoil peroksit varken diğer komponentte ise aktive edici olan organik amin vardır. İçeriklerine bağlı olarak zaman içerisinde renklenme meydana gelmektedir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.1.2. Işıklı Polimerize Olan Kompozitler

Işıklı polimerize olan kompozitler ilk olarak 1972 yılında piyasaya sürülmüştür. Otopolimerizan kompozitlere alternatif bir kompozit olarak, tek pat halindedir. Bu kompozitte polimerizasyon reaksiyonunun başlatıcısı olarak 420-450 nm dalga boyuna ve 400 mW/cm² gücüne sahip görünür mavi ışıktan yararlanılmaktadır. Kompozitin yapısında kamforokinon başlatıcı olarak; alifatik amin ise hızlandırıcı olarak bulunmaktadır (Dayangaç, 2000). Çalışma zamanının kontrol edilmesi önemli avantajlarından. Otopolimerizan kompozitlerle karşılaştırıldığında daha pürüzsüz ve düzgün yüzeyler oluşmaktadır. Karıştırma işlemi yapılmadığı için kompozitin içerisinde daha az pörözite ve hava kabarcığı oluşmaktadır. Renk stabiliteleri de oldukça yüksektir. Polimerizasyon reaksiyonu için yeterli güce sahip olan ışık, ancak 2 mm kalınlığındaki bir tabakayı polimerize edebilmektedir. Bu nedenle 2 mm'den de daha ince tabakalar uygulamak gerekmektedir. Işık ile polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon büzülmesinin yönü ışık kaynağına doğrudur (Roberson, 2006).

2.1.3.1.3. Kimyasal ve Işıık Aktivasyonu Yolu İle Polimerize Olan Kompozitler (Dual-Cured)

Bu kompozitler iki pat halinde olup, ışığın ulaşamadığı bölgeler için tasarlanmıştır. Bu iki pat karıştırıldıktan sonra ışık uygulanır ve böylece reaksiyon başlatılır. Işııkın ulaşamadığı alanlarda ise kimyasal olarak polimerizasyon devam etmektedir. 8-24 saatte polimerizasyon tamamlanmaktadır (Attar ve ark., 2010). Bu süre, sadece ışıkla polimerize olan kompozitlerle kıyaslandığında çok fazladır. Polimerizasyondan emin olunamayan durumlarda, mesela 2 mm'den daha kalın kompozit tabakası uygulanması gereken durumlarda başarılı olmaktadır. Bu kompozitler daha düşük viskoziteye sahiptirler ve yapıştırma materyali olarak da kullanılabilir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler

Bu sınıflandırmada kompozitler kondanse olabilen ve akışkan kompozitler şeklinde ikiye ayırarak incelenmektedir. Ancak son zamanlarda yeni materyallerin de üretilmesiyle farklı sınıflandırmalar da kullanılmaktadır (Altun, 2005).

2.1.3.2.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler

Aşırı kuvvete maruz kalan posterior dişlerde bu kompozitler başarıyla kullanılmaktadır. Bu kondanse edilebilme özellikleri, inorganik doldurucu miktarlarının artması nedeniyle mekanik ve fiziksel özelliklerin de yükselmesi ile ilişkilidir. Fakat partikül boyutları büyük olduğu için yüzey daha pürüzlü olmaktadır ve bu da estetik beklentileri karşılamasına engel olmaktadır. Özellikle sınıf II kavitelerde kullanıldığında başarılı sonuçlar vermektedir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.2.2. Akıcı Kompozitler

Akışkan bir yapıda oldukları için yüksek kavite duvarlarına adaptasyon özelliği gösteren hibrit rezinlerdir. Düşük viskozitede olmaları, düşük olan doldurucu oranlarından kaynaklanmaktadır. Düşük aşınma direnci ve yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Akıcı yapılarından dolayı şekillendirilmeleri çok zordur (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3. Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozitler

Doldurucu büyüklüğüne göre kompozitler; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, nanofil, nanohibrit ve mikrohibrit olarak sınıflandırılabilir.

2.1.3.3.1. Megafil Kompozitler

Bu kompozitlerin içeriğindeki inorganik doldurucunun partikül büyüklüğü 50-100 μm 'dir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.2. Makrofil Kompozitler

Partikül büyüklüğü 1-10 μm olan kompozitlerdir. 10-100 μm boyutundaki partiküller de aralarında bulunmaktadır. Geleneksel kompozitler olarak da sınıflandırılan kompozitler; makrofil ve midifil kompozitlerdir. Bu tür kompozitler çiğneme kuvvetlerine düşük direnç gösterdiklerinden dolayı posterior dişlerde kullanımı kontrendikedir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.3. Midifil Kompozitler

1-10 μm boyutlarındaki partiküllerden oluşur ve geleneksel kompozit olarak isimlendirilmektedir. Makrofil ve midifil kompozitlerin çiğneme kuvvetlerine direnci düşük olduğu için posteriorda kullanımı kontrendikedir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.4. Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 μm 'dir. Makrofil kompozitlerle kıyaslandığında partikülün miktarı daha fazladır. Partiküller hem küçüktür hem de çok sayıdadır. Bu özelliğinden dolayı daha düzgün bir yüzeye sahiptir. Ek olarak yüksek aşınma direnci ve radyoopasite özelliği sağlamıştır (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.5. Mikrofil Kompozitler

Bu kompozitin geliştirilme sebebi iyi parlatabilme özellikleri nedeniyle anterior dişlerde estetik amaçla kullanılabilmesidir. 0,04- 0,4 μm aralığında inorganik doldurucu partikül büyüklükleri vardır. Mikrofil doldurucular ilk piyasaya çıktıklarında sınırlı sayıda doldurucu içermekteydi. Bunun nedeni ise partiküllerin yüzey alanının hacme oranının yüksekliğinden dolayı viskozitenin de artmasıydı (Phillips, 2013).

Bu viskozite sorununa çözüm olarak, mikrofil kompozitler önceden polimerize edilip daha sonra 1-20 μm boyutlarında partiküller oluşturulup bunlar da matrikse doldurucu olarak ilave edilmiştir. Bu partiküller organik doldurucu olarak isimlendirilmiş ve miktarları artırılmıştır. Bu partiküller polimer matrikse kimyasal olarak bağlanmaktadır ve polimer matrikste iyi özellikler gösteren alanlar arttırılmıştır. Bu tür

kompozitlere, doldurucu partiküllerde modifikasyona sebep olduğu için ‘Heterojen Kompozitler’ denilmiştir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.6. Nanokompozitler

Nanoteknoloji; molekül mühendisliği ya da moleküler nanoteknoloji şeklinde de ifade edilmektedir. 0,1-100 nm arasındaki fonksiyonel yapıların ve materyallerin değişik fiziksel ve kimyasal yollarla üretilmesini kapsamaktadır ($1\text{nm}=1/1000\ \mu\text{m}$). Kompozit rezinlerden mikrofil dolduruculu olanlarının polisajlanabilirliği iyidir ve bundan dolayı anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılmaktadırlar; fakat çiğneme kuvvetlerine dirençleri düşük olmasından dolayı posteriorda kullanımları kontrendikedir. Hibrit kompozitler ise; mikrofillerle kıyaslandığında polisajlanabilirlikleri daha azdır ama çiğneme kuvvetlerine daha dayanıklıdır. Rezin esaslı kompozit teknolojisinin amaçları arasında; mikrofil kompozitlerin parlaklığının yüksek olması ile polisajlanabilirliğinin iyi olması özellikleri ile hibrit kompozitlerin de aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek olması ile mekanik dayanımlarının da yüksek olması gibi özelliklerinin birarada olması ve her alanda, bütün yüzeylerde kullanılabilmesi şeklinde bir kompozit rezin materyalinin geliştirilmesi yer almaktadır. Bu düşünceyle ilk önce nanomerler geliştirilmiştir, sonra da gelişmiş metakrilat, ışıkla sertleşen nanokompozitler üretilmiştir (Mitra ve ark., 2003).

2.1.3.3.7. Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitlerde değişik boyutlarda doldurucu partiküller bulunmaktadır. Makro partiküllü rezinlerle kıyaslandığında partikül boyutları daha küçüktür, mikro partiküllü rezinlerle kıyaslandığında partikül miktarı daha fazladır. Bu kompozitler ‘homojen kompozitler’ olarak da adlandırılmaktadır. Bu ismi almasının sebebi;

doldurucuların, monomer matrikse silanizasyondan başka farklı bir şey uygulanmadan eklenmesidir. Büyük partikülün ismine göre hibrit türü belirlenir. Örnek verilecek olursa; minifil düzeyinde büyük partikül varsa kompozit rezinin adı minifil hibrit olur. Karışımın ikinci komponentini oluşturan ise küçük partiküllerdir. Büyük partiküllerin arasına doldurucu partiküller rastgele yerleştirilmiştir. Bu yüzden yüzey düzgündür ve estetik açıdan önemli bölgelerde, anteriorda, kompozit veneerlerde, sınıf III, IV ve V kavitelere kullanılabilir (Dayangaç, 2000).

2.1.3.3.7.1. Mikrohibrit Kompozitler

0,1-1 μm olan küçük partiküllerin 0,04 μm submikron partiküllere ilave edilmesi şeklinde elde edilmektedir. Bu özelliklerinden dolayı bitirme ve cila işlemleri hibrit kompozitlerden daha başarılıdır (Albers, 2002).

2.1.3.3.7.2. Nanohibrit Kompozitler

Hibrit kompozitlerin en gelişmiş hali olarak günümüzde üretilmektedir. Geleneksel hibrit partiküllerine 0,005-0,01 μm boyutlarındaki partiküllerin eklenmesi ile elde edilmektedir. Mikrofil kompozitlerin uygulamalarının kolay olması ve iyi cilalanma özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerindeki üstünlüklerini birarada sunan bir kompozittir. Bu kompozitler hem anterior hem posteriorda kullanılabilen universal kompozitlerdendir (Ferracane, 2011). Nanodoldurucuların boyutlarının küçük olmasının avantajı; organik matriks ile oluşturduğu yüzey alanının daha fazla olması ve iki fazın birbirleriyle olan bağlantısının daha iyi olmasıdır. Bu sayede kuvvetler karşısında tek bir partikülmüş gibi direnç sergilemektedir. Yüzeye gelen aşındırıcı kuvvetlere karşı oluşacak kopmalar da daha

nanometrik düzeyde olmaktadır (Mitra ve ark., 2003). Küçük boyutlarda partiküllerin kullanılması, materyalin ışık kırma indeksinin de mineye daha yakın olmasını ve daha estetik olmasını sağlamaktadır (Saunders, 2009).

2.1.4. Kompozit Rezinler İle İlgili Gelişmeler

2.1.4.1. Ormoserler

1998 yılında, kompozitlerin organik matriksinde değişiklik yapılması ile ormoserler geliştirilmiştir. Ormoserlerde tioeter oligo metakrilat alkoksilanın inorganik-organik kopolimeri ile çok fonksiyonlu ürethan oluşur. Aşınmaya karşı direnç, ormoserlerde geleneksel kompozit rezinlere göre daha yüksektir. Ormoserlerin avantajları; polimerizasyon büzülmesi düşüktür, aşınmaya dirençleri yüksektir, biyouyumludur ve çürüklere karşı koruyucudur (Dayangaç, 2011).

2.1.4.2. Giomerler

Giomerler hibrit kompozit materyaller olarak isimlendirilmektedir. Yapılarında SPRG (ön reaksiyonlu cam iyonomer tozu) içermektedirler ve bu toz stabil olarak cam iyonomer üretmek için eklenmiştir. Dentin dokusunda remineralizasyonun incelendiği araştırmalarda da belirtildiği gibi florür salma ve depolama özelliğine sahiptir (Fujimoto ve ark., 2010; Shimazu ve ark., 2011). Resin içerdiklerinden dolayı geleneksel cam iyonomer siman ve RMCİS (resin modifiye cam iyonomer siman)'a göre giomerler daha estetikler (Jyothi ve ark., 2011).

2.1.4.3. Siloranlar

Kompozit rezinlerin yetersiz olduğu özellikleri elimine edip mekanik özelliklerini daha da geliştirmek amacıyla siloranlar üretilmiştir. Siloranlarda, dimetakrilat monomerlerin serbest radikallerinin polimerizasyonu yerine, siloranların halka açılımının meydana geldiği siloran sistem vardır. Bu sistem hibrit monomer sistemdir. Siloranlar; siloksan ve oksiran içermektedir (Weinmann ve ark., 2005). Bu materyaller hidrofobik yapıları nedeniyle dış etmenlerden kaynaklanan renklenmelere daha dirençlidir (Palin ve ark., 2005). Difüzyon katsayılarının, su emilimlerinin ve çözünürlüklerinin azalması gibi ek özellikleri sayesinde; geleneksel metakrilat bazlı kompozitlerde çok sık karşımıza çıkan kenar renklenmesi, kenar sızıntısı, sekonder çürük oluşumu, post-operatif hassasiyet, tüberkül kırığı, mikroçatlak ve kaspal gerilim gibi klinik sorunlar da daha az olmaktadır (Eick ve ark., 2007; Palin ve ark., 2005). Fakat siloranların geleneksel metakrilat bazlı kompozit rezinlere göre hızlandırılmış yapay yaşlandırma sonrasında daha fazla renklendiği görölmüştür (Pires-de ve ark., 2011).

2.1.4.4. Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Bulk-fill kompozitler; baryum camı, ytterbiyum triflorid, zirkonyum/silika partikülleri, karmaoksit ve proakrilat içermektedir. Piyasaya yeni sürölmüştür ve nanohibrit bir kompozittir. Diğer ışıkla sertleşen kompozitlerle kıyaslandığı zaman bu kompozit rezinin 4 mm kalınlığında bile polimerize olabildiği öne sürölmektedir. Tek tabaka (bulk) şeklinde uygulanabilmesi özelliği sayesinde çalışma süresini kısaltır ve aynı zamanda hasta ve hekim konforunu da arttırmaktadır. Bulk-fill kompozitin inorganik yapısında baryum ve ytterbiyum partiküllerinin bulunması da bu materyale radyoopasite

özelliği kazandırmaktadır ve ışık cihazının daha derinlere etki etmesini sağlamaktadır (Ilie ve ark., 2013; Prieto ve ark., 2018).

2.1.4.5. Self-Adeziv Kompozit Rezinler

Günümüzde adeziv teknolojisindeki gelişmeler sayesinde, çalışma zamanını azaltarak hekim ve hasta memnuniyetini arttıran ve çok daha az teknik hassasiyet gerektiren self-adeziv kompozit rezinler öne sürülmüştür (Van Meerbeek ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2011). Bu kompozit rezinlerin endikasyonları; porselen tamirleri, küçük sınıf I ve V kavite ve servikal lezyonlardır. Self-adeziv akışkan kompozitler, fonksiyonel monomer olarak mine ve dentini pürüzlendirmek amaçlı GPDM (gliserofosfatdimetakrilat) ve birçok adezivde mevcut olan rezinin penetrasyonunu ve dentinin ıslanabilirliğini arttıran HEMA içermektedir (Ozel Bektas ve ark., 2013; Poss, 2010).

2.1.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Rezin matriks içerisinde fiber bulunmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin, klinikte geniş bir kullanım alanı vardır (Waki ve ark., 2004). Dişin dentin dokusunun kuvvetleri absorbe etme özelliği bu materyallerle taklit edilerek, geniş sınıf II kavite ve servikal lezyonların direkt olarak restore edilmesi kolaylaştırılmıştır. Restorasyonların başarısız olmasının en önemli sebeplerinden birisi olan kompozitlerin yapılarında çatlak meydana gelmesi durumu, fiberler sayesinde engellenir ya da çatlak daha da ilerlemesi durdurulmuş olur (Fráter ve ark., 2014).

2.2. KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLARA UYGULANAN BİTİRME VE POLİSAJ İŞLEMLERİ

Estetik ve restoratif diş hekimliğinin temel aşamalarından biri de, kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemleri yer almaktadır (ElSayad, 2018; Roeder & Powers, 2004). Kompozit rezinlerin bitimlerinin güzel bir şekilde yapılması, yüzeylerinin düzgün olması estetik açıdan da ağız sağlığı açısından da oldukça önemlidir. Restorasyona iyi bir oklüzyon ve kontür oluşturmak, düzgün bir yüzey elde etmek ve sağlıklı bir embraşür formu kazandırmak, bitirme işlemlerinin temel amaçlarındandır (Turkun & Turkun, 2004). Kavite formu ya da lokalizasyonu ne olursa olsun yüzey bitimi ne kadar düzgün ve başarılı olursa restorasyon da o kadar uzun ömürlü ve estetik olacaktır (Genç & Toz, 2017). Kompozit rezin restorasyonlara eğer yetersiz bitim ve polisaj yapılırsa, yüzey pürüzlü olacağı için plak birikimi, sekonder çürük, renklenme, dişeti enfeksiyonları meydana gelebileceği bildirilmiştir (Aykent ve ark., 2010; Lee ve ark., 2011).

Bir restorasyonun yüzeyinin pürüzsüz olması hastaların memnuniyeti için çok önemlidir. Yüzey pürüzlü bırakılırsa renklenme daha fazla ve daha hızlı bir şekilde ortaya çıkmaktadır (Lopes ve ark., 2018; Lu ve ark., 2005).

Diş konturlarının istenilen şekle getirilmesi amacıyla restorasyonun şekillendirilmesine bitirme işlemi denir. Yüzeyin pürüzsüzleştirilmesi işlemine ise polisaj denmektedir (Schmidlin & Gohring, 2004). Başka bir ifadeyle dişin ideal olan anatomik formuna getirilmesi amacıyla yüzeyindeki fazlalıkların uzaklaştırılıp dişin şekillendirilmesine bitirme, pürüzlülük ve çiziklerin ortadan kaldırılmasına polisaj denmektedir (Chandler ve ark., 1971). Kompozit rezin restorasyonlarının bitirme ve polisaj işlemlerini yapmak amacıyla; karbit frezler, arkansas taşları, polisaj patları, diskler

ve döner aletler ile kullanılan 25-50 μm elmas aşındırıcılar gibi aletler kullanılmaktadır (Baseren, 2004).

0,01-1 μm arasındaki partikül büyüklüğüne sahip yani küçük partiküllü kompozit rezinlere yapılan polisaj daha başarılı bulunmuştur, 10 μm 'den daha fazla partikül büyüklüğüne sahip yani büyük partiküllü kompozit rezinlere yapılan polisaj ise yüzeyin pürüzlü olmasından dolayı daha başarısız bulunmuştur. Bunun nedeni; bitirme işlemleri sırasında restorasyonlarda aşınma meydana gelmesi ve bundan dolayı da kompozit rezin materyali içerisinde çukurcuklar oluşmasıdır. Bitirme işlemi uygulandıktan sonra düzensiz sıralanmış olan inorganik doldurucu partiküller sebebiyle oluşan yüzey pürüzlülükleri zaman içerisinde daha hızlı ve kolay renklenmeye neden olmaktadır (Erdemir, Yıldız, ve ark., 2012).

Kompozit rezinler, yeterli dayanıklılık, diş dokularına adezyon yapma özellikleri, mükemmel estetik özellikleri ve porselenle kıyasla daha ucuz olmaları gibi avantajlara sahip olmaları nedeniyle estetik diş hekimliği alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar (Lu ve ark., 2005). Ancak kompozit rezinler ağız ortamında renk stabilitelerini yeterince koruyamamakta ve renklenmeye eğilimli olmaları gibi dezavantajlarından dolayı restorasyonların yenilenmesi gerekmektedir (Barutçigil & Yıldız, 2012).

Restorasyonların bitim ve polisaj işlemlerinin uygun bir şekilde yapılması restorasyonun hem daha estetik hem de daha uzun ömürlü olmasını sağlar (Jefferies, 2007). Restorasyonun yüzeyinin daha parlak olmasını sağlamak amacıyla; bitirme ve polisaj işlemlerinde kalın grenliden ince grenliye doğru sırasıyla aşındırıcıların kullanılması önerilmektedir (Jones ve ark., 2004). Ek olarak, polimerleşmeyen ve oksijen ile temas eden yüzeysel rezin tabakasını ortadan kaldırmak amacıyla da polisaj işlemini

yapmak oldukça önemlidir. Kompozit rezinin boyanma oranında bu tabaka direkt etkilidir (Al Fawaz & Awliya, 2003).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında meydana gelen serbest radikaller, atmosferde bulunan oksijen ile etkileşime girerek, restoratif materyalin yüzeyinde “oksijen inhibisyon tabakası” oluşturmaktadır. Düzensiz bir yapıda olan bu tabaka dışın mekanik özelliklerini kötüleştirmektedir. Bundan dolayı bu tabakanın ortadan kaldırılması gerekmektedir. Bu da ancak bitirme ve polisaj işlemleri sayesinde mümkün olmaktadır (Bijelic-Donova ve ark., 2015).

Bitirme ve polisaj işlemleri; restorasyon üzerine gelen ışığın daha düzgün bir şekilde dağılmasını ve restorasyonun daha estetik görünmesini sağlar. Yüzey daha düzgün olduğu için daha az plak birikir, yüzey daha pürüzsüzdür, restorasyon kontakları daha düzgündür ve kırık oluşma riski de azalmıştır (Jones ve ark., 2006).

2.2.1. Bitirme ve Polisaj Materyallerinin Sınıflandırılması

2.2.1.1. Bağlı Aşındırıcılar

Kaidenin bütün yüzeyine aşındırıcı partiküller düzgün oranda dağılmasıyla üretilirler. Kaide yapı; elastomerik materyallerden silikon ya da lastikten de oluşabilir sert ve esnek olmayan materyallerden de oluşabilir. Örnek olarak; sivri uçlu veya mermi şekilli beyaz taş gösterilebilir (Jefferies, 1998).

2.2.1.2. Kaplı Aşındırıcılar

Bir yapıştırıcı yardımıyla aşındırıcı olan partikülün ana madde üzerine uygulanması sonucunda oluşmaktadır. Aşındırıcı partiküller ana maddenin ya tek

yüzeyinde ya da simetrik olarak her iki yüzeyinde de olabilirler. Örnek olarak; dairesel kaplanmış olan bitirme diskleri ve stripleri gösterilebilir (Jefferies, 1998).

2.2.1.3. Zayıf Bağlı Aşındırıcılar

Polisaj işlemleri esnasında kullanılan polisaj patı bu aşındırıcılardandır. Lastik, keçe gibi aletlerin yardımıyla polisaj işleminin son basamağı olarak kullanılır (Jefferies, 2007; O'Brien, 2002).

2.2.2. Aşındırıcı Tipleri ve Bileşimleri

2.2.2.1. Alüminyum Oksit

Alüminyum oksit, sert yapıda bir materyal olmasından dolayı kesici aletlerin veya aşındırıcıların yapısında yer almaya müsaittir. Örnek olarak; beyaz taşların yapısına eklenerek, striplere, polimer disklere ve kağıtlara bağlanarak veya lastik uçlara emdirilerek kullanılmaktadır. Ek olarak, ufak boyutlardaki partikülleri polisaj patları içerisine karıştırılmakta ve birçok restoratif materyalin polisajında yüzey cilası olarak kullanılabilir (Da Costa ve ark., 2011; Jefferies, 2007).

2.2.2.2. Karbit Bileşikler

Tungsten karbid, silikon karbid ve bor karbid bileşiklerinden oluşmaktadır. Silikon karbit kırılğan bir yapıya sahip sert bir materyaldir ve elmasan sonra ikinci sert aşındırıcı olarak bilinmektedir. Genelde plastik disk, kağıt veya lastiklere bağlanır. Tungsten karbit bileşikler ise, çok bıçaklı bitirme frezlerinin kesici ve aşındırıcı kısımlarında kullanılmaktadır (Jefferies, 2007).

2.2.2.3. Elmas Partikülleri

Elmas bilinen en sert maddedir. Çok etkili bir aşındırıcıdır ve ayrıca elmas aşınmalara karşı da oldukça dirençlidir. Elmas partikülleri sert bir matrikse (elmas frezler gibi) kaplanarak, polisaj patlarının yapısına ve lastiklere eklenerek kullanılabilirler (Jefferies, 2007).

2.2.2.4. Silikon Dioksit

Elastomerik bitirme ve cila materyallerinde veya bağlı abraziv lastiklerde kullanılır. Astropol Bitirme ve Parlatma Seti (Ivoclar North America, Amherst, New York) bu aşındırıcıya örnek olarak gösterilebilir (Jefferies, 2007).

2.2.2.5. Zirkonyum Oksit

Elastik veya lastik polisaj sistemlerinin yapısında kullanılmaktadır. Örnek olarak Silicone Points C Type (Shofu) gösterilebilir (Watanabe ve ark., 2005).

2.2.2.6. Zirkonyum Silikat

Küçük partiküllü sert bir aşındırıcıdır. Polisaj patlarının, bantların ve disklerin yapısında kullanılmaktadır (Jefferies, 2007).

2.2.3. Aşındırıcılar İle Hazırlanmış Bitirme ve Polisaj Aletleri

2.2.3.1. Karbid Bitirme Frezleri

Kompozit rezinlerde bitirme işlemi amacıyla kullanılan bu frezler kısa ömürlüdür. Elmas ve diğer aşındırıcı partiküllere sahip frezlerle kıyaslandığında aşındırıcı

özelliklerinin daha az olmasından dolayı yumuşak dokularda daha az travmaya neden olurlar. Bıçak sayısı 8-40 arasında değişmektedir. Daha az miktarda bıçak sayısı kullanıldıkça kesme işlevi artmakta ama daha pürüzlü bir yüzey oluşmaktadır (Jefferies, 2007; O'Brien, 2002).

2.2.3.2. Elmas Bitirme Frezleri

Kuvvetli aşındırma özelliğine sahip olan elmas frezler karbid frezlerle kıyaslandığında ömürleri de daha uzundur. Yüksek ısı oluşumunu engellemek amacıyla su soğutması altında sırayla kalın grenliden ince grenliye doğru kullanılmaktadır. Aşındırıcı özellikleri yüksek olan elmas frezler kullanıldıktan sonra geride kalan polisaj işlemi gerektiren pürüzlü bir yüzeydir (Jung ve ark., 2003).

2.2.3.3. Taşlar

Taşlar elmas frezlerle kıyaslandığında daha az aşındırma ve kesme özelliğine sahiptir. Bunlar restoratif materyallerin bitirme ve şekillendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. İçerisinde sahip olduğu aşındırıcı partikülün tipine göre renkleri değişmektedir. Örnek olarak; içerisinde alüminyum oksit olanlar beyaz renkli ve silikon karbid olanlar yeşil renkli olmaktadır. Aşındırıcı partikül boyutuna göre kaba, orta, ince grenli şeklinde tiplere ayrılmaktadır. Aşındırıcılıkları karşılaştırıldığında silikon karbid ve alüminyum oksit taşlara göre elmas taşların aşındırıcılığı daha fazladır (O'Brien, 2002; Ölmez & Kisbet, 2013).

2.2.3.4. *Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Disk ve Bantları*

Esnek bir materyale (polimer, plastik) alüminyum oksit aşındırıcı partiküllerin kaplanmasıyla elde edilirler. Kaba, orta, ince, süper ince grenli tipleri vardır. Bunların sırayla kullanılması tavsiye edilmektedir. Esnek yapıda olan bu diskler basınç uygulamadan ve su spreyi altında kullanılmalıdır. Embrüşür ve insizal kenarların da olduğu interproksimal alanlardaki veya düz ve konveks yüzeylerdeki küçük fazlalıkların ortadan kaldırılmasında kullanılmaktadır. Konkav yüzeylerde ve okluzal yüzeylerde kullanımları çok önerilmemektedir. Bu bölgeler için aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve lastiklerin sivri ve kupa uçlu şekilleri tavsiye edilmektedir (Gedik ve ark., 2005; Jung ve ark., 2005; Kapdan ve ark., 2010).

2.2.3.5. *Lastikler*

Kadeh, disk, sivri uçlu olmak üzere değişik boyut ve yapıda tipleri vardır. Elastomerik bir matriks içerisine ince grenli aşındırıcı partiküllerin dağılması şeklinde üretilmektedirler. Elmas frezlerin ardından kullanılmaları tavsiye edilir. Alüminyum oksit içerikli patlarla da kullanılabilirler (Dayangaç, 2000; Jefferies, 2007).

2.2.3.6. *Şeffaf Bantlar*

Şeffaf bant kullanılarak polimerize edilmiş olan kompozit rezin restorasyonlar diğer tekniklerle yapılmış direkt estetik restorasyonlarla karşılaştırıldığında en pürüzsüz yüzeyi oluşturmaktadırlar. Ancak bu pürüzsüz tabaka yüksek organik matriks içeriğine sahip olduğu için zayıf aşınma direnci göstermektedir. Kolay bir şekilde aşınmakta ve alttaki cilasız yüzey tabakası açığa çıkmaktadır. Bu nedenle bitirme ve cila işlemleri

restorasyonlara uygulanarak rezinden yoğun olan tabaka kaldırılıp daha estetik ve aşınmaya karşı daha dayanıklı bir yüzey elde edilmektedir (Saraç ve ark., 2006; Zimmerli ve ark., 2011).

2.2.3.7. Aşındırıcı İçeren Polisaj Patları ve Türlü Aplikatör Cihazları

Polisaj patları genellikle elmas partikül veya alüminyum oksit içeriklidir. Elmas içerikli patların partikül büyüklüğü (10µm veya daha az) alüminyum oksit içerikli patlardan (1µm veya daha az) daha büyüktür. Su spreyi altında kullanımı önerilmektedir. Çünkü bu işlem daha az abraziv olacak ve parlaklığın daha fazla olmasını sağlayacaktır. Bu patlar genellikle lastiklerle kullanılmaktadır. Ama özellikle alüminyum oksit içerikli olanlarının keçe ve sünger ile birlikte kullanılmasının etkinliklerini arttığı görülmektedir (Jefferies, 2007).

2.2.3.8. Aşındırıcı Emdirilmiş Fırçalar ve Keçeler

Fırçalar 1990 yılının sonlarında piyasaya sürülmüştür ve polimer kıllara çeşitli partiküllerin emdirilmesiyle meydana gelmektedir. Bardak şekilli, sivri uçlu gibi çeşitli tipleri mevcuttur. Fissür, interproksimal alanlar gibi diğer cila sistemlerinin ulaşamadığı bölgelerde kullanılmaktadır. Elmas içerikli keçeler, abraziv emdirilmiş olan bu fırçaların öncüsüdür. Hibrit kompozitlerde daha az yüzey pürüzlülüğü elde etmek için önce yüksek hızlı olan elmas frezle bitirme işlemi, daha sonra da elmas içerikli keçe uygulamasının etkili olduğu bildirilmiştir (Jefferies, 2007).

2.2.3.9. *Rezin Matriks Frezler*

Siman ve kompozit rezin artıklarını diş yapısına zarar vermeden kaldıran, kontrollü bir aşındırma işlemi yapan rezin matriks ya da polimer yapıda olan frezlerdir. Ortodontik tedavi bitiminde braket sökümü sonrasında kalan artıkların kaldırılmasında, mine yüzeyini temizlemek amacıyla kullanılmaktadır. Örnek olarak; Stain Buster (Danville) gösterilebilir (Jefferies, 2007; Trakyalı ve ark., 2009).

2.2.3.10. *Glaze Uygulaması (Yüzey Koruyucu Vernikler)*

Doldurucusuz Bis-GMA içerikli olan rezinler; glaze olarak kullanılan materyallerdir (Bertrand ve ark., 2000). Glaze işlemi; diğer çalışmalarda da bahsedildiği üzere 'rebonding' olarak da adlandırılmaktadır. Glaze işlemi uygulaması sayesinde, kompozit rezin restorasyonlarda kullanılan klasik polisaj yöntemlerine göre daha parlak ve daha düzgün yüzeyler oluşturulmaktadır. Bitirme işlemi yapılmış olan kompozit rezin yüzeyine uygulanıp kısa sürede polisajının sağlanması da materyalin avantajlarından (Saraç ve ark., 2006).

Glaze uygulamalarında ilk yapılacak, diş ile restorasyon arasına ve kompozit restorasyon yüzeyine, diş yüzeyine 0,5 mm kadar taşırılarak asit uygulanması yapılmasıdır. Bu işlem amacıyla fosforik asit veya diğer bütün zayıf asitler de kullanılabilir. Restorasyona asit işleminin amacı diğer bütün bitirme işlemlerinde de olduğu gibi smear tabakasını kaldırmaktır. Kompozite glaze materyalinin bağlanmasında herhangi bir sorun yoktur ama dişe bağlanması sıkıntılıdır. Bu yüzden minenin asitlenmesi gerekmektedir.

Glaze materyalleri, oksijenden önce kompozit yüzeyinde meydana gelen serbest radikallerle birleşirler ve oksijene bağlanmalarını engellerler. Böylece oksijen inhibisyon tabakasının oluşması engellenmiş olur (Saraç ve ark., 2006; Takeuchi ve ark., 2003).

2.2.3.11. Nanoteknoloji Likit Polisaj Sistemler

Likit cila sisteminde görülen eksikliklerin ortadan kaldırılması amacıyla üretilmişlerdir. Cila sistemine nanodoldurucu içerik eklenmesiyle başarılı sonuçlara ulaşılmıştır (Atabek ve ark., 2010).

2.3. RESTORATİF MATERYALLERİN KLİNİK PERFORMANSLARININ DEĞERLENDİRİLMESİNDE YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, adeziv materyalleri değerlendirmek amacıyla kullanılan en iyi yöntem elbette ki klinik deneylerdir. Ancak klinik çalışmaların uygulanması uzun zaman gerektirmektedir ve bu süre içerisinde diş hekimleri için yeni materyaller geliştirilmektedir (Anusavice, 1996a).

Örneklerin hazırlanması sırasında restoratif materyallerle ilgili uzun süreli değerlendirme yapmak amacıyla genellikle in vitro yaşlandırma kullanılmaktadır (Pober, 1998; Wassell ve ark., 1992).

Yaşlandırma amacıyla; genellikle suda bekletme, termal siklus uygulaması, NaOCI solüsyonunda bekletme, mekanik yükleme (çiğneme simülatörü), pH siklusa bekletme şeklindeki yöntemler kullanılmaktadır (Gökay & Türkün, 2002).

2.3.1. Suda Bekletme İle Yaşlandırma Yöntemi

İn vitro çalışmalara bakıldığında rezin-dentin ara yüzeyinde oluşan bağlanmanın zamana bağlı olarak gösterdiği değişimleri değerlendirmek amacıyla genellikle suda bekletme ile yaşlandırma tercih edilmektedir. Bu yöntemde bir süre örnekler 37°C’de ve genellikle de suyun kullanıldığı bir sıvıda bekletilmektedir. Saklama solüsyonu içerisine kloramin T (De Munck ve ark., 2003), sodyum azide (Burrow ve ark., 1996) veya antibiyotik (Shono ve ark., 1999) gibi ajanlar saklama periyodu boyunca bakteriyel çoğalmayı önlemek amacıyla eklenebilir. İn vivo şartlara daha benzer hale gelmesi için yapay tükürük de kullanılabilir. Su emilimini belirleyen temel faktör olan adeziv sistemlerin hidrofilik özellikleri ve bağlanma dayanımını etkileyen hidrolitik stabilite birbirlerine zıt olan unsurlardır (Carrilho ve ark., 2005). Su-iyon difüzyonundan dolayı bu yöntemde mekanik özellikler azalmakta, nano-sızıntı, kollajenler ve rezin monomerlerde hidroliz ve adeziv sistemlerin de dentine bağlanma dayanımları azalmaktadır (Hosaka ve ark., 2010; Torkabadi ve ark., 2009; Van Landuyt ve ark., 2010).

Etch & rinse sistemlere bakıldığında, ideal şartlarda asit uygulandıktan sonra adezivin, dentinde oluşan demineralize alanlara tamamen nüfuz etmesi çok da kolay değildir. Resin infiltrasyonu tamamlanmamış ve adezivin polimerizasyonunun yetersiz olması neticesinde stabil olmayan bir demineralize kollajen ağ açığa çıkmaktadır. Bu kollajen ağın çevresinde de nanometre çapında bağlayıcı hasar alanları meydana gelmektedir. Poroz tabaka olarak adlandırılan bu boşluklardan zaman içerisinde su alımı artar, hibrit tabakada da yıkımlar oluşur (Amaral ve ark., 2007; Chersoni ve ark., 2004).

Self-etch sistemlere bakıldığında, asidik monomer ile dentinin inorganik fazı çözülür ve adeziv monomer kollajen ağın etrafına kendiliğinden infiltre olur. Kollajen ağının etrafı tamamen monomer ile kaplansın ki yıkımlara karşı ara yüzey korunsun.

Ancak tam olarak rezin infiltrasyonunun olmaması sonucunda hibrit tabakada nanosızıntı görülmektedir. Hidrofilik rezin monomerlerinin mevcudiyeti nedeniyle su ortamdan tam olarak uzaklaştırılamamaktadır. Su alımı ve poroz alanların hibrit tabakada artması sonucunda yaşlanma gerçekleşmektedir (Amaral ve ark., 2007).

Yaşlandırma işlemlerinde yıkım sürecini en fazla etkileyen difüzyon oranıdır, ancak difüzyon yolu uzunluğunun da oldukça önemli olduğu belirtilmektedir (De Munck ve ark., 2005). Difüzyon yolunu kısalttığımızda, su-iyon difüzyonu nedeniyle karşılaşılabileceğimiz olumsuzlukları da azaltmış olmaktadır. Örnek verilecek olursa; küçük dentin-kompozit çubukları gibi şekillerde suda bekletme uygulandığında daha hızlı yaşlandırma olmaktadır, ancak mine kenarları da bırakılarak bütün bir diş şeklinde suda bekletme işlemi ile su-difüzyon yolu artacağından rezin-dentin bağlantısındaki yıkımın da azalmasına sebep olur (De Munck ve ark., 2005).

2.3.2. Termal Siklus Uygulaması İle Yaşlandırma Yöntemi

Sıklıkla tercih edilen ve ağız içinde meydana gelen ısı değişimlerini taklit eden bu uygulama, ISO TR 11450 standardına göre (1994, 2003), 5°C - 55°C arasında değişen ısılarda örneklerin 500 kezlik döngüsü şeklinde yapılan bir in vitro yaşlandırma yöntemidir.

Sıcak su; tam olarak polimerleşmemiş olan rezin oligomerlerinin açığa çıkmasını, su alımını, arayüz bileşenlerinin hidrolizini (Miyazaki ve ark., 1998) hızlandırırken, materyal ile restorasyon arasındaki termal genleşme ve büzülme katsayısındaki farklılıklar, tekrarlayan genleşme ve büzülme streslerinin oluşmasına (Gale & Darvell, 1999), bunun sonucunda da mikrosızıntı olarak adlandırılan; arayüzey boyunca ağız sıvılarının akışı durumuna neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2005).

ISO standartlarına göre yapılmış olan 500 kerelik bu ısı değişim döngüsü sonucuna bakıldığında, birçok araştırmada, bağlanma dayanım değerleri açısından anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir (Gale & Darvell, 1999). İn vivo şartlara yaklaşmak için 1 seneye karşılık gelmesi amacıyla 10.000 kerelik döngü gerektiği, ISO standartları tarafından yapılması önerilen 500 kerelik bu döngünün uzun dönem için bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için kısa olduğu bildirilmiştir (Gale & Darvell, 1999).

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında, termosiklus işleminin bağlanma değerlerini etkilemesi için difüzyon yolu 1 mm'den küçük ve çubuk şeklindeki örneklere yapılması gerektiği ifade edilmektedir (De Munck ve ark., 2005).

Bağlanma dayanımı sonuçlarını; uygulanan termal döngü sayısı, soğuk-sıcak su banyosunda ne kadar süre kaldıkları, sıcaklık dereceleri gibi faktörler etkilemektedir, tam bir standardizasyonun sağlanamaması da çalışmaların farklı sonuçlar verdiğini bildirmektedir (Morresi ve ark., 2014).

2.3.3. Okluzal Yükleme İle Yaşlandırma Yöntemi

Diş sert dokularına rezinin bağlanmasında etkili faktörlerden biri olan mekanik kuvvetlerin etkinliğinin incelenmesi sırasında; in vitro koşulların in vivo ortamları taklit edebilmesi amacıyla örneklere ağız ortamına benzer olan kuvvetlerin uygulanmasına dikkat edilmelidir (Krejci ve ark., 1994).

Okluzal yükleme ile yaşlandırma yönteminde amaç; kaviteye uygulanan çiğneme kuvvetleri sonrasında adeziv rezinin etkinliğinin incelenmesidir (Abdalla ve ark., 2007; De Munck ve ark., 2005).

2.3.4. pH Siklus İle Yaşlandırma Yöntemi

Karyojenik değişikliklerin ölçülmesi amacıyla kullanılan bu yaşlandırma yönteminde örnekler; in vivo ortamı taklit etmek için, 37°C’de pH 4,3’de 6 saat boyunca asit solüsyonunda ve daha sonra 37°C’de 17 saat yapay tükürükte bekletilmektedirler, bu döngü 1 hafta kadar uygulanmaktadır (Amaral ve ark., 2007).

2.3.5. Enzim İle Yaşlandırma

Tükürükte var olan enzimlerin suda var olmamasından dolayı dentin organik matriks yıkımı suda yaşlandırma yöntemi sonucunda tam olarak elde edilememektedir. Bundan dolayı bu yöntemde matriks metalloproteinaz enzimi, örneklerin bekletildiği solüsyona ilave edilmektedir (Amaral ve ark., 2007).

2.4. RESTORATİF DENTAL MATERYALLERİN YÜZEY SERTLİKLERİNİN ÖLÇÜLMESİ

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin incelendiği çalışmalara bakıldığında, genellikle pürüzlülük ve sertlik derecesi gibi parametreler değerlendirilmiştir (Şeker, 2011).

Sertlik; sürekli penetrasyona veya yüklemeye karşı bir materyalin direncidir (O'Brien, 2002).

Restoratif dental materyallerin mekanik özelliklerini belirleyen sertliktir. Aşınma ve çizilmeye karşı olan direnci artırır, farklı kuvvetlere karşı bir materyalin deforme olmasını engeller (Sonugelen ve ark., 2000).

Sertlik testlerinde, materyalin üzerine belirli bir zamanda, belirli bir yük altında, elmas bir uç ile işaretleme yapılır ve sonrasında bu küçük izler mikroskop ile değerlendirilir (Poskus ve ark., 2004).

Restoratif materyallerinin sertliğinin ölçülmesinde genellikle kullanılan testler; Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop'tur. Sertliğini ölçmek istediğimiz materyalin yüzeyine simetrik şekilli ve küçük bir uç penetre edilir. Her testte bu ucun geometrisi, yapısı ve yüzeye uygulanan kuvvet birbirinden farklıdır. Uçun şekli çubuk, piramit, küre veya konik olabilir. Uç elmas, çelik veya tungsten karbit yapıda olabilir. Uygulanan kuvvet; 1 ile 3000 kg arası değişebilir (O'Brien, 2002).

Sertlik ölçümleri; uygulanan kuvvete gözlenen değişimlere bağlı olarak makro, mikro ve nano derecede olmak üzere ayrılır. Materyallerin makrosertlik ölçümlerinde; bir materyalin kütesinin özellikleri, küçük bir örnekten elde edilir. Bu ölçümlerde Rockwell ve Brinell gibi metotlardan yararlanılır. Materyaller ince bir mikro yapıda oldukları zaman mikrosertlik ölçümleri yapılır. Bu ölçümlerde de Vickers ve Knoop gibi metotlar kullanılır. Makrosertlik testleri ile karşılaştırıldığında mikrosertlik testlerinde, kullanılan yükler ve elde edilen izler çok küçüktür, 19 nm den daha küçük derinliktedir (Anusavice, 1996b).

Test Yöntemi	Uç	İz Şekli	Ölçüm	Sonuç Birimi
Brinell	Küresel uç	○	İz alanı	BHN
Knoop	Elmas uç	◇	İz alanı	KHN
Rockwell	Küresel uç	○	İz derinliği	Rockwell
Vickers	Elmas uç	◇	İz alanı	VHN

Şekil 2.1. Mikrosertlik Ölçüm Testleri

(Poskus ve ark., 2004; Shahdad ve ark., 2007)

2.4.1. Rockwell Sertlik Testi

Rockwell testi, materyalin sertlik değerini hızlı bir şekilde ölçmeyi sağlar. (Albers, 2002) Bu testte sıklıkla viskoelastik materyallerin sertlikleri ölçülür. Uç kısmı çelik koni veya küre şeklindedir. Diğer testlerden farkı; materyal üzerindeki izin çapı değil, derinliği ölçülerek hesaplanmasıdır. Diş hekimliğinde standart olarak Rockwell sertlik testinin uygulanması 12,7 mm çaplı bir küre ve 30 kg ağırlığı ile uygulama şeklindedir. Bu testte öncelikle 3 kg ağırlığında bir düşük kuvvetle ön yükleme yapılmaktadır. Bu sayede ucun materyalin üzerine sabitlenmesi kolaylaştırılır. Daha sonra 10 dakika esas ağırlık olan 30 kg ile daha yüksek bir yük uygulanır. Bu şekilde materyalde oluşan derinlik ölçülür. Daha sonra esas ağırlık materyalin üzerinde sadece ön ağırlık kalıncaya kadar kaldırılır ve tekrar derinlik ölçülür. İki derinlikten bir formülle yeni değer bulunur ve sertliğin derecesi skaladan okunur. (O'Brien, 2002; Roberson ve ark., 2011) Rockwell sertlik testi diş hekimliğinde genel olarak kompomer, kompozit rezin, rezin bazlı protez kaideleri ve cam iyonomer esaslı materyallerin ölçümünde kullanılır (Azzarri ve ark., 2003; Ogawa & Hasegawa, 2005).

2.4.2. Brinell Sertlik Testi

Diş hekimliğinde özellikle metal ve metalik alaşımların sertliğini ölçmek için kullanılan en eski yöntemlerden biridir. Brinell testinin prensibi, materyalin uygulanan kuvvete karşı meydana gelen direncinin ölçülmesine dayanmaktadır. Testin uç kısmının çapı 1,6 mm dir ve çelik veya karbit küre şeklindedir. Bu testte 123 N kuvvet materyale 30 sn uygulanır. Materyalde yuvarlak şekilli bir çentik oluşturulur ve mikroskop altında bu çentiğin çapı ölçülerek sertlik değeri bulunur. Brinell sertlik testi altın alaşımlarının orantı limitleri ve gerilim dayanımları ile bağlantılıdır (Albers, 2002; O'Brien, 2002;

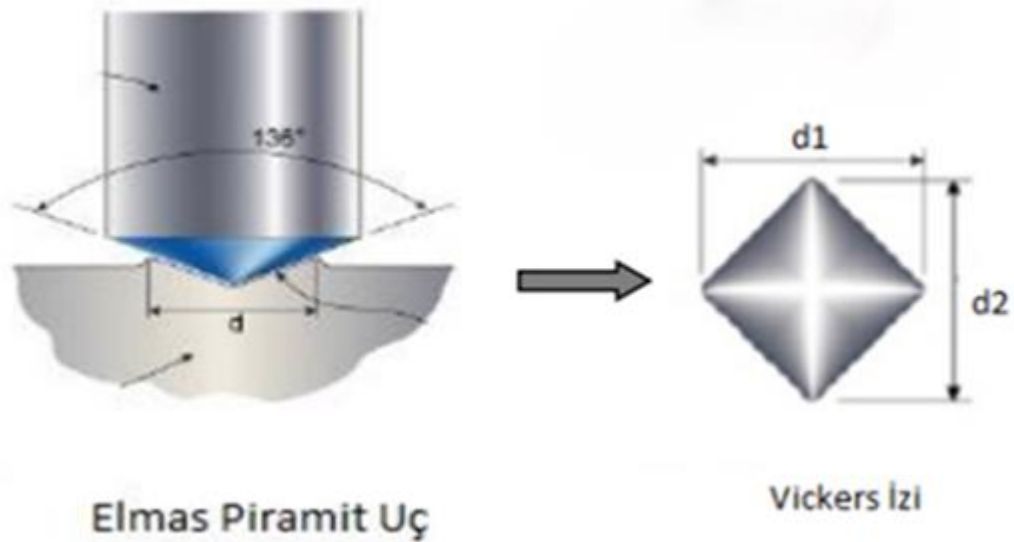
Powers & Sakaguchi, 2012). Bu testin elastik veya kırılğan esaslı materyaller için kullanımı uygun değildir. Kırılğan materyaller bu test ile uygulanan yük altında parçalanmaktadır ve ek olarak elastik materyallerde bu test ile oluşan çentik eski haline geri dönmekte ve ölçüm yapılamamaktadır (Ogawa & Hasegawa, 2005; Wang ve ark., 2003).

2.4.3. Knoop Sertlik testi

Knoop testi, genel olarak mine ve dentin gibi diş sert dokularını ölçmek için kullanılır (Wang ve ark., 2003). Bu sertlik testinde, kullanılan elmas uç dört yüzlü piramit şeklindedir ve 0,1-1 kg aralığındaki yükler kullanılmaktadır. Bu yük uygulandıktan sonra oluşan iz dörtgen şeklinde olmaktadır (Shen, 2013). Oluşan bu dörtgenin uzun olan kenarı değerlendirilerek knoop sertlik ölçümü yapılmaktadır (O'Brien, 2002). Knoop sertlik değerini ölçmek için hesap makineleri veya özel ölçüm tablosundan faydalanılmaktadır (Wang ve ark., 2003). Test yükü Newton olarak ve oluşan iz yükü de mm^2 olarak hesaplanmaktadır. Bu test yükünün, oluşan iz alanına bölünmesiyle de değer elde edilmektedir. Knoop sertlik değerini ölçmek için kullanılan formül: $1.451 \times F / d^2$ 'dir. Ölçülen materyalin sertliği arttıkça, bulduğumuz değer de o kadar büyümektedir. Yumuşak materyallerde de sert materyallerde de kullanılabilir. Fakat elastik materyallerde kullanıldığında oluşturulan iz tekrar eski haline gelmektedir (Shen, 2013). Knoop sertlik testi ile ölçümü yapılacak olan materyallerin yüzey yapısı çok düz ve parlak olmalıdır (O'Brien, 2002).

2.4.4. Vickers Sertlik Testi

Vickers sertlik testinde kullanılan yöntemler ile brinell sertlik testinde kullanılan yöntemler aynıdır. Fakat, kuvvet uygulanan ucun şekli küre değildir, kare piramittir (Şekil 2.2). Bu test ile sert materyallerde daha iyi ölçümler elde edilmektedir. Sertliği ölçülecek materyalin üzerine tabanı kare olan, karşılıklı yüzlerinde 136° açı olan ve şekli piramit olan elmas bir uç ile ortalama 20 sn 1-100 kg yük uygulanmaktadır. Bu yük sonucunda meydana gelen izin köşegenleri ölçülmektedir (Wang ve ark., 2003). Cihaz üzerinde bulunan mikroskop sayesinde ölçüm yapılmaktadır. Mikroskop üzerinde iki tane paralel çizgi vardır. Piramitin köşelerinden teğet geçecek şekilde bu çizgiler ayarlanır ve sağ-sol köşenin, alt-üst köşenin ölçümleri yapılır ve bir değer bulunur (Shen, 2013). Vickers sertlik testi ile kırılğan olan materyallerin de ölçümleri yapılabilmektedir, bundan dolayı dış yapısının setliğinin değerlendirilmesinde de kullanılabilmektedir (Phillips ve ark., 2013).



Şekil 2.2. Vicker's Mikrosertlik Testinin Uygulandığı Alanlar

3. MATERYAL ve METOT

Çalışmamızda 5 farklı restoratif materyale (Essentia Universal Shade-GC, Omnicroma-Tokuyama, Charisma Diamond One-Kulzer, ZenChroma-President Dental ve Essentia HiFlo-GC) 2 farklı polisaj yöntemi (Shofu One Gloss ve EVE Diacomp Plus) uygulandı. Sonrasında örnekler 24 saat süre boyunca 3 farklı yaşlandırma yöntemine (yapay tükürük, portakal suyu ve portakal suyu-yapay tükürük) maruz kaldılar. Yapay tükürük ve portakal suyunda 24'er saat bekletildiler, portakal suyu-yapay tükürük döngüsü ise 6 saat portakal suyu 18 saat yapay tükürük şeklinde gerçekleştirildi. Kompozit örneklerin hazırlanmasında 8 mm çapında, 2 mm kalınlığında kalıplar kullanılarak toplamda 240 adet örnek hazırlandı (n=8). Restoratif materyaller, metal bir kalıp içerisine yerleştirildi ve restoratif materyallerin polimerizasyonu için bir LED ışık cihazı (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD) kullanıldı. Tüm örnekler standart mesafeden 20 sn süresince ışık ucu örneklerin yüzeyine dik gelecek şekilde polimerize edildi. Örnekler polisaj ve yaşlandırma yöntemlerine göre alt gruplara ayrıldı. Örneklerin yaşlandırma öncesinde Vicker's sertliği ölçümleri (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya) yapıldıktan sonra, yaşlandırma amacıyla yapay tükürük, portakal suyu ve portakal suyu-yapay tükürükte 24'er saat bekletildi. Yaşlandırma sonrasında tekrar Vicker's sertlik ölçümleri bakıldı. Örneklerin üst yüzeylerinin yaşlandırma öncesinde ve sonrasında SEM (JEOL JSM 7001F, Japonya) ile yüzey görüntüleri elde edildi. Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.19 paket programı (SPSS Inc, IBM Corp, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.

yaşlandırıldı ve tekrar örneklerin üst yüzey SEM görüntüleri alındı ve üst yüzey mikrosertlik (Vickers) değerleri ölçülerek değişimler istatistiksel olarak değerlendirildi.

3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN RESTORATİF MATERYALLER

Çalışmada 5 farklı kompozit materyal kullanılmıştır. Bu materyaller;

- 1) Essentia Üniversal Shade-GC
- 2) Omnicroma-Tokuyama
- 3) Charisma Diamond One-Kulzer
- 4) ZenChroma-President Dental
- 5) Essentia HiFlo-GC

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve İçerikleri

Materyal	Materyal Tipi	Üretici Firmaları	Kimyasal İçerikleri
Essentia Üniversal Shade	Mikrohibrid	GC Corporation, Tokyo, Japonya	Matriks: UDMA, Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA Doldurucular: Prepolimerize doldurucular, baryum cam, silika
Omnicroma	Suprananofil	Tokuyama, Japonya	Matriks: UDMA, TEGDMA, mequinol, Dibütil hidroksil toluen, UV emici
Charisma Diamond One	Nanohibrit	Kulzer, Almanya	Patentli TCD matriksi vardır. BPA ve BisGMA türev monomerleri içermez
ZenChroma Üniversal Kompozit	Mikrohibrid	President Dental, München, Germany	Cam tozu, diüretan dimetakrilat, silikon dioksit, Bis-GMA, tetrametilen dimetakrilat
Essentia HiFlo	Mikrohibrid	GC Corp., Tokyo, Japan	700 nm baryum cam, İzopropilidendifenol, metilpropan asit, bismetilakrilat, dimetilmetakrilat, fomardehit polimerleri, benzotriazolekrezol, bütiksilenol

3.1.1. Essentia Üiversal Shade-GC

Hacimce doldurucu yüzdesi %65 olan mikrohibrit kompozittir. Post operatif değerlendirildiğinde, tek renk restorasyonlarda iyi bir renk uyumu göstermektedir. Işıklı sertleşen radyoopak evrensel kompozit restoratif materyaldir.

Essentia Universal Shade ile GC, kullanımı oldukça kolaylaştırılmış restoratif materyal ortaya atmıştır. Essentia Universal, bukalemun etkisi sergilemekte ve kaviteyi çevreleyen diş yapısıyla güzel bir şekilde uyum sağlamaktadır. Üç viskozitesi vardır. Üçü de tüm kavite sınıflarında kullanılabilecek kadar güçlüdür. Essentia Universal, posterior restorasyonlar için nihai çözümdür.

Essentia Universal'ın bileşimi, herhangi bir arka plana uyum sağlayacak şekilde ışığı doğal bir şekilde yansıtmaktadır (GC, 2024a).



Şekil 3.1. Essentia Üiversal Shade Kompozit Rezin Materyali

3.1.2. Omnichroma-Tokuyama

Omnichroma, anterior ve posterior restorasyonlarda kullanıma yönelik ışıklı sertleşen, radyoopak kompozit rezindir ve tüm çürük sınıfları için endikedir. Omnichroma tek renk tonuna sahip bir malzemedir. Omnichroma ağırlık olarak %79 (hacim olarak %68) küresel silika zirkon doldurucu (ortalama partikül boyutu: 0,3 μ m, partikül boyutu aralığı: 0,2 ila 0,4 μ m) ve kompozit doldurucu içerir. Omnichroma 1,6-bis (metakril-etiloksikarbonilamino) trimetil heksan (UDMA), Trietilen glikol dimetakrilat

(TEGDMA), Mequinol, Dibutyl hidroksil toluen ve UV soğurucu içerir. Omnicroma, şırınga veya önceden yüklenmiş uç (PLT) olarak mevcuttur.

Direkt anterior ve posterior restorasyonlar, direkt kompozit veneer, diastema kapatma, porselen/kompozit onarım gibi dental prosedürlerde diş rengi rezin malzemesi olarak kullanım içindir.

Omnichroma, metakrilik monomerler ve UV soğurucular içerir. Omnicroma metakrilik ve ilgili monomerlere, UV soğuruculara veya diğer içeriklerden herhangi birine karşı alerjisi olan veya aşırı hassas hastalarda kullanılmamalıdır.

Omnichroma 400-500 nm dalga boyuyla halojen veya LED ışıkla kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Tokuyama, 2024).



Şekil 3.2. Omnicroma Kompozit Rezin Materyali

3.1.3. Charisma Diamond One-Kulzer

İyi bir renk uyumu, kavitenin kolay açılması ve şekillendirilmesi, yüksek radyoopasite, çatlama ve kırılmalara karşı etkin direnç göstermektedir. Patentli TCD matriksi, BPA ve BisGMA türev monomerleri içermemektedir.

Charisma Diamond ONE/Charisma Topaz ONE, uygulandığı bölgedeki komşu dişlere iyi bir uyum sağlamakta, restorasyonları görünmez kılmaktadır. A1'den D4'e her diş rengine uyum sağlamakta, posterior bölgedeki günlük vakalar için basit ama etkili çözüm sunmaktadır.

Kolay kullanım ve güvenilirlik sunmaktadır. Yumuşak ancak stabil ve yapışmaz yapısı sayesinde kolay şekillendirme ve restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır.

Charisma Diamond, stabil, yapışmayan kıvam; Charisma Topaz, kremsi, yapışmayan kıvam şeklindedir ve üretici endikasyona göre tercih yapılmasını önermektedir.

Charisma Diamond ONE /Charisma Topaz ONE, aynı zamanda yüksek radyoopasiteye sahiptir ve bu sayede tanılarda güvenilirlik sağlamaktadır.

Patentli TCD monomer yapısı ve optimize edilmiş nano-hibrit doldurucu sistemi uzun ömürlü restorasyonlar ile kırık ve çatlaklara karşı direnç sağlar (Kulzer, 2024).



Şekil 3.3. Charisma Diamond One Kompozit Rezin Materyali

3.1.4. ZenChroma-President Dental

Zenchroma, uygulandığı dişin her tonuna yüksek renk uyumu sağlama yeteneğine sahip, ışıkla sertleşen, mikrohibrit ve ultra ince radyoopak bir dolgudur. Yapıştırma teknikleri kullanılarak dolguların yerleştirilmesi için endikedir. Ultra ince partiküllü dolgusu sayesinde son derece homojen restorasyonlar yapılabilir ve kolayca yüksek parlaklık sağlayacak şekilde cilalanabilir. Bukalemun etkisi sayesinde doğal diş yapısına dolgu rengi iyi bir şekilde uyum sağlar. DIN EN ISO 4049 yönetmeliğine uygundur.

Zenchroma şırıngalar ve kompüller halinde mevcuttur. Kompüller tek kullanımlıdır. Kirlenmenin ve mikrop oluşumunun ortadan kaldırılması imkânsız olduğu için tekrar kullanılmamalıdır.

Ağırlıkça %75, hacimce %53 inorganik dolgu maddesi (0,005 - 3,0 µm) içermektedir.

Bileşimi; cam tozu, diüretan dimetakrilat, silikon dioksit, Bis-GMA, tetrametilen dimetakrilat içermektedir.

Endikasyonları;

- Black sınıfı I, II, III, IV ve V kavitelerde direkt anterior ve posterior restorasyonlar
- Inlay, onlay ve lamina vener gibi indirekt restorasyonlar
- Molar ve premolar dişlerde genişletilmiş fissür kapatma
- Mobil dişlerin splinte alınması
- Estetik iyileştirme için konturların ayarlanması ve renk verilmesi

Avantajları;

Estetik sonuçlar

- Tedavi süresi kısaldır.
- Verimlilik artar.
- Daha az kullanılan tonlardaki artan kompozitlerin önüne geçer.
- Şeffaflık > %8
- Dolgu ve diş arasında mükemmel renk uyumu
- Farklı renkler genel bir renk izlenimi yaratır
- Renk doğal diş yapısına kolaylıkla uyum sağlar (President Dental, 2024).



Şekil 3.4. Zenchroma Kompozit Rezin Materyali

3.1.5. Essentia HiFlo-GC

Essentia HiFlo, viskozitesinin oldukça akışkan olmasından dolayı iyi bir ıslatılabilirlik ve uygulama sağlamaktadır. Bu kompozit evrensel bir ışıkla sertleşmektedir. Bütün kavite sınıflarında kullanılabilmektedir. Bu bileşik 700 nm baryum cam dolgu materyali esas alınarak üretilmiştir ve %300'den fazla yüksek oranda radyoopasiteye sahip olup fiziksel özellikleri de oldukça iyidir.

Essentia HiFlo, Essentia Üniversal ve Essentia LoFlo ile aynı evrensel tonda bulunmaktadır. Harmanlama etkisinin çok iyi olması, bütün vakalarda doğal diş dokuları ile uyumlu olmasını sağlar. Posterior restorasyonlar için, bu üç viskozite birlikte, tam bir çözümdür: Bir ton fakat üç güçlü seçenek (GC, 2024b).



Şekil 3.5. Essentia HiFlo Kompozit Rezin Materyali

3.2. ÇALIŞMADA KULLANILAN POLİSAJ SİSTEMLERİ

- 1) Onegloss (Shofu) Tek Aşamalı Kompozit Cila Seti
- 2) Diacomp Plus (EVE) Twist Kompozit Cila Disk Set

Tablo 3.3. Çalışmada Kullanılan Polisaj Sistemleri

Polisaj Sistemi	İçeriği	Üretici Firmaları
One Gloss	Alüminyum oksit	Shofu, Japonya
Diacomp Plus	Elmas	EVE

3.2.1. OneGloss (Shofu) Tek Aşamalı Kompozit Cila Seti

OneGloss alüminyum oksit içermektedir. Bitirme, parlatma ve cila adımları bir arada yapılmaktadır. Üç farklı şekli sayesinde dişin tüm yüzeylerine ulaşılabilmeyi sağlamaktadır.

Klinik uygulama avantajları: Uygulaması kolaydır; yüksek ısı ve vibrasyon oluşmaz; bitirme, parlatma ve cila işlemleri yapmak amacıyla farklı ürünlere ihtiyaç yoktur; polisaj işlemi yapılan süre boyunca dayanıklılığını korur; polisaj pastası kullanılma ihtiyacı yoktur; uygulanma süresini oldukça kısaltmaktadır.

Uygulama alanları: Diş taşı temizliği yapıldıktan sonra mine yüzeyinde, ortodontik braketlerin sökülmesinden sonra mine yüzeyinde, siman ve rezinin taşmış olan artıklarının temizlenmesinde, kompozit rezin restorasyonlarının bitirme ve parlatma işlemlerinde; diş yüzeyinde meydana gelen lekelerin giderilmesinde kullanılmaktadır (Shofu, 2024).



Şekil 3.6. OneGloss Kompozit Cila Seti

3.2.2. Diacomp Plus (EVE) Twist Kompozit Cila Disk Seti

İki aşamalıdır. Uygulaması kolaydır. %100 elmas içeriklidir. Yüksek parlaklık sağlamaktadır. Dişin bütün yüzeylerinde, oklüzal yüzeylerde de kullanılabilir. Bir bütün olarak parlatma işlemini yapmaktadır. Bütün kompozitlerle kullanılabilir. İçeriğindeki elmas tanelerinin devamlı olarak bırakılması sayesinde yeniden kullanılma imkânı vermektedir. Kompozit yüzeyine her açıdan pürüzsüz bir yapı sağlamaktadır (EVE, 2024).



Şekil 3.7. Diacomp Plus Kompozit Cila Seti

3.3. ÇALIŞMADA KULLANILAN CİHAZLAR

3.3.1. VALO Cordless LED Işık Cihazı

Dental materyallerin ışıkla sertleşenlerini polimerize edebilen, yüksek şiddetli 385-515 nm aralığında ışık üreten geniş, özel dalga boyuna sahip ışık yayan bir diyota (LED) sahiptir. Bu ışık şiddeti aynı zamanda porselene de penetre olur ve iyi bir halojen ışıktaki olması gerektiği gibi altta yatan rezin simanlara da etki ederek sertleştirme kapasitesine sahiptir. VALO sarj edilebilir piller sayesinde bu ışık cihazı 100 ile 240 voltluk prizlere uyum sağlayan pil şarj cihazına sahiptir. Cihaz, kitin içinde olan braket kullanılarak herhangi bir yere monte edilebilir veya standart olarak mevcut olan bir dental ünite braketinde de kullanılabilecek şekilde üretilmiştir. Ek olarak bir çekmecede ya da tezgah üzerinde de saklanabilir. VALO Cordless ışık cihazında; cihazın hareketlerini kayıt altına alan bir sensör vardır, ışığın kullanılmadığı zamanlarda cihaz kendini otomatik uyku moduna alır ve hareket ettirildiğinde ise en son hangi ayarda kullanılmışsa o ayara geri döner (Ultradent, 2024).



Şekil 3.8. VALO Cordless LED Işık Cihazı

3.3.2. Vickers Yüzey Sertlik Ölçüm Cihazı

Vickers sertlik testinde hesaplanan, sertliğini ölçtüğümüz materyalde oluşan çökme miktarıdır. Çökme meydana getirmek amacıyla piramit tabanlı bir elmas

kullanılmaktadır. Piramidin yüzeyleri arasında 136° bir açı vardır. Elmas uç ile oluşturulan çökme alanının diyagonallerinin boyları hesaplanarak ortalaması alınır. Vickers sertlik değeri; uygulanan yükün çökme alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır.

Vicker sertlik değeri (VHN): $1,85P/D^2$ formülü ile hesaplanmaktadır.

P: Uygulanan kuvvet (kg)

D: Ortalama derinlik (mm) (Cengel & Boles, 1989)



Şekil 3.9. Vickers Sertlik Cihazı

3.3.3. Scanning Electron Mikroscope-Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Örneklerin, yaşlandırma öncesinde ve sonrasında, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan SEM'de görüntüleri alındı (JEOL JSM 7001F Taramalı Elektron Mikroskop/ Japonya).

3.3.4. Vakum Cihazı

SEM’de görüntülenecek örneklerin hazırlık aşamasında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi’nde bulunan vakumlama cihazı (Quorum SC7620, Qourum Technologies ltd, İngiltere) ile örnekler kurutuldu ve kaplama (Au-Pd) işlemi yapıldı.

3.4. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Yapılan istatistiksel analiz sonrasında çalışmada her bir örnek grubu için 8 örnek hazırlanmasına karar verildi. 5 farklı restoratif materyal, 2 farklı polisaj sistemi, 3 farklı yaşlandırma yöntemi sonrasında toplam 240 adet örnek hazırlandı. Örneklerin hazırlanması için kompozit materyaller 2 mm kalınlığında ve 8 mm çapında metal kalıplar içerisine tek tabaka halinde yerleştirildi. Kondanse edilebilen kompozitler el aletleri yardımıyla kalıp içerisine kondanse edildi ve akışkan kıvamda olan restoratif materyal ise dikkatli bir şekilde kalıplara yerleştirilerek hava kabarcığı oluşmamasına dikkat edildi. Oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu önlemek ve düzgün bir yüzey elde edebilmek amacıyla üst yüzeye şeffaf matris bandı (Hawe Stopstrip, Kerr, CA, USA) ve bandın üzerine bir mikroskop lamı yerleştirildi. Sabit bir basınç uygulandı ve fazla materyal uzaklaştırıldı. Daha sonra restoratif materyallerin polimerizasyonu için bir LED ışık cihazı (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD) kullanıldı. Tüm örneklerle standart mesafeden polimerizasyon uygulandı ve ışık ucu örneklerin yüzeyine dik gelecek şekilde yerleştirildi. Işık 20 sn boyunca uygulandı. Örnekler uygulanacak olan polisaj yöntemine (Shofu One Gloss ve EVE Diacomp Plus) göre ve içerisinde bekletileceği solüsyona (Yapay tükürük, portakal suyu, yapay tükürük-portakal suyu) göre alt gruplara

ayrıldı (n=8). Örneklerin hazırlanması ve bitim prosedürü tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.

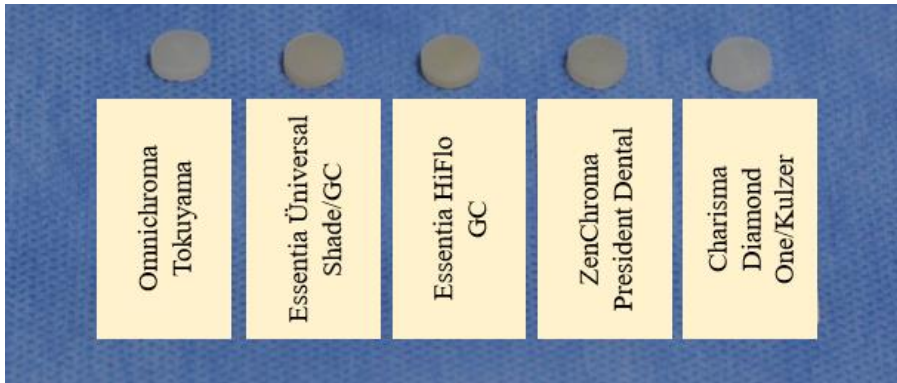
Örneklerin kalınlıkları kumpas yardımı ile ölçüldükten sonra hazırlanan örnekler, ölçüm yapılacak yüzeyleri dışarda kalacak şekilde akrilik bloklara gömüldü. Daha sonra yüzey sertliği işlemleri yapılana kadar örnekler distile su içerisinde bekletildi.



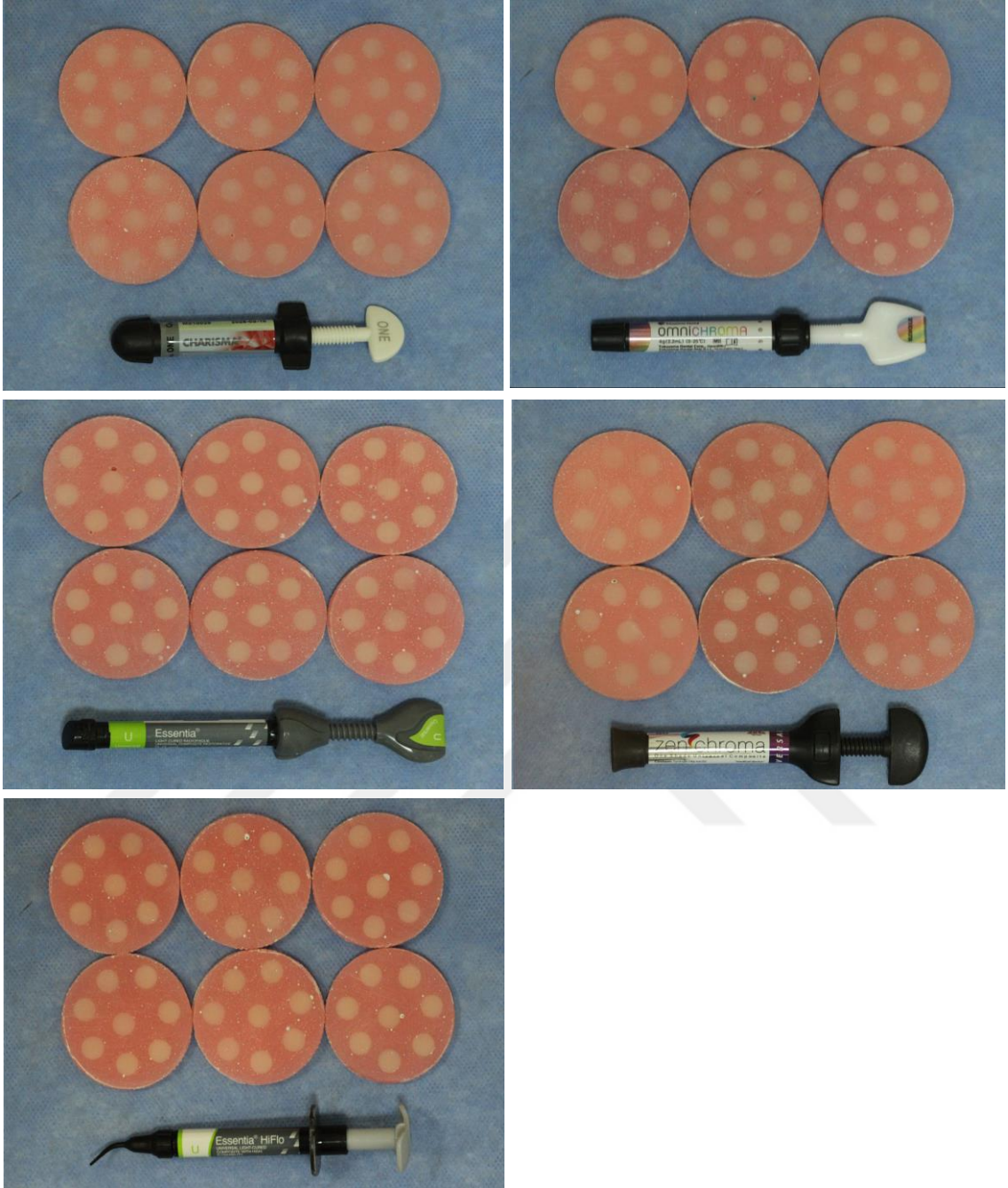
Şekil 3.10. Örneklerin Hazırlandıktan Sonra Distile Suda Bekletilmesi



Şekil 3.11. Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Metal Kalıplar



Şekil 3.12. Kompozitlerden Hazırlanan Örnek Disklerin Görseli



Şekil 3.13. Çalışma İçin Hazırlanan Örneklerin Tamamı

Örneklerin üst yüzeyi önce standart bir yüzey oluşturmak amacı ile su soğutması altında 30 sn süreyle 1000 gritlik silikon karbit zımparalarla cilalandı. Hazırlanan örneklerin yarısına OneGloss (Shofu) yarısına Diacomp Plus (EVE) Twist polisaj sistemi uygulandı. Bu polisaj sistemleri su soğutması altında, 10.000 rpm’de 45 saniye boyunca

yapıldı. Yapılan işlemlerden sonra örnekler, 10 saniye boyunca su ile yıkandı ve 5 saniye boyunca havayla kurutuldu.

3.4.1. Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Yapılması

Hazırlanan örneklerin her birinin üst yüzeyinden, örneklerin merkezine yakın bölgeden 3 farklı yüzey sertlik (Vickers) ölçümü yapıldı. Örneklerin yüzeylerine 300 gr basınç 10 sn süreyle uygulandı. Ölçümlerden alınan değerlerin ortalamaları her örnek için kayıt altına alındı (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya). Yüzey sertlik ölçümleri yapılmasının ardından örneklerin hepsine yaşlandırma yapıldı. Bir kısmı yapay tükürükte, bir kısmı portakal suyunda, bir kısmı da portakal suyu-yapay tükürükte 24 saat bekletildi. Yaşlandırma sonrasında örneklerin tekrar yüzey sertlik (Vickers) ölçümleri yapıldı (Matsuzawa® MHT2, High Quality Microhardness Tester, Matsuzawa SEIKI Co; Ltd, Tokyo, Japonya).

3.4.2. Örneklerin Kurutulması ve Vakumlanması

İncelenecek tüm örnekler, havasız bir ortamda vakum cihazı (Quorum SC7620, Quorum Technologies Ltd, İngiltere) ile kurutularak Au-Pd kaynağıyla kaplandı. Daha sonra örneklerin SEM’de (JEOL JSM 7001F, Japonya) x500 ve x1000’lik büyütmelemlerde analizi yapıp görüntüleri alındı.

3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Görüntüleme

Çalışmada hazırlanan örneklerin, kalınlıkları sabit tutularak (8 mm çap, 2 mm kalınlık) yaşlandırma öncesi ve sonrasında, SEM’de yüzey analizi yapıldı ve görüntülendi. Görüntüler örneklerin üst yüzeylerinden alındı. Üst yüzey sertlik

incelemesi yapılan her gruptan 1 adet örnek SEM’de (JEOL JSM 7001F Taramalı Elektron Mikroskop/ Japonya) incelendi.

3.4.4. İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bölümü’nde SPSS 19 (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verilmektedir. Sertlik 1 ve sertlik 2 ölçümleri üzerinde faktörlerin etkisi araştırıldığında tekrarlı ölçümlerde varyans analizinden yararlanılmaktadır.

Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni düzeltmesinden yararlanılmaktadır. p değerleri 0.05’den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanıldı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4. BULGULAR

Çalışmada kullanılan 5 farklı kompozit rezin grubunun iki farklı polisaj yöntemi uygulanmasının ardından başlangıç mikrosertlik değerleri belirlenmiştir. Farklı asidik karaktere ve pH'ya sahip içeceklerde (portakal suyu, yapay tükürük) belirli bir süre bekletilmelerinin ardından ortalama mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri ve Standart Sapmaları

Kompozit	Polisaj	Yaşlandırma	Başlangıç	1.Gün	p
OC	One Gloss	Yapay Tükürük	67,03±1,03	65,09±1,68	,000*
		Portakal Suyu	67,42±1,24	65,83±1,99	,003*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	64,61±2,88	63,64±2,84	,064
	Eve Twist	Yapay Tükürük	65,15±1,38	63,75±1,92	,008*
		Portakal Suyu	65,56±2,08	64,73±1,49	,111
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	67,26±1,63	66,63±1,45	,225
ZC	One Gloss	Yapay Tükürük	88,21±1,01	86,19±2,09	,000*
		Portakal Suyu	87,71±1,16	85,34±1,74	,000*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	85,9±0,71	84,68±0,94	,020*
	Eve Twist	Yapay Tükürük	85,13±1,36	82,9±1,91	,000*
		Portakal Suyu	85,12±1,8	82,3±2,13	,000*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	82,91±1,31	80,34±1,38	,000*
CDO	One Gloss	Yapay Tükürük	89,55±2,03	87,28±1,52	,000*
		Portakal Suyu	89,44±1,83	87,9±2,38	,004*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	92,11±1,84	90,06±1,67	,000*
	Eve Twist	Yapay Tükürük	90,46±1,79	88,76±2,16	,001*
		Portakal Suyu	91,64±1,01	89,83±0,96	,001*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	89,98±1,07	87,94±2,34	,000*
EÜS	One Gloss	Yapay Tükürük	61,29±1,46	59,58±1,57	,001*
		Portakal Suyu	60,23±0,87	57,51±1,04	,000*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	60,79±1,11	59,08±0,97	,001*
	Eve Twist	Yapay Tükürük	59,6±1,18	58,09±1,8	,004*
		Portakal Suyu	60,41±0,92	57,94±1,68	,000*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	60,39±1,32	58,9±1,4	,005*
EH	One Gloss	Yapay Tükürük	54,6±1,53	53,89±1,59	,175
		Portakal Suyu	57,49±1,8	55,66±1,74	,001*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	57,53±0,83	55,21±1,83	,000*
	Eve Twist	Yapay Tükürük	53,78±0,99	52,25±0,69	,004*
		Portakal Suyu	55,65±1,93	54,29±1,84	,010*
		Yapay Tükürük + Portakal Suyu	54,61±1,47	53,01±1,37	,003*

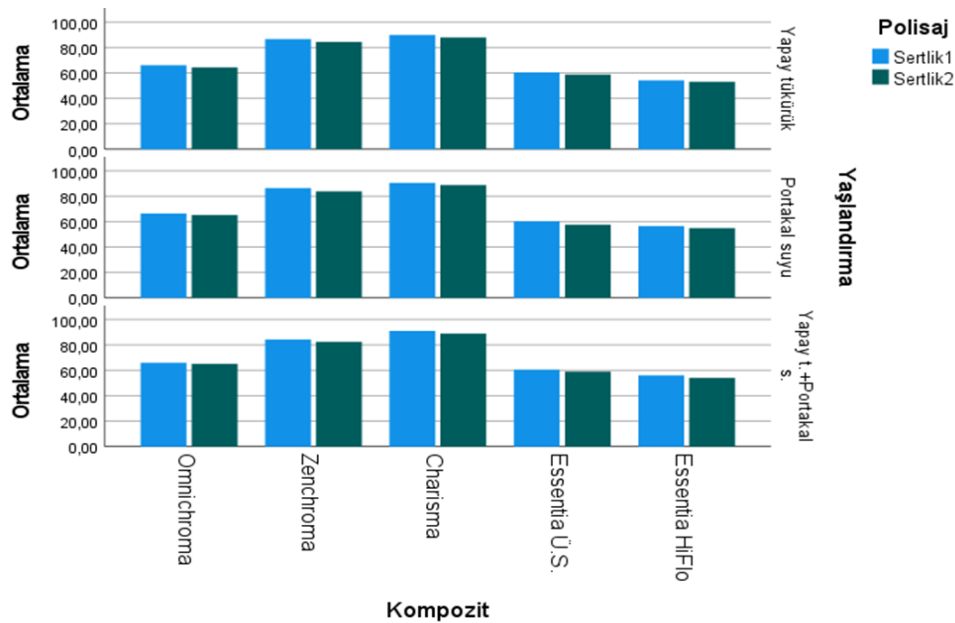
Yaptığımız analizler sonucunda 1. gün yüzey sertlik ortalamaları ile başlangıç yüzey sertlik ortalamaları karşılaştırıldığında; OC OneGloss ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüş göstermiştir ($p=0,000$), portakal suyunda bekletildiğinde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,003$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde ise istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermemiştir ($p=0,064$). OC Eve Twist ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,008$), portakal suyunda bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermemiştir ($p=0,111$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermemiştir ($p=0,225$).

ZC OneGloss ile polisaj yapıp yapay tükürük ve portakal suyunda ayrı ayrı bekletildiğinde ikisinde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,020$). ZC Eve Twist ile polisaj yapıp yapay tükürük, portakal suyu ve yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde bekletildiğinde üçünde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$).

CDO OneGloss ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$), portakal suyunda bekletildiğinde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,004$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($0,000$). CDO Eve Twist ile polisaj yapıp yapay tükürük ve portakal suyunda ayrı ayrı bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,001$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$).

EÜS OneGloss ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,001$), portakal suyunda bekletildiğinde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,001$). EÜS Eve Twist ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,004$), portakal suyunda bekletildiğinde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,005$).

EH OneGloss ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermemiştir ($p=0,175$), portakal suyunda bekletildiğinde anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,001$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,000$). EH Eve Twist ile polisaj yapıp yapay tükürükte bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,004$), portakal suyunda bekletildiğinde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,010$), yapay tükürük + portakal suyu döngüsünde de anlamlı bir düşüş göstermiştir ($p=0,003$).



Şekil 4.1. Tüm Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Yüzey Sertlik Değerleri Dağılım Grafiği

Tablo 4.2. Kompozit Grupların Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri Farkları ve Standart Sapmaları.

Kompozit	Yaşlandırma	Polisaj	
		One Gloss	Eve Twist
		Sertlik Fark	Sertlik Fark
		Ort±SS	Ort±SS
OC	Yapay tükürük	-1,94±1 ^(A,a)	-1,4±1,29 ^(A,a)
	Portakal suyu	-1,6±1,7 ^(A,a)	-0,84±1,34 ^(A,a)
	Yapay Tükürük ± Portakal Suyu	-0,97±1,4 ^(A,a)	-0,64±0,84^(A,a)
ZC	Yapay tükürük	-2,02±2,65 ^(A,a)	-2,22±1,95 ^(A,a)
	Portakal suyu	-2,37±2 ^(A,a)	-2,82±1,51^(A,a)
	Yapay Tükürük ± Portakal Suyu	-1,23±1,06 ^(A,a)	-2,57±1,28 ^(A,a)
CDO	Yapay tükürük	-2,27±2,51 ^(A,a)	-1,7±1,58 ^(A,a)
	Portakal suyu	-1,54±1,44 ^(A,a)	-1,81±0,94 ^(A,a)
	Yapay Tükürük ± Portakal Suyu	-2,05±1,14 ^(A,a)	-2,04±1,94 ^(A,a)
EÜS	Yapay tükürük	-1,71±1,05 ^(A,a)	-1,51±1,45 ^(A,a)
	Portakal suyu	-2,71±1,77 ^(A,a)	-2,47±1,81 ^(A,a)
	Yapay Tükürük ± Portakal Suyu	-1,71±1,16 ^(A,a)	-1,49±1,16 ^(A,a)
EH	Yapay tükürük	-0,71±1 ^(A,a)	-1,52±0,85 ^(A,a)
	Portakal suyu	-1,82±0,74 ^(A,a)	-1,36±0,94 ^(A,a)
	Yapay Tükürük ± Portakal Suyu	-2,31±1,54 ^(A,a)	-1,6±1,15 ^(A,a)

-Aynı üst indis istatistiksel anlamsızlığı ifade etmektedir.

-Küçük harf indisleri sütun boyunca büyük harf indisleri satırlar boyunca olan farklılıkları göstermektedir.

A: Polisaj farkları

a: Yaşlandırma farkları

Bütün kompozitlerin başlangıç ve 1. Gün sertlik farkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Yaşlandırma sonrası sertlik değerinde en fazla düşüş; ZC'ya EVE Twist polisaj uygulaması sonrası portakal suyunda bekletilmesi ile gözlenmiştir ($-2,82 \pm 1,51$).

Yaşlandırma sonrası sertlik değerlerinde en az düşüş; OC'ya EVE Twist polisaj uygulaması sonrası yapay tükürük+portakal suyu döngüsünde gözlenmiştir ($-0,64 \pm 0,84$).

Tablo 4.3. Kompozitlerin Başlangıç Sertlik Değerleri

Kompozit	Başlangıç Sertlik Değerleri
Omnichroma	65,557
ZenChroma	84,727
Charisma Diamond One	89,578
Essentia Üiversal Shade	59,482
Essentia HiFlo	54,830

Tablo 4.4. Kompozitlerin Başlangıç Sertlik Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması

Kompozit	Kompozit	P
Omnichroma	ZenChroma	,000
	Charisma	,000
	Essentia Ü.S.	,000
	Essentia HiFlo	,000
ZenChroma	Omnichroma	,000
	Charisma	,000
	Essentia Ü.S.	,000
	Essentia HiFlo	,000
Charisma Diamond One	Omnichroma	,000
	ZenChroma	,000
	Essentia Ü.S.	,000
	Essentia HiFlo	,000
Essentia Üiversal Shade	Omnichroma	,000
	ZenChroma	,000
	Charisma	,000
	Essentia HiFlo	,000
Essentia HiFlo	Omnichroma	,000
	ZenChroma	,000
	Charisma	,000
	Essentia Ü.S.	,000

Bütün kompozitlerin başlangıç sertlik değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p<0,05$). Başlangıç sertlik değeri en yüksek olan kompozit CDO'dır (89,578). Başlangıç sertlik değeri en düşük olan kompozit EH'dır (54,830).

Tablo 4.5. Yüzey Sertlikleri Sonuçları Arasından Gruplar Arasında 3 Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Kompozit	27,496	4	6,874	3,130	,016
Polisaj	,253	1	,253	,115	,734
Yaşlandırma	3,519	2	1,760	,801	,450
Kompozit+Polisaj	9,546	4	2,386	1,087	,364
Kompozit+Yaşlandırma	23,833	8	2,979	1,356	,217
Polisaj+Yaşlandırma	,257	2	,128	,058	,943
Kompozit+Polisaj+Yaşlandırma	9,882	8	1,235	,562	,808

a. R Kare= ,140 (Düzeltilmiş R Kare=,021)

Anova tablosuna göre kompozitler arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

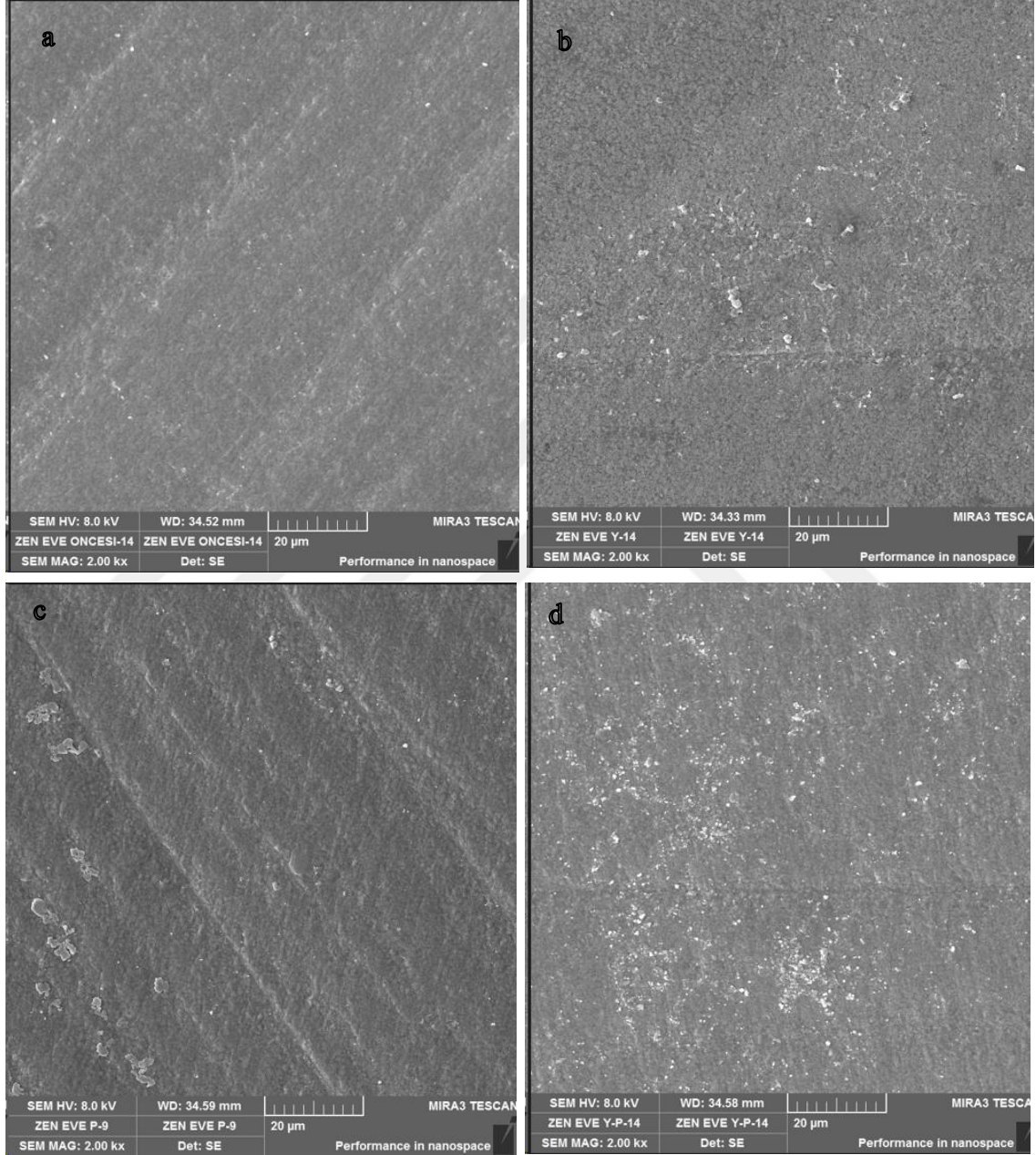
Tablo 4.6. Polisaj Sistemlerinin Başlangıç ve 1. Gün Mikrosertlik Değerleri Farkları

Polisaj		P
Shofu One Gloss	EVE Diacomp Plus	
Sertlik Fark	Sertlik Fark	
-1,799	-1,734	

Bu iki farklı polisaj sistemlerinin başlangıç ve 1. gün sertlik farkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

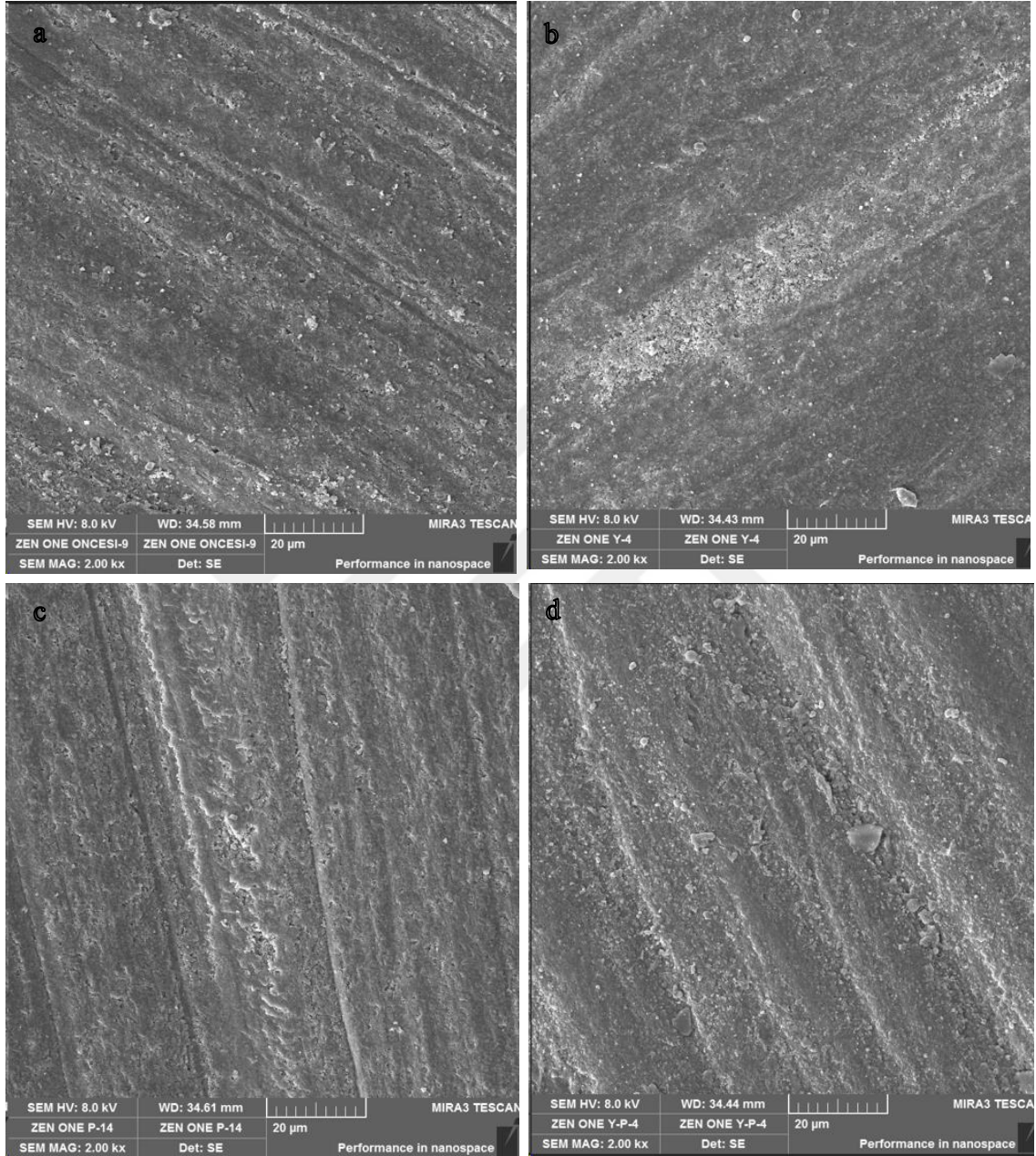
4.1. SEM GÖRÜNTÜLERİ

4.1.1. ZenChroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



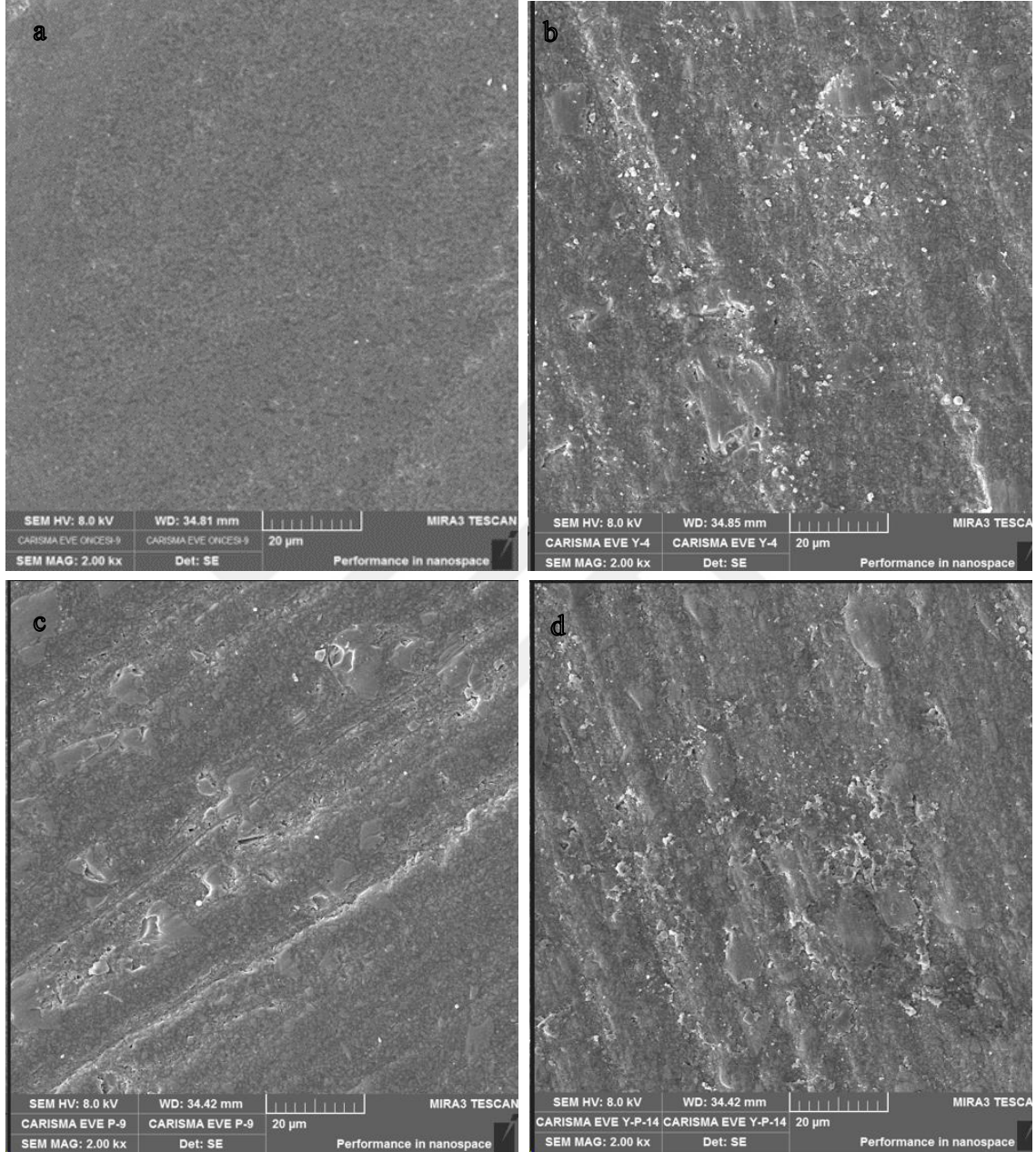
Şekil 4.2. ZenChroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.2. ZenChroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



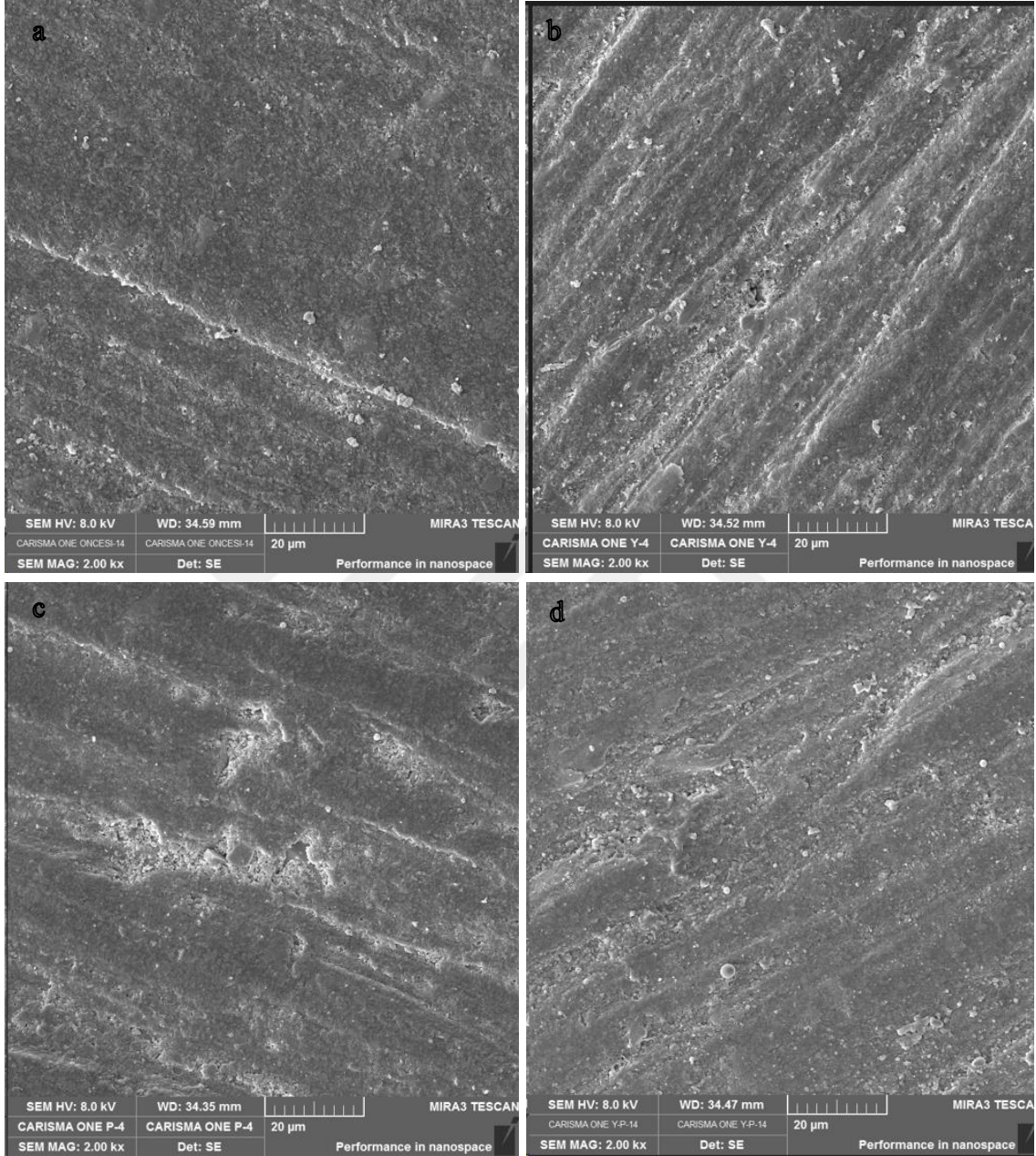
Şekil 4.3. ZenChroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.3. Charisma Diamond One Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



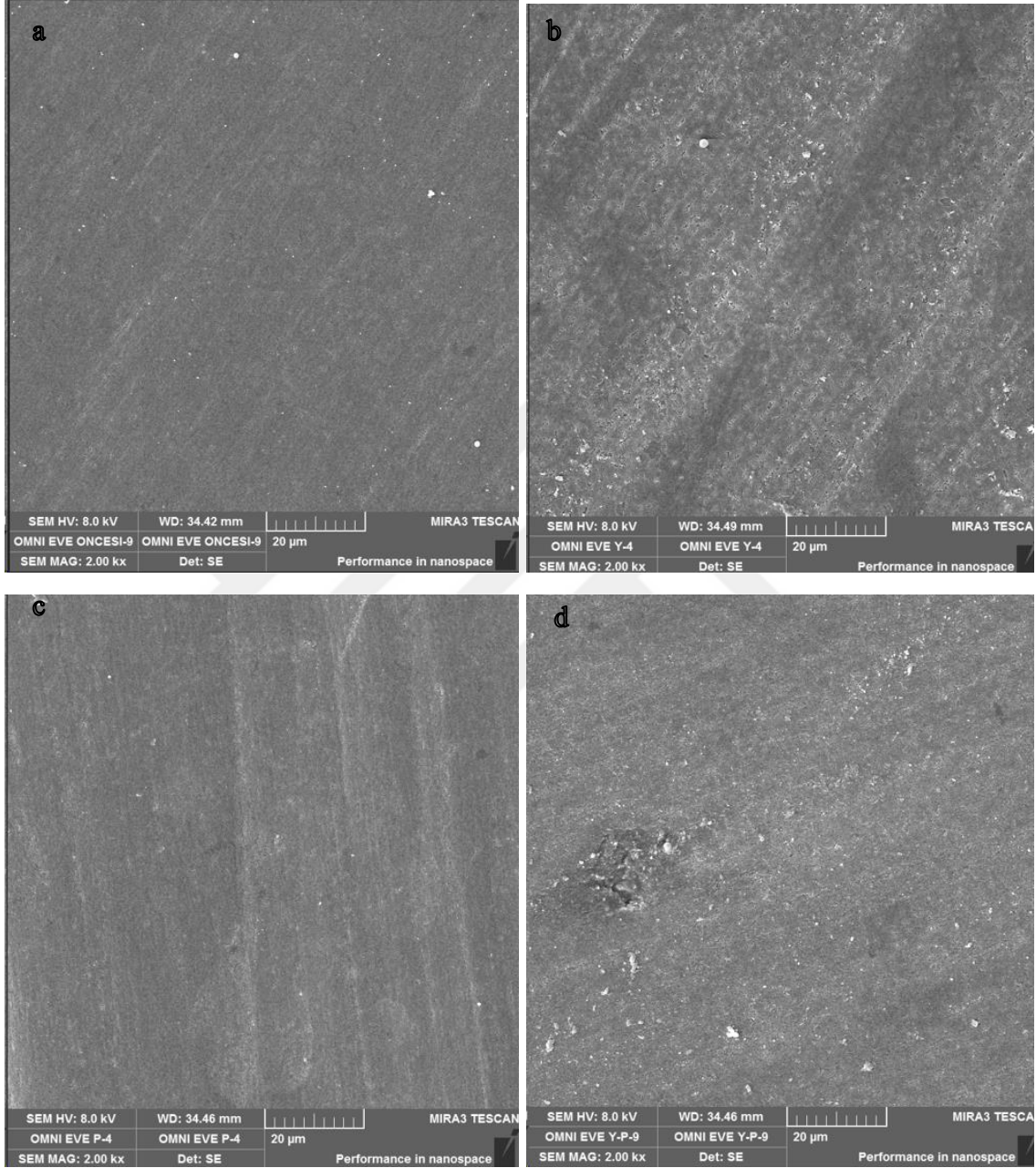
Şekil 4.4. Charisma Diamond One Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.4. Charisma Diamond One Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



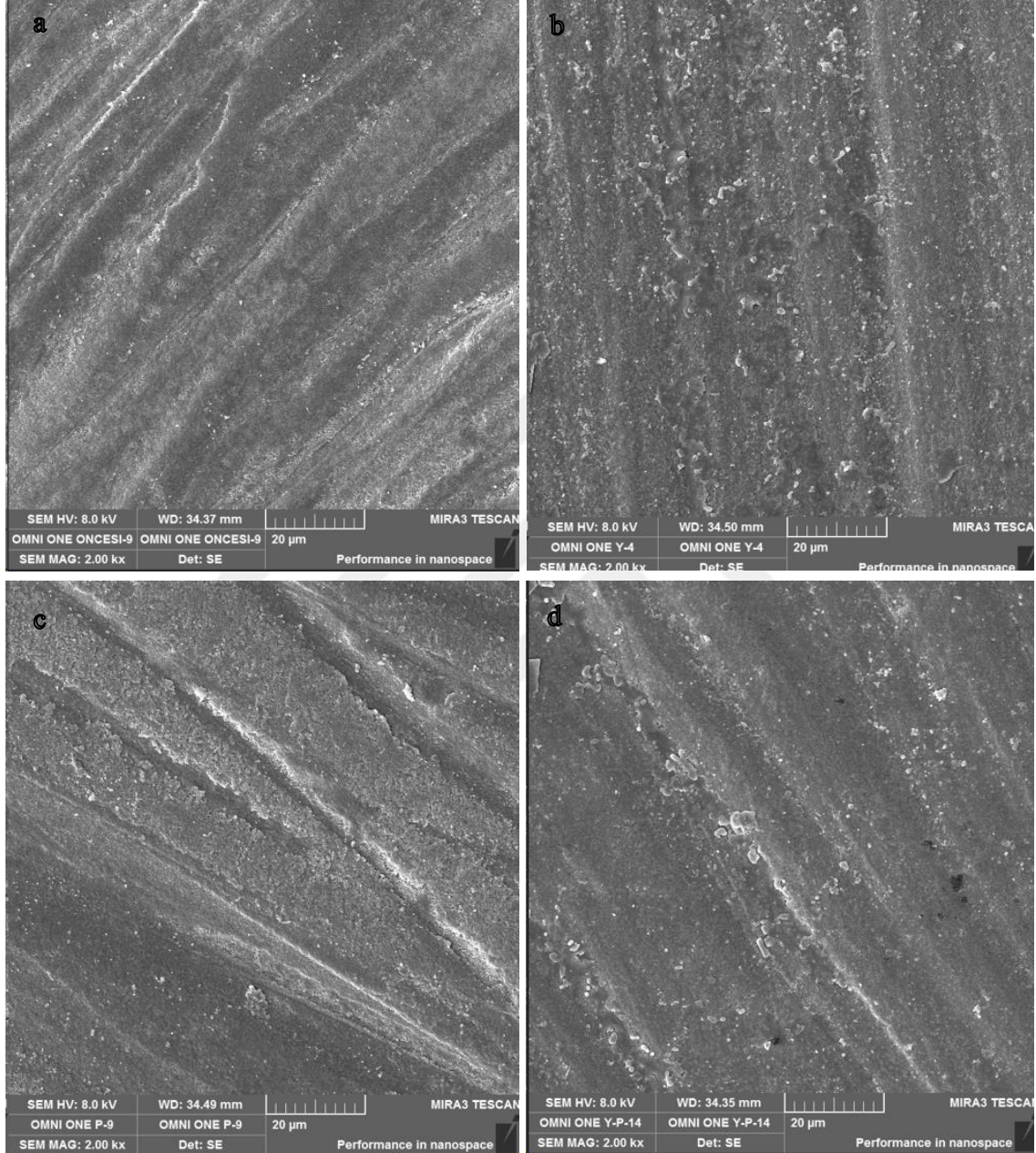
Şekil 4.5. Charisma Diamond One Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.5. Omnichroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



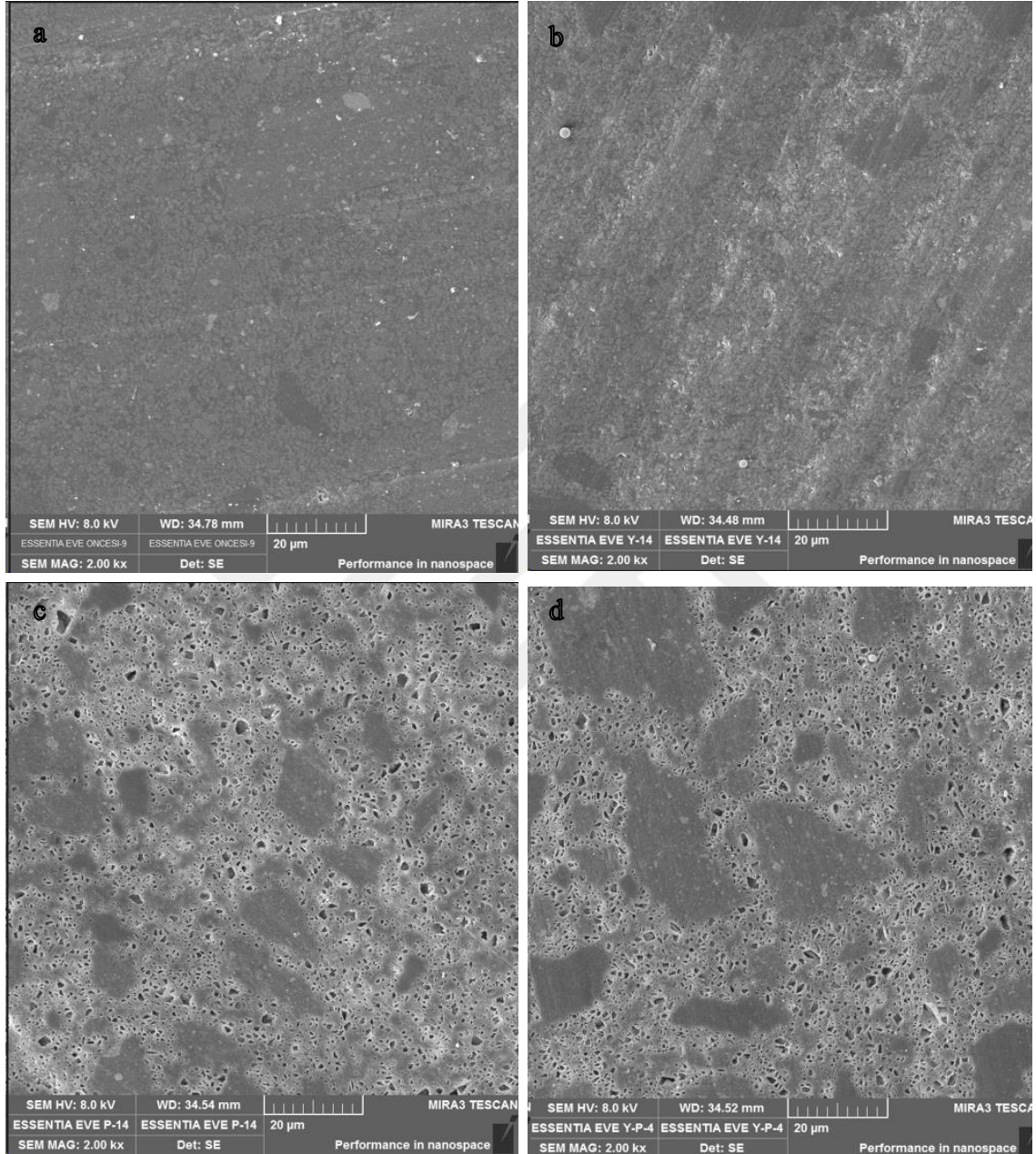
Şekil 4.6. Omnichroma Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.6. Omnichroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



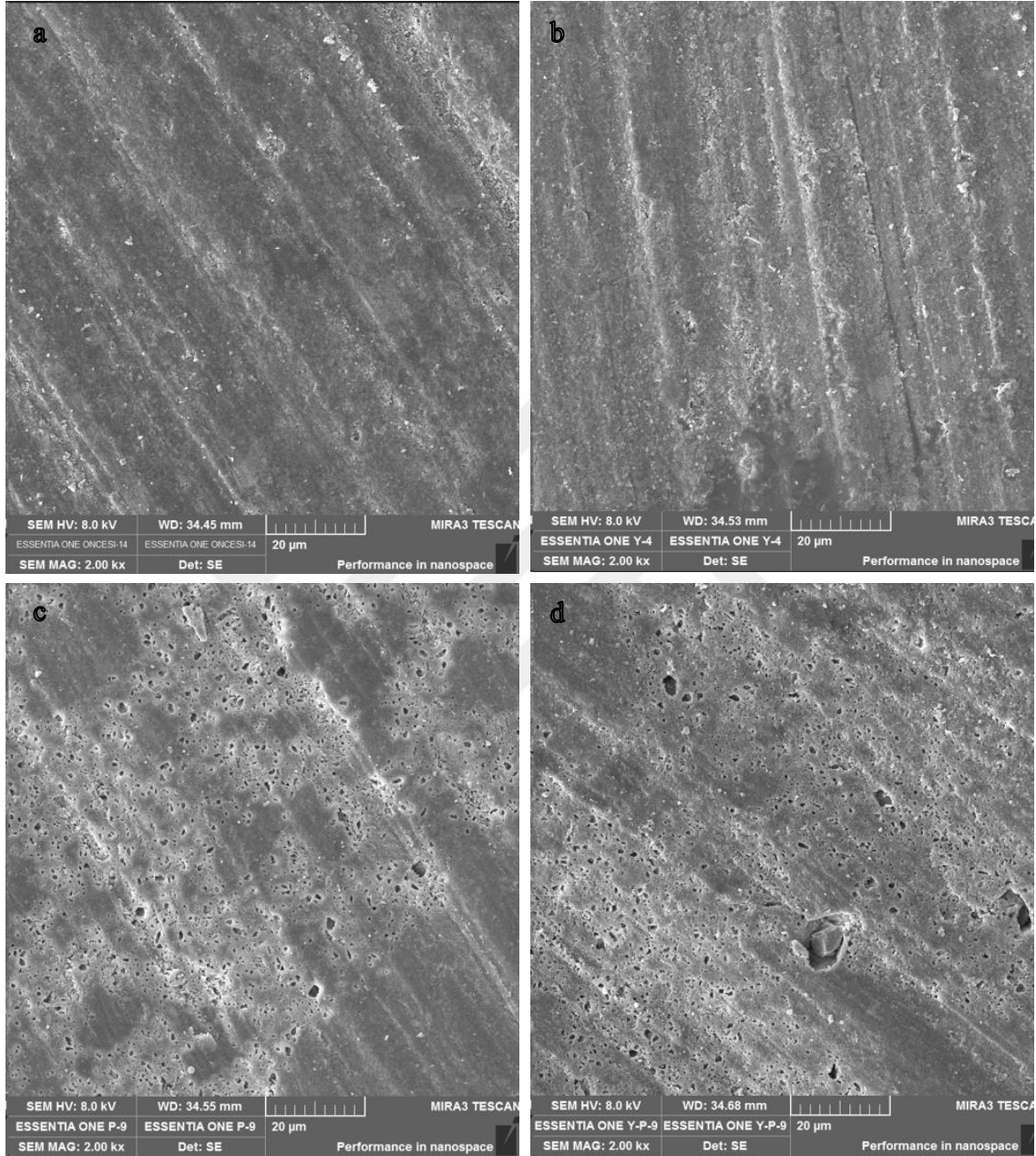
Şekil 4.7. Omnichroma Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.7. Essentia Üiversal Shade Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



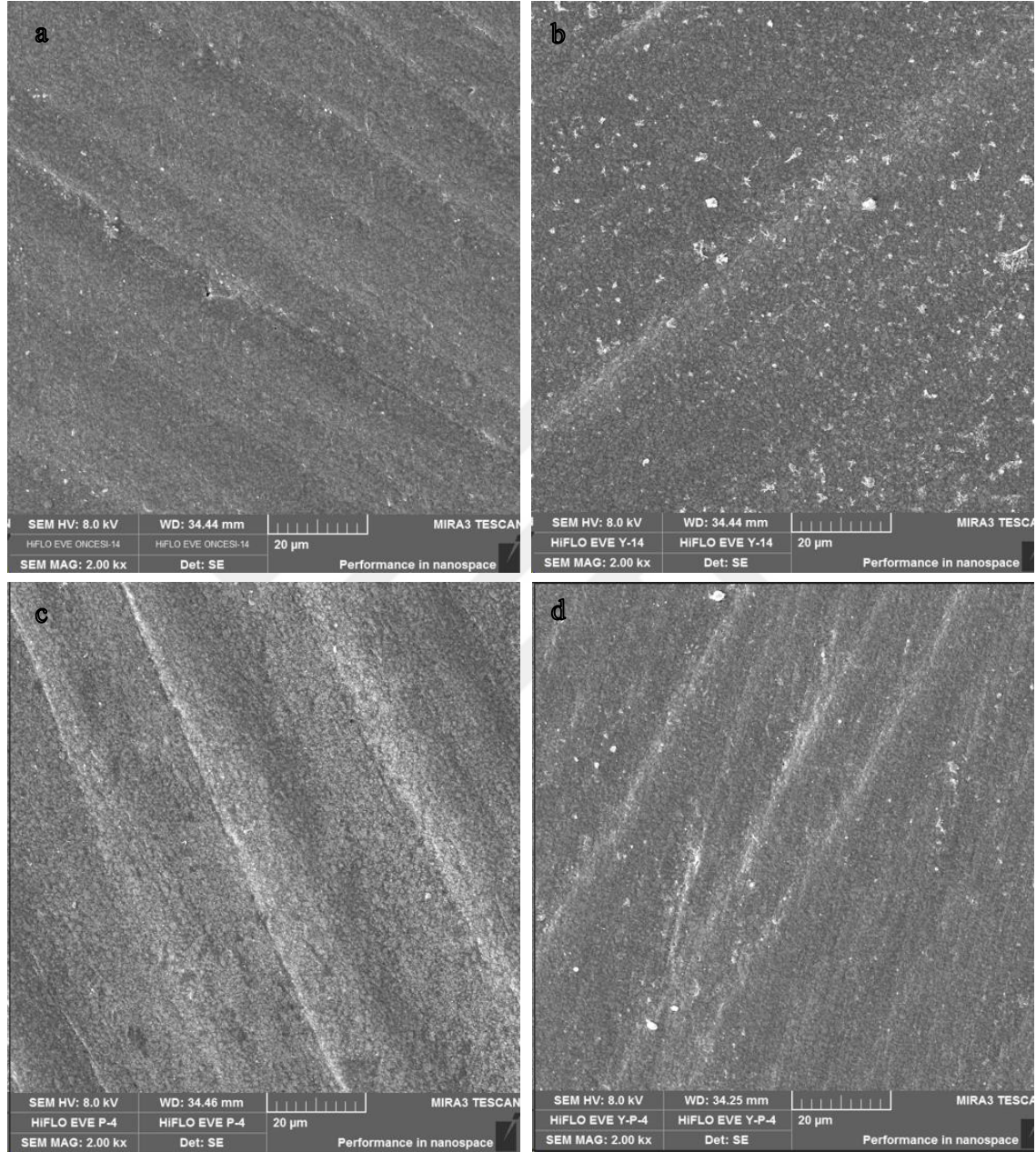
Şekil 4.8. Essentia Üiversal Shade Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.8. Essentia Üiversal Shade Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



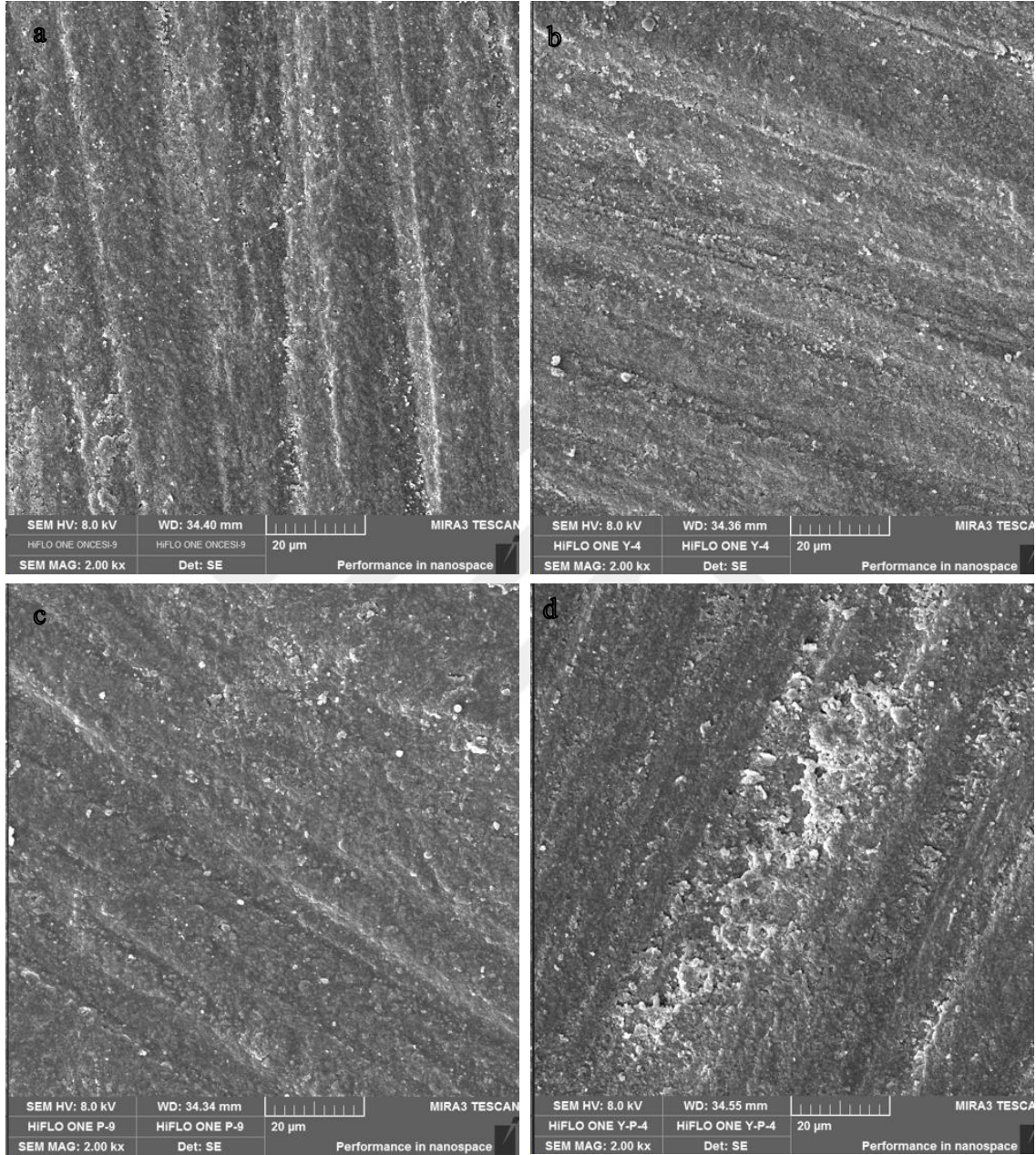
Şekil 4.9. . Essentia Üiversal Shade Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.9. Essentia HiFlo Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



Şekil 4.10. Essentia HiFlo Kompozit Rezine EVE Diacomp Plus Kompozit Cila Seti Uygulanan Örneklerin SEM Görüntüleri a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

4.1.10. Essentia HiFlo Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler



Şekil 4.11. Essentia HiFlo Kompozit Rezine Shofu One Gloss Kompozit Cila Seti Uygulanan Örnekler a. Yaşlandırma Öncesi b. Yapay Tükürükte Bekletme Sonrası c. Portakal Suyunda Bekletme Sonrası d. Yapay Tükürük ve Portakal Suyu Döngüsü Sonrası

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde, yapılan uygulamaların klinik olarak başarısını artırabilmek ve hastaların estetik beklentilerini karşılayabilmek için kullanılan restoratif materyaller sürekli geliştirilmektedir. Yapılan çalışmalarda, farklı rezin monomerler eklenerek, doldurucu teknolojisi ve dağılımında modifikasyonlar yapılarak, özellikleri daha üstün olan kompozit rezinler üretmek amaçlanmaktadır (Dayangaç, 2000).

Aynı şekilde günümüz diş hekimliğinde, yüksek estetik özelliklere sahip kompozit rezinler hem anterior hem de posterior dişlerin restoratif işlemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozit rezin restorasyonların estetiği; yüzey pürüzlülüğü, parlaklık ve renk stabilitesi gibi özelliklerden etkilenmektedir (Kumari ve ark., 2015; Lainović ve ark., 2014; Rocha ve ark., 2017). Ayrıca kompozit rezin restorasyonların posterior bölgede de kullanılmasıyla birlikte klinik olarak uzun dönem başarısı için kompozitlerin mekanik özellikleri de önem kazanmıştır (Alshali ve ark., 2013). Hem hekimler hem de hastalar tarafından, dental restoratif materyallerden üstün mekanik ve estetik özellikler göstermesi beklenmektedir. Bu beklentiler sonucunda 1980'li yılların ortalarında farklı partikül boyutlarında dolduruculara sahip hibrit kompozitler geliştirilmiştir (Altun, 2005). Hibrit kompozit rezinler yüksek mekanik özellikler sergilemektedirler. Bu mekanik özellikler dental materyallerin yapısal dayanıklılığını belirten mikrosertlik değerleri aracılığıyla ölçülmektedir. Dental materyallerin mikrosertliği arttıkça mekanik dayanıklılığı ve aşınma direnci de artmaktadır (Leal ve ark., 2015; Poskus ve ark., 2004).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan partikül büyüklükleri zaman içerisinde 0,6-0,7 μm boyutuna kadar düşmüştür ve mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir. Bu kompozitlerin içeriğindeki partiküller daha üniform bir yapıdadır. Bu yüzden polisaj

işlemleri ve fiziksel özellikleri daha iyi olmakta, daha az yapışkan yapıları sayesinde de kaviteye daha kolay bir şekilde yerleştirilmektedirler (Hickel ve ark., 1998).

Hem dental materyal teknolojisindeki gelişmeler hem de nano teknoloji uygulamaları sonucunda kompozit materyallerin yapısındaki partiküllerin büyüklüğü 0,001 mikrona kadar indirilmiştir. Bu boyuttaki partiküller nano-dolduruculu kompozitlerin üretilmesini sağlamıştır (Mitra ve ark., 2003; Moszner & Klapdohr, 2004). Bu alanda ilk başta üretilen kompozitlerin, yapısal ve fiziksel özelliklerinden dolayı anterior bölgede kullanılmaları önerilirken, yeni üretilen nano-hibrit yapıdaki kompozitlerin ise hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilme endikasyonu vardır. Bu sayede mikrofil kompozitlerin estetik özellikleri ile hibrit kompozitlerin üstün mekanik özellikleri bir araya getirilmiştir (Ergücü & Türkün, 2005; Swift Jr & Swift Jr, 2005). Çalışmamızda ise, kompozit rezin teknolojisindeki gelişmeler göz önünde bulundurulmuş ve mikrohibrit (Zenchroma, Essentia Üniversal Shade, Essentia HiFlo), suprananofil (Omnichroma) ve nanohibrit (Charisma Diamond One) yapıdaki anterior kompozit rezinlere farklı polisaj sistemleri uygulanması sonucunda mikrosertlikte meydana gelen etki, Vickers mikrosertlik test cihazı ve SEM analizleriyle incelenmiştir.

Çalışmamızda 5 farklı kompozit rezin grubuna iki farklı polisaj tekniği uygulanmasının ardından başlangıç mikrosertlik değerleri belirlenmiştir. Sonrasında farklı asidik karaktere ve pH'a sahip sıvılarda (yapay tükürük, portakal suyu ve portakal suyu-yapay tükürük döngüsü) bekletilmelerinin ardından mikrosertlik değerleri tekrar ölçülmüştür.

Çalışmamızın sıfır hipotezleri olan;

‘Restoratif materyaller ağız içerisinde tükürük ve aside maruz kaldığında zaman içerisinde mikrosertlikleri değişmeyecektir’ hipotezi reddedilmiştir.

‘Farklı yaşlandırma yöntemleri restoratif materyallerin mikrosertliklerini etkilemeyecektir.’ hipotezi kabul edilmiştir.

‘Farklı polisaj sistemleri restoratif materyallerin mikrosertliklerini etkilemeyecektir’ hipotezi kabul edilmiştir.

Mikrosertlik, dental materyallerin fiziksel özelliklerinin en önemlilerinden biridir. Mikrosertliğin incelenmesi, rezin esaslı dental restoratif materyallerin polimerizasyon derinliğini ve sertleşme özelliklerini anlamının bir yolunu sunar (Gönülol ve ark., 2016). Ek olarak materyalin dönüşüm derecesinin önemli göstergelerinden biri olarak kabul edilir. Bu nedenle de, direkt kompozit rezin bazlı restorasyonların kullanım ömrünü ve uzun ömürlülüğünü belirlemenin yöntemlerinden biri olarak yüzey mikrosertliğin ölçülmesi sayılabilir (Al Sunbul ve ark., 2016).

Sertlik üzerinde kompozit rezinin kalınlığı etkilidir. Rouhollahi ve ark., kompozit rezin mikrosertliğinin ve polimerizasyon derinliğinin, restoratif materyalin kalınlığıyla bağlantılı olduğunu ve tabakaların 2 mm olacak şekilde uygulanması gerektiğini belirtmektedirler (Rouhollahi ve ark., 2012). Bu çalışmalarla uyumlu olarak, çalışmamızda 8 mm çapında ve 2 mm derinliğinde teflon bir kalıp kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında hava ile olan temas, kompozit rezinin polimerizasyonunu olumsuz olarak etkileyebilir (Gordan ve ark., 2003). Oksijenle temas sonucu artık monomer tabakası oluşmakta ve bu tabaka da ancak bitirme ve polisaj işlemleri sayesinde uzaklaştırılabilmektedir (Lutz ve ark., 1983).

Çalışmamızda, oksijen inhibisyon tabakasını en aza düşürmek ve yüzeyin daha düzgün olmasını sağlamak amacıyla polimerizasyon öncesi, kompozit rezin örneklerin üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiştir (Saygılı ve ark., 2003). Kompozit rezinin

kalıp içerisinde kalmasını sağlamak için yapılan diğer çalışmalara uygun olarak 1 mm kalınlığında cam yerleştirilmiştir (Kurachi ve ark., 2001).

Yapılan birçok çalışmaya göre, bitimleri şeffaf bantlarla yapılan kompozitlerin yüzeyinde oluşan yüksek rezin içeren oksijen inhibisyon tabakasının sertlik değerleri düşüktür ve bu nedenle bitirme ve polisaj işlemleri yapılarak uzaklaştırılmalıdır. Böylece daha sert, aşınmaya karşı daha dirençli ve dolayısıyla da daha estetik bir materyal elde edilebilmektedir (Baseren, 2004; Korkmaz ve ark., 2008). Bu nedenlerden dolayı bizim çalışmamızda da tüm örnekler şeffaf bant aracılığıyla polimerize edildikten sonra, örneklerin üst yüzeyinde oluşan bu tabaka, alüminyum oksit (Al_2O_3) (OneGloss, Shofu) ve elmas (Diacomp Plus, EVE) içeren diskler kullanılarak ortadan kaldırıldı ve yüzeyler iki grup şeklinde standardize edildi. Bitirme ve polisaj işlemleri, kompozit rezin materyallere uygun olacak şekilde yapılmaktadır ve bu durum da restorasyonların klinik performanslarının uzun süre olmasında önemlidir (Venturini ve ark., 2006).

LED ışık cihazları; kablosuz çalışabilir, filtre ihtiyacı yoktur ve uzun ömürlüdür. LED üniteleri çok az ısı açığa çıkarır ve soğutma fanlarına gerek yoktur, bu sebeple daha hafif ve küçüktürler. Daha kısa süreli polimerizasyona ve daha yüksek güç çıkışlarına sahip olan LED cihazları, klinik uygulama sırasında gereken süreyi kısaltmaktadır ayrıca yeterli polimerizasyonu da sağlamaktadır (Gönülol ve ark., 2016). Bu cihazların çalışma ömürleri 10.000 saatin üzerindedir ve yaklaşık olarak 470 nm dalga boyuna sahiptirler. Işıkla polimerize olan kompozitlerin geliştirilmesinden sonra polimerizasyonun kalitesi, üzerinde en çok çalışılan durumlardan biri olmuştur. Bu sebeple, polimerlerin içindeki monomerlerin dönüşümünün uygun şekilde olmasını sağlayan ışık kaynakları gereklidir, bu sayede restorasyonun uygun mekanik, kimyasal ve fiziksel özelliklerde olması sağlanır (Galvão ve ark., 2013). Bizim de çalışmamızda restoratif materyallerin

polimerizasyonu için bir LED ışık cihazı (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD) kullanılmıştır.

Assmussen (Assmussen, 1984) ve Wu ve ark.'nın (Wu ve ark., 1984) yaptıkları çalışmalara bakıldığında; restoratif materyaller; organik asitler, değişik sıvı ve gıda bileşenlerine temas ederlerse kompozit rezin matrikslerinin yumuşadığını belirtmişlerdir. Ayrıca, kompozit rezinlerin ağız içi sıvılara temas ettiğinde rezin-doldurucu ara yüzeyinde ayrılmaya neden olduğu ve bu nedenle de, kompozitlerin in vivo yıkımında ağız içi sıvıların önemli bir etkisinin olduğu bildirilmiştir (Akova ve ark., 2006; Correr ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmamızda da pH'ı düşük içeceklerden yararlanılarak dental materyallerin yüzey sertliğindeki etkileri incelenmiştir.

Restoratif materyaller üzerine asidik yiyecek ve içeceklerin etkilerine bakılan çalışmalarda, farklı sürelerde bekletme prosedürleri uygulanmıştır. Çalışmalardan bazılarında örnekler 1 saatten 15 güne kadar değişen sürelerde, bazılarında ise 3 aydan 1 yıla kadar değişen sürelerde bekletilmiştir (Aliping-McKenzie ve ark., 2004; Çoğulu ve ark., 2008; Fleming & Zala, 2003; García-Godoy & García-Godoy, 2002; Wan ve ark., 1999). Yapılan bir çalışmada, asidik solüsyonda bekletme sürelerinin 24 saat olduğu ve bunun da 1 yıl boyunca günde 4 dakika asitli içeceğe maruz kalma zamanına denk geldiği belirtilmiştir (El-Badrawy ve ark., 1993). Başka bir çalışmada da, 24 saatlik asitli solüsyonda bekletme miktarının, restoratif materyallerin 2 yıl boyunca günde 2 dakika asitli içeceğe maruz kalma miktarına denk geldiği belirtilmiştir (Yap ve ark., 2003). Bizim çalışmamızda da örnekler, 1 yıl boyunca asitli içeceğe maruz kalma miktarına denk gelecek şekilde, 24 saat asitli solüsyonda bekletilmiştir.

Bazı çalışmalarda, düşük pH'lı meyve suları kullanılırken, bazı çalışmalarda spor içecekleri veya kolalı içecekler kullanılmıştır (Hamouda, 2011; Sarı ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda ise asitli içecek olarak portakal suyu kullanılmıştır.

Fraunhofer ve Rogers; mine üzerinde çay, kola ve kahvenin oluşturduğu eroziv etkileri değerlendirmek amacıyla 14 gün süresince mine örneklerini solüsyonlarda bekletmişlerdir. Çalışmada bu test süresi uzun olarak kabul edilmiştir. Çalışmacılar, bu test süresini belirlerken, bir kişinin günde ortalama 700 g içecek tükettiğini ve bu içeceğin de ağızda kalma süresini 20 saniye olacak şekilde kabul etmişlerdir. Buradan yola çıkarak yapılan hesaplama, tükürük etkisi oluşmadan önce ağız içi dokuların içeceklere maruz kalma süresini çalışmacılar yıllık 25 saat olacak şekilde hesaplamışlardır. 14 günlük test süresinin bir kişide normal hayatta 13 yıllık içecek içme süresini simüle edeceği ve mine erozyonunu değerlendirmek amacıyla da bu sürenin yeterli olduğu belirtilmiştir (von Fraunhofer & Rogers, 2004). Buradan yola çıkılarak örnekler yapay tükürükte 24 saat bekletilmiş ve 1 günlük bekletme süresinin 1 yıllık içecek alma süresini simüle edeceği düşünülmüştür.

Bir çalışmada örnekler solüsyonlara atılıp 14 gün süresince 6 saat diyet kola veya çayda, daha sonrasında da 18 saat yapay tükürükte bekletilmiştir. Bu sayede tükürüğün ağız ortamındaki yıkayıcı ve tamponlayıcı etkisi taklit edilmeye çalışılmıştır (Müezzinoğlu & Soyman, 2023). Başka bir çalışmada da örnekler asidik solüsyonda pH 4,3'te 6 saat ve yapay tükürükte 17 saat 1 hafta süresince bekletilmişlerdir (Amaral ve ark., 2007). Çalışmamızda da örnekler 6 saat portakal suyunda ve daha sonra 18 saat yapay tükürükte bekletilmiştir.

J.S. Rees ve ark. yaptıkları çalışmada, eroziv özelliği ve düşük pH değerinden dolayı portakal suyunu kullanmışlardır (Rees ve ark., 2006). Portakal suyu da günümüzde

tüketimi artan içecekler arasındadır. Bu nedenlerden dolayı biz de çalışmamızda pH değeri 4 olan portakal suyunu tercih ettik.

Bir çalışmada portakal suyunda bekletilen gruplarda, distile suda bekletilen gruplara göre daha fazla sertlik düşmesi görülmüştür. Bu durumu distile suyun asit içermemesine ve eroziv olmamasına dayandırmışlardır (Şeker, 2011). Başka bir çalışmada da, kompozit örneklerden distile suda bekletilenlerin, kola ve meyve sularına kıyasla, mikrosertlik değerlerindeki azalmanın daha az olduğu belirtilmiştir (Yanikoglu ve ark., 2009). Farklı pH değerlerine sahip içecekler kullanılarak dental restoratif materyallerin incelendiği çalışmalardan birinde, dental materyallerin hem pürüzlülük hem de yüzey sertlik değerleri incelenmiştir. Bu çalışmada portakal suyu, kola ve elma suyu kullanmışlardır. Kolanın fosforik asit, portakal suyunun ise sitrik asit içerdiğini bildirmişlerdir. Elma suyu ve portakal suyunun, kola ile karşılaştırıldığında daha agresif bir yapıda olduğu bulunmuştur (Aliping-McKenzie ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda da en fazla sertlik düşmesi portakal suyu ile yaşlandırma sonucunda elde edilmiştir. Bunun nedeni olarak da portakal suyunun içeriğindeki sitrik asit gibi meyve asitlerinin dental materyalin degradasyonunda etkili olduğu şeklinde düşünülmektedir. Elde ettiğimiz SEM görüntüleri de bulgularımızı desteklemektedir, sayısal veriler istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte portakal suyunda bekletilmesi sonrası SEM görüntülerinde yüzeyde çözülmüş, eroziv alanlar gözlenmiştir (Şekil 4.5/c).

Dental restoratif materyallerin mikrosertliklerinin değerlendirildiği farklı çalışmalarda değişik saklama ortamları kullanılmıştır (Badra ve ark., 2005; Mayworm ve ark., 2008; Okte ve ark., 2006). Yapay tükürükte bekletilip test edilen örneklerin mikrosertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar bulunmuş, yapay tükürük bileşenlerinin absorpsiyonu sonucunda yüzey sertlik değerlerinin düştüğü bildirilmiştir (Mayworm ve

ark., 2008). Başka bir çalışmada da kompomerler farklı sürelerde yapay tükürük solüsyonlarında bekletilmiş ve sertlik değerleri incelenmiştir. Kompomerlerin zamanla yüzey sertlik değerlerinde azalma olduğu belirtilmiştir (Can & Kaplan, 2004). Bizim çalışmamızda da kompozitlerin yapay tükürükte yaşlandırılması sonrası sertlik değerlerinde düşüş görülmüştür ve bu bulgular SEM görüntüleri ile desteklenmiştir. Bunun yapay tükürük bileşenlerinden kaynaklanabileceğini öngörüyoruz.

Hannig ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada, tükürükten kaynaklanan belirli organik bileşiklerin aşındırıcı boşlukları doldurduğunu ve böylece onarım sürecini kolaylaştırdığını öne sürmüşlerdir (Hannig ve ark., 2009). Birçok yiyecek ve içecek türü hem doğal dişleri hem de restoratif materyalleri etkilemektedir. Yapılan çalışmalar, dental materyallerin pH'ı düşük olan ortamlara maruz bırakıldığında rezin materyallerini ayrıştırdığını ve matriks bileşenlerinin bozulduğunu göstermiştir. Alkolsüz içeceklerin çoğu asidiktir. Bu, asitli içeceklerin uzun süre ve sürekli olarak yutulmasının diş minesi ve rezin materyalinde erozyona yol açtığını göstermektedir (Han ve ark., 2008; Lussi ve ark., 2004). Dişler bir süreliğine tükürük ve asidik solüsyon karışımına maruz kalır. Bu bir süre devam eder ve aşındırıcı sıvı yutulur. Daha sonra tükürük akışı asitleri temizleyerek tamponlar. Bu yaklaşım klinik koşullara en yakın yaklaşım olduğundan, çalışmalar için tükürüğe maruz kalma döngüleri önerilmektedir (Young & Tenuta, 2011). Erozyon ile ilgili in vitro olarak yapılan çalışmalarda farklı döngü modelleri kullanılmıştır. Magalhães ve ark.'ları yaptıkları çalışmada gazlı içecekleri iyonlarla desteklemiş ve 1 günlük döngü modeli uygulamışlardır. Örnekler burada, 1 dakika boyunca modifiye edilmiş içeceklerde, 59 dakika boyunca da yapay tükürükte bekletilmişlerdir ve 6 defa bu döngü tekrarlanmıştır. Örnekler döngü işlemi bittikten sonra 18 saat boyunca da yapay tükürükte bekletilmiştir. Bu döngü ile amaçlanan asidik

içeceklerle meydana gelen erozyonun yapay tükürük sayesinde remineralize olması sağlanarak ağız içi ortamın taklit edilmeye çalışılmasıdır (Magalhães ve ark., 2009). Başka bir çalışmada da, sitrik asit solüsyonunun farklı solüsyonlarda modifikasyonunun, mine yüzeyi üzerinde meydana getirdiğı değişiklikler incelenmiş, burada 10 dakika eroziv çözeltilerde, 60 dakika yapay tükürükte bekletilmiştir. Bu döngü 3 kez tekrarlanmış ve 3 gün süreyle uygulanmıştır (Dündar, 2012). Çalışmamızda da portakal suyu-yapay tükürük döngüsü ile yaşlandırma prosedürü gerçekleştirdik ve yaşlandırma sonrası en az sertlik düşmesi portakal suyu-yapay tükürük döngüsü sonrasında kaydedilmiştir.

Mikrosertlik, materyalin deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Mikrosertlik testleri, uygulanan kuvvet sonrasında oluşan yüzey deformasyonuna dayanır (Van Meerbeek ve ark., 1993). Materyallerin aşınma dirençleri, restoratif materyallerin klinik performansları açısından önemlidir, bundan dolayı dental materyallerin aşınma direncini ölçmek amacıyla sertlik testleri kullanılmaktadır (Ozkanoglu & Akin, 2020; Yesilyurt ve ark., 2009). Belirli bir yük uygulanarak Vickers ucunun meydana getirdiğı girinti, Knoop girintisi ile karşılaştırıldığında örneğin neredeyse 2 kat daha derinine nüfus eder ve köşegen, Knoop ucunun meydana getirdiğı girintinin en uzun köşegeninin ortalama üçte biri uzunluğundadır. Bu sebeple, Vickers testi yüzey koşullarına karşı daha az duyarlıdır ve köşegenlerinin daha kısa olması nedeniyle eşit yükler uyguladığımız zaman ölçüm hatalarına karşı daha duyarlıdır (Fuentes ve ark., 2003).

Elde edilen sertlik değerleri, Vickers ile uygulanan yükteki değişkenliklerden etkilenmektedir. Bu sebeple yapılan çalışmalarda materyallerin sertlik değerlerinin karşılaştırılabilmesi için cihaz ile uygulanan yükün kontrol edilerek yapılması gerekir (Mobarak ve ark., 2009).

Vickers, Knoop gibi mikrosertlik testlerine bakıldığında, uygulanan yükün büyüklüğü yüzey sertlik sonuçları açısından önemlidir. Yükün 1 grf ile 1 kgf aralığında olması gerekmektedir, en sık 100-500 grf aralığıdır. Daha fazla kuvvet uygulanırsa kompozitte daha derin bir girinti oluşur ve bu girinti de daha sert tabakaya ulaşır, burada da sertlik değerleri daha yüksek ölçülür (Rouhollahi ve ark., 2012). Bu sebeple, çalışmamızda, nispeten tekniğin basit olması, test sonuçlarını elde etmede güvenilir ve popüler bir teknik olması gibi nedenlerle Vickers sertlik cihazı kullanılmıştır. Vickers test cihazıyla 300 gr yük uygulanmıştır.

Hickel ve Ilie mikrosertlik ile ilgili çalışmalar yapmışlar ve mikrosertlik değerleri üzerinde, doldurucuların ve organik matriksin kimyasal bileşimindeki farklılıkların ve doldurucu oranı ve miktarının etkili olduğunu bildirmişlerdir (Ilie & Hickel, 2009).

Direkt kompozit rezinler, özellikle de posteriora kullanılan kompozitler fonksiyon sırasında önemli oranda mekanik kuvvetlere maruz kalmaktadır. Daha yüksek oranda mekanik kuvvetlere dayanabilmek için, kompozit rezinlerin yüksek miktarda inorganik doldurucu partiküllere sahip olması gerekir. Sertlik, dayanıklılık gibi restoratif materyallerin özellikleri, doldurucu içerikleri arttıkça daha iyi olmaktadır (Blackham ve ark., 2009).

Sunbul ve ark yaptıkları çalışmalar sonucunda, üç nano-hibrit kompozitin (Tetric evoceram-Bulk Fill, Tetric evoceram ve G-aenial universal akışkan), diğer materyallere göre daha yüksek sertlik değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bunun da nanoboyutlu dolduruculardan ve doldurucu oranından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Nanohibrit kompozit rezinlerin, diğer kompozit rezinlere göre mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir ve ek olarak bu kompozit rezinler sıvılarda bekletilip incelendiğinde, diğer restoratif materyallerden sertliklerinin daha az düştüğü

vurgulanmıştır (Al Sunbul ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da başlangıç sertliklerine bakıldığında nanohibrit yapıda olan CDO en fazla sertlik değeri göstermiştir (Tablo 4.3). Ayrıca mikrohbrit yapıyla kıyaslandığında supranano yapı, nanohibrit yapıya daha yakın boyuttadır. Bundan yola çıkarak yaşlandırma sonrası sertlik düşüşü en az suprananofil yapıda olan OC'da görülmüştür (Tablo 4.2). Bu farklılıkların sebebi sertliğin tek bir faktörden değil; doldurucu boyutu, monomer içeriği gibi birçok faktörden etkilenmesidir.

Geleneksel kompozit rezin, akışkan kompozitlerin mikrosertliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, akışkan kompozitlerde istatistiksel olarak anlamlı düşük yüzey sertlik değerleri görülmüştür ve doldurucu miktarı ile sertliğin doğru orantılı olduğu belirtilmiştir (Flury ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda da akışkan özellikte olan Essentia HiFlo'nun başlangıç sertlik değeri en düşük bulunmuştur (Tablo 4.3).

Her ikisi de mikrohbrit bir kompozit rezin olmasına rağmen EÜS grubunun yüzey sertliği, ZC grubundan düşük bulunmuştur (Tablo 4.3). EÜS grubunun önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküllere sahip olması, Bis-GMA'dan (512,59 g/mol) daha yumuşak organik matriks olan UDMA (470,56 g/mol) monomerini de içermesi ve ayrıca hidrofilik özelliğe sahip TEGDMA monomerini de içermesi bu sonuç üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir.

TEGDMA monomeri, UDMA ve BİS-GMA'ya göre daha fazla hidrofilik özellik göstermektedir. Bu nedenle, TEGDMA içeriğinin matriks sistemlerinde artmasıyla su emiliminde artış görülmektedir. UDMA monomeri, Bis-GMA içerikli matrikslerle kıyaslandığında sıvılar tarafından çözünmeye karşı daha meyillidir. Kompozitlerin organik matriks sistemlerinde bulunan monomerlerden Bis-EMA (Bis-GMA'nın etoksillenmiş bir versiyonu) haricinde, diğer monomerler (TEGDMA, UDMA ve Bis-GMA) su emilimine sebep olan hidroksil grupları içermektedir (Yesilyurt ve ark., 2009).

Kompozit rezinlerin çözünürlüğü ve su emilimi, kullanılan kompozit rezin matriksinin tipine göre değişmektedir. Ek olarak rezinlerin Bis-GMA esaslı olanlarının su emilimi, içeriğinde TEGDMA oranının artmasıyla birlikte artmaktadır (Bagheri ve ark., 2005).

Kompozit rezinlerin mikrosertlik değerleri ve polimerizasyon derinlikleri üzerinde doldurucu oranı, doldurucu boyutu ve inorganik doldurucu tipinin etkili olduğu belirtilmektedir (Kim ve ark., 2002; Mobarak ve ark., 2009; Uhl ve ark., 2004; Yap ve ark., 2016). Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu yapılarına radyoopasitelerini arttırmak için Yb, Zr ve Ba partikülleri eklenmektedir ve bunlar aynı zamanda kompozitlerin ışık geçirgenliğini de arttırmaktadır (Koshi ve ark., 2015). Yap ve ark., bulk-fill ve geleneksel kompozitlerin polimerizasyon derinliklerini inceledikleri çalışmalarında, Zr/SiO₂ içerikli olan kompozitlerin mikrosertlik değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Yap ve ark., 2016). Tekçe ve ark. başka bir çalışmada, Filtek™ Z550 kompozit rezinin mikrosertlik değerlerinin yüksek bulunmasını, inorganik doldurucu oranının yüksek olmasına ve yapısında Zr/SiO₂ partiküllerinin mevcut olmasına dayandırmışlardır (Tekçe ve ark., 2015). Bu bilgilere paralel olarak çalışmamızda, yaşlandırma sonrası en az sertlik düşmesinin Omnichroma'da (Tablo 4.2) görülmesinin sebebi olarak, doldurucu içeriğinde bulunan 260 nm küresel SiO₂-ZrO₂'den kaynaklandığı düşünülmektedir.

Söderholm ve ark., ağız içi ortamda su veya farklı kimyasalların, kompozit rezinlerin doldurucu matrikslerinde bulunan bağlarda parçalanmaya neden olabileceğini, dental materyallerin aşınma dirençlerinde meydana gelen azalmanın da bundan kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir (Söderholm ve ark., 1984).

Dental materyallerin yüzey sertliğini; doldurucu partikül boyutu, morfolojisi, tipi, dağılımı, seyreltici konsantrasyonu ve hacim fraksiyonu gibi faktörler etkilemektedir (Marghalani, 2010; Nair ve ark., 2017). Kompozit rezinlerin sertliği ile inorganik doldurucu içeriği arasında doğru orantı kurulmuştur. Doldurucu parçacıkları daha sert ve doldurucu oranı daha yüksek olan kompozit rezinlerin yüzey sertliği de daha yüksek olmaktadır. Doldurucu partikülleri yuvarlak olan kompozit rezinlerin doldurucu yükünün daha yüksek ve bunun da daha yüksek sertliğe neden olduğu, doldurucu partikülleri düzensiz şekilli olan kompozit rezinlerin ise sertliği ve doldurucu ağırlığı daha az bulunmuştur. Ayrıca, polimerizasyon türü ve derecesi, rezin bileşimi, dental restoratif materyallerin sertliği üzerinde önemli etkiye sahiptir (Marghalani, 2010). Bizim çalışmamızda da, CDO kompozit en yüksek inorganik doldurucu (%81) içeriğine sahiptir ve başlangıç sertlik değerleri karşılaştırıldığında en yüksek sertlik değerleri bu kompozitte görülmüştür.

Diş hekimliği alanında kullanılan dental restoratif materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin bilinmesi, dental materyalin doğru endikasyonda kullanılması açısından önemlidir. Literatüre bakıldığında nano dolduruculu kompozit rezinlerin mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinin incelendiği laboratuvar çalışmaları vardır (Barszczewska-Rybarek, 2019; Bektaş ve ark., 2006; Göztaş ve ark., 2014). Çalışmamızda üst yüzey sertlik değerleri ölçümünde en yüksek sertlik değeri CDO kompozit rezinde görülmüştür. Bu kompozit rezinin organik matriksinde diğer kompozit rezinlerden farklı bir monomer olarak TCD-üretan bulunmaktadır. TCD-üretan monomeri, Bis-GMA monomerine alternatif olarak geliştirilmiştir ve özel bir alifatik yapı içermektedir. Ayrıca bu monomer düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedir.

Üretan gruplarının reaktivitesini arttıran bu monomer genel polimer çapraz bağ oranını da arttırmaktadır (Durner ve ark., 2012; Roy ve ark., 2018).

TCD-üretan monomerinin rezin matrikse eklenmesi, dental materyalin mekanik özelliklerinin daha iyi olmasını sağlar, yaşlanmaya karşı da daha fazla direnç göstermelerini sağlamaktadır (Graf & Ilie, 2022). Bizim çalışmamızda CDO kompozit materyalinin sertlik değerlerine bakıldığında, diğer tek renk kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek olmasının sebebi organik matriksinde TCD-üretan monomerinin olmasından kaynaklı olabilir.

Çalışmamızda kullanılan CDO; yeni geliştiren bir monomer olan TCD-DI-HEA (Bis-(acryloyloxymethyl) tricyclo [5.2.1.0.sup.2,6] decan)'yı içeren, düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve viskozitesi düşük olan bir nanohibrit kompozittir. Ayrıca Bis-GMA monomeriyle kıyaslandığında TCD monomeri daha fazla oranda reaktif çapraz bağlar içerdiğinden dolayı daha yüksek mekanik özellikler göstermektedir (Roy ve ark., 2018).

Farklı içeriklere sahip seramik materyallerde gıda benzeri solüsyonların estetik, mekanik ve fiziksel etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada en fazla sertlik kaybı inorganik doldurucu içeriği düşük olan materyalde gözlenmiştir (Koyal, 2023). Bizim çalışmamızda da inorganik içeriği en düşük materyal olan ZC'da en fazla sertlik kaybı gözlenmiştir.

Erdemir ve ark. yaptıkları çalışmada farklı polisaj sistemlerinin (Sof-lex disk, Pogo polisaj sistemi) kompozit rezinler üzerine etkisiyle mikrosertlik değerlerinin değişimlerini kıyaslamışlardır. Çalışma sonucunda polisaj sistemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir fakat polisaj sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ($p>0,05$) belirtmişlerdir (Erdemir,

Sancakli, ve ark., 2012). Bir çalışmada, farklı cilalama sistemleri (Kenda C.G.I., Shofu Super-snap X-Treme ve Eve Diacomp Plus Twist) arasındaki mikrosertlik farklılıklarının, Canto ve arkadaşlarının (Canto ve ark., 2020) yaptığı bir çalışmada olduğu gibi istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ortaya çıkarmıştır (Chowdhury ve ark., 2023). Bizim çalışmamızda da farklı polisaj sistemlerinin (Shofu One Gloss ve EVE Diacomp Plus) kompozit rezinler üzerine etkisi sonucunda mikrosertlik değişimleri değerlendirilmiş ve polisaj sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p>0,05$) sonucu bulunmuştur.

SEM görüntüleri ile meydana gelen yüzey değişimlerinin incelendiği çalışmalarda; test edilen materyaller arasında yüzey morfolojileri arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir. Yüzeyde pürüzsüzlük bulunması ve çatlak sayısının fazla olmasına bağlı olarak bulunan yüzey sertlik değerleri düşmüştür (Tolidis ve ark., 2016). Dental materyallerin sertliği ile meydana gelen çatlakların boyutu arasında bir ilişki vardır. Ek olarak, bu çatlakların boyutları da dental materyalin mikroyapısal özellikleri (Pörozite ve doldurucu parçacıkların boyutları gibi) ile bağlantılıdır. Materyalin sertliği ile ilgili edindiğimiz bilgiler bize kırılma direnci ile ilgili bir fikir verir (Geirsson ve ark., 2004).

Çalışmamızda örneklerin üst yüzeylerinden aldığımız SEM görüntüleri, materyallerin sertlik değerlerine paralel sonuçlar vermiştir. Başlangıç sertlik değerleri en yüksekten düşüğe doğru sırayla; CDO, ZC, OC, EÜS, EH'dir. SEM görüntüleri bizim bulgularımızı desteklemektedir. CDO kompozitin SEM görüntüsünde daha düzgün bir yüzey gözlemlenirken, EH kompozitte çatlakların varlığı gözlemlenmektedir (Şekil 4.4/a; Şekil 4.10/a).

Çalışmamızın birkaç kısıtlılığı bulunmaktadır. Bunlardan biri daha fazla sayıda ve daha farklı restoratif materyaller kullanılarak çalışma yapılabilirdi. Farklı restoratif

materyallerde daha farklı sonuçlar elde edilebilir. Bu çalışmanın diğer bir kısıtlaması, mikrosertlik için Vickers mikrosertlik cihazının kullanılması ve bu cihazın yüzeyin tamamı hakkında daha detaylı bilgi sahibi olmamızı engellemesidir. Bizim çalışmamız in vitro bir çalışmadır ve ağız içerisini tam anlamıyla taklit edememektedir. Klinik takip yapılarak daha iyi sonuçlar elde edilebilir.



6. SONUÇ

İn-vitro koşullarda yapılan çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere göre:

1. Bütün kompozitlerin başlangıç sertlik değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir. Başlangıç sertlik değeri en yüksek olan kompozit CDO'dır. Başlangıç sertlik değeri en düşük olan kompozit EH'dur.

2. Bütün kompozitlerin başlangıç ve 1. Gün sertlik farkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Yaşlandırma sonrası sertlik değerinde en fazla düşüş; ZC'ya EVE Twist polisaj uygulaması sonrası portakal suyunda bekletilmesi ile gözlenmiştir. Yaşlandırma sonrası sertlik değerlerinde en az düşüş; OC'ya EVE Twist polisaj uygulaması sonrası yapay tükürük+portakal suyu döngüsünde gözlenmiştir.

3. Çalışmada kullanılan kompozitlerin birkaçı hariç yaşlandırma öncesi sertlik değerleri, yaşlandırma sonrası sertlik değerlerine göre istatistiksel olarak yüksek sonuç göstermiştir.

4. Shofu One Gloss ile EVE Diacomp Plus polisaj sistemleri karşılaştırıldığında başlangıç ve 1. gün sertlik farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

5. Sonuç olarak farklı pH değerlerine ve yapılarına sahip sıvıların, zamana bağlı olarak bütün restoratif materyallerin yüzey özelliklerinde; mikrosertlik değerlerinde azalma şeklinde değişimlere sebep olduğu belirlenmiştir.

6. Materyallerin farklı mekanik özellikleri ile ilgili daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Abdalla, A.I., El Zohairy, A.A., Aboushelib, M.M. ve Feilzer, A.J. (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*, 20 (4), 250.
- Akova, T., Ozkomur, A. ve Uysal, H. (2006). Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dental Materials*, 22 (12), 1130-1134.
- Al Fawaz, A. ve Awliya, W.Y. (2003). The effect of the three finishing systems on three esthetic resorative materials. *Saudi Dental Journal*, 104-107.
- Al Sunbul, H., Silikas, N. ve Watts, D.C. (2016). Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dental Materials*, 32 (8), 987-997.
- Albers, H. F. (2002). Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPH-USA.
- Aliping-McKenzie, M., Linden, R. ve Nicholson, J. (2004). The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and 'compomers'. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31 (11), 1046-1052.
- Alshali, R.Z., Silikas, N. ve Satterthwaite, J.D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29 (9), e213-e217.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47 (1), 77-82.
- Amaral, F.L., Colucci, V., Palma-Dibb, R.G. ve Corona, S.A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19 (6), 340-353.
- Anusavice, K. (1996a). Dental casting alloys. *Phillips Science of Dental Materials*, 423-459.
- Anusavice, K. (1996b). Mechanical properties of dental materials. *Phillips' Science of Dental Materials*.
- Asmussen, E. (1984). Softening of Bis-GMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *European Journal of Oral Sciences*, 92 (3), 257-261.
- Atabek, D., Sililelioglu, H. ve Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative Dentistry*, 35 (3), 362-369.
- Attar, N., Yalçın Çakır, F. ve Gürkan, S. (2010). Kompozit Rezinler. *Hacettepe Dişhekimliği Dergisi*, 2, 48-58.
- Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A.G., Gunal, S. K., Avunduk, M.C. ve Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103 (4), 221-227.
- Azzarri, M., Cortizo, M. ve Alessandrini, J. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *Journal of Dentistry*, 31 (7), 463-468.
- Badra, V.V., Faraoni, J.J., Ramos, R.P. ve Palma-Dibb, R.G. (2005). Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*, 30 (2), 213-219.
- Bagheri, R., Burrow, M. ve Tyas, M. (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 33 (5), 389-398.

- Barszczewska-Rybarek, I. M. (2019). A guide through the dental dimethacrylate polymer network structural characterization and interpretation of physico-mechanical properties. *Materials*, 12 (24), 4057.
- Barutçigil, Ç. ve Yıldız, M. (2012). Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites. *Journal of Dentistry*, 40, e57-e63.
- Baseren, M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *Journal of Biomaterials Applications*, 19 (2), 121-134.
- Bektaş, Ö., Eren, D. ve Hürmüzlü, F. (2006). Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9 (1), 95-99.
- Bertrand, M.F., Leforestier, E., Muller, M., Lupi-Pégurier, L. ve Bolla, M. (2000). Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53 (6), 658-663.
- Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L.V. ve Vallittu, P.K. (2015). Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, 123 (1), 53-60.
- Blackham, J.T., Vandewalle, K.S. ve Lien, W. (2009). Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Operative Dentistry*, 34 (6), 697-702.
- Blalock, J. S., Chan, D., Browning, W., Callan, R. ve Hackman, S. (2006). Measurement of clinical wear of two packable composites after 6 months in service. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33 (1), 59-63.
- Boaro, L.C.C., Gonçalves, F., Guimarães, T.C., Ferracane, J.L., Versluis, A. ve Braga, R.R. (2010). Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26 (12), 1144-1150.
- Burgess, J., Walker, R. ve Davidson, J. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24 (5), 465-479.
- Burrow, M., Sano, H., Nakajima, M., Harada, N. ve Tagami, J. (1996). Bond strength to crown and root dentin. *American Journal of Dentistry*, 9 (5), 223-229.
- Can, G. ve Kaplan, R., (2004). Üç farklı kompomerin yapay tükürük ortamında yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 31 (1) 73-77.
- Canto, F.M.T., Alexandria, A.K., Magno, M.B., Silva, E.M.D. ve Maia, L.C. (2020). Topography and microhardness changes of nanofilled resin composite restorations submitted to different finishing and polishing systems and erosive challenge. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*, 20, e4812.
- Carrilho, M., Carvalho, R.M., Tay, F.R., Yiu, C. ve Pashley, D.H. (2005). Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *American Journal of Dentistry*, 18 (6), 315-319.
- Cengel, Y.A. ve Boles, M.A. (1989). *Thermodynamics: an Engineering Approach*, Zn* ed. In: New York, NY: McGraw-Hill Inc.
- Chandler, H., Bowen, R. ve Paffenbarger, G. (1971). Method for finishing composite restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 83 (2), 344-348.

- Chersoni, S., Suppa, P., Breschi, L., Ferrari, M., Tay, F. R., Pashley, D.H. ve Prati, C. (2004). Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dental Materials*, 20 (9), 796-803.
- Chowdhury, D., Mukherjee, S., Maity, I. ve Mazumdar, P. (2023). Surface roughness and microhardness evaluation of composite resin restorations subjected to three different polishing systems immediately and after 24 h: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 26 (6), 639-645.
- Correr, G.M., Bruschi Alonso, R.C., Baratto-Filho, F., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M.A.C. ve Puppini-Rontani, R.M. (2012). In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70 (2), 101-108.
- Craig, R., Powers, J. ve Sakaguchi, R. (2006). *Craig's restorative dental materials*, Mosby-Year Book Inc, 11830 Western Industrial Drive, St. Louis, Missouri, 52-96.
- Çoğulu, D., Ersin, N. ve Topaloğlu, A. (2008). Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. *Dicle Diş Hek. Derg.*, 9, 7-12.
- Da Costa, J.B., Goncalves, F. ve Ferracane, J.L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Operative Dentistry*, 36 (2), 205-212.
- Da Silva, M.A.B., Fardin, A.B., de Vasconcellos, R.C.C., Santos, L.d.M., Tonholo, J., Júnior, J.G.D.S. ve dos Reis, J.I.L. (2011). Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. *Microscopy and Microanalysis*, 17 (3), 446-451.
- Dayangaç, B. 2000. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Güneş Kitabevi, 120 s, Ankara.
- Dayangaç, B. 2011. *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık, 166 s, İstanbul.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21 (11), 999-1007.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, 82 (2), 136-140.
- Durner, J., Obermaier, J., Draenert, M. ve Ilie, N. (2012). Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dental Materials*, 28 (11), 1146-1153.
- Dündar, A. (2012). Mine yüzeyinin farklı rezinlerle kaplanması ve sitrik asidin flor, nano-hidroksiapatit ve kazein ile modifiye edilmesi işlemlerinin dental erozyonu önlemedeki etkinliklerinin incelenmesi. (Doktora Tezi), Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Konya.
- Eick, J.D., Kotha, S.P., Chappelow, C.C., Kilway, K.V., Giese, G.J., Glaros, A.G. ve Pinzino, C.S. (2007). Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dental Materials*, 23 (8), 1011-1017.
- El-Badrawy, W., McComb, D. ve Wood, R. (1993). Effect of home-use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dental Materials*, 9 (1), 63-67.
- ElSayad, I.I. (2018). Color and translucency of finished and unfinished esthetic restorative materials after staining and bleaching. *The Saudi Dental Journal*, 30 (3), 219-225.

- Erdemir, U., Sancakli, H.S. ve Yildiz, E. (2012). The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *European Journal of Dentistry*, 6 (02), 198-205.
- Erdemir, U., Yıldız, E. ve Eren, M. M. (2012). Effects of sports drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *Journal of Dentistry*, 40, e55-e63.
- Ergücü, Z. ve Türkün, L. (2005). Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üni. Diş Hek. Fak. Derg.*, 26, 59-64.
- EVE, 2024. EVE-Diacomp Plus Twist. <https://www.eve-rotary.com/en/product-group/diacomp-plus-ra/> (01.05.2024)
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite-state of the art. *Dental Materials*, 27 (1), 29-38.
- Fleming, G. ve Zala, D.M. (2003). An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. *Operative Dentistry*, 28 (2), 168-177.
- Flury, S., Peutzfeldt, A. ve Lussi, A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 30 (10), 1104-1112.
- Fráter, M., Forster, A., Keresztúri, M., Braunitzer, G. ve Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of Dentistry*, 42 (9), 1143-1150.
- Fuentes, V., Toledano, M., Osorio, R. ve Carvalho, R.M. (2003). Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 66 (4), 850-853.
- Fujimoto, Y., Iwasa, M., Murayama, R., Miyazaki, M., Nagafuji, A. ve Nakatsuka, T. (2010). Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dental Materials Journal*, 29 (4), 392-397.
- Furuse, A.Y., Gordon, K., Rodrigues, F.P., Silikas, N. ve Watts, D.C. (2008). Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *Journal of Dentistry*, 36 (11), 945-952.
- Gale, M. ve Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27 (2), 89-99.
- Galvão, M.R., Caldas, S.G.F.R., Bagnato, V.S., de Souza Rastelli, A.N. ve de Andrade, M.F. (2013). Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European Journal of Dentistry*, 7 (1), 86.
- García-Godoy, F. ve García-Godoy, A. (2002). Effect of bleaching gels on the surface roughness, hardness, and micromorphology of composites. *General Dentistry*, 50 (3), 247-250.
- GC, 2024a. Essentia Universal Shade-GC. <https://www.gc.dental/europe/en/products/essentiauniversal> (01.05.2024)
- GC, 2024b. Essentia HiFlo-GC. https://www.gc.dental/europe/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/essentiauniversal/ifu/IFU_Essentia_HiFlo_-_Essentia_LoFlo_E.pdf (01.05.2024)
- Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., Bektaş, Ö.Ö. ve Özdemir, A.K. (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 136 (8), 1106-1112.

- Geirsson, J., Thompson, J.Y. ve Bayne, S.C. (2004). Porosity evaluation and pore size distribution of a novel directly placed ceramic restorative material. *Dental Materials*, 20 (10), 987-995.
- Genç, G. ve Toz, T. (2014). Ön dişlerin direkt restorasyonlarında uygulanan kompozit rezinlerin renk stabiliteleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15 (2).
- Genç, G. ve Toz, T. (2017). Rezin kompozitlerin renk stabilitesi ile ilgili bir derleme: Kompozit renklenmelerinin etyolojisi, sınıflandırılması ve tedavisi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 38 (2), 68-79.
- Gordan, V.V., Patel, S.B., Barrett, A.A. ve Shen, C. (2003). Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Operative Dentistry-University of Washington*-, 28 (5), 560-567.
- Gökay, N. ve Türkün, L.Ş. (2002). Farklı kompozit rezin materyallerinin aşınma ve sertlik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi.
- Gönülol, N. (2009). Nanodolduruculu kompozitlerde farklı bitirme ve cila tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisi. (Doktora Tezi), Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü, Samsun.
- Gönülol, N., Ozer, S. ve Tunc, E.S. (2016). Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 26 (5), 376-382.
- Göztaş, Z., Tosun, G., Yıldız, E. ve Kahraman, K. (2014). Nanodoldurucu içeren beş farklı kompozitin yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 1 (2), 43-48.
- Graf, N. ve Ilie, N. (2022). Long-term mechanical stability and light transmission characteristics of one shade resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 116, 103915.
- Grippio, J.O., Simring, M. ve Schreiner, S. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *The Journal of the American Dental Association*, 135 (8), 1109-1118.
- Hamouda, I.M. (2011). Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23 (5), 315-322.
- Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M. ve Okiji, T. (2008). Evaluation of flowable resin composite surfaces eroded by acidic and alcoholic drinks. *Dental Materials Journal*, 27 (3), 455-465.
- Hannig, C., Berndt, D., Hoth-Hannig, W. ve Hannig, M. (2009). The effect of acidic beverages on the ultrastructure of the acquired pellicle-an in situ study. *Archives of Oral Biology*, 54 (6), 518-526.
- Hannig, M. ve Balz, M. (1999). Influence of in vivo formed salivary pellicle on enamel erosion. *Caries research*, 33 (5), 372-379.
- Heymann, H., Ritter, A. ve Roberson, T. (2012). Introduction to composite restorations. *Studivant's Art and Science of Operative Dentistry*. 6th ed. Singapore: Elsevier, 216-223.
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. ve Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 48 (1), 3-16.
- Hosaka, K., Nakajima, M., Takahashi, M., Itoh, S., Ikeda, M., Tagami, J. ve Pashley, D. H. (2010). Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. *Dental Materials*, 26 (4), 360-367.

- Ilie, N. ve Hickel, R. (2009). Macro-, micro-and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials*, 25 (6), 810-819.
- Ilie, N., Keßler, A. ve Durner, J. (2013). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of Dentistry*, 41 (8), 695-702.
- Jefferies, S.R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42 (4), 613-627.
- Jefferies, S.R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51 (2), 379-397.
- Jones, C., Billington, R. ve Pearson, G. (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196 (1), 42-45.
- Jones, C.S., Billington, R. W. ve Pearson, G. J. (2006). Interoperator variability during polishing. *Quintessence International*, 37 (3).
- Jung, M., Hornung, K. ve Klimek, J. (2005). Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Oper Dent*, 30 (2), 139.
- Jung, M., Voit, S. ve Klimek, J. (2003). Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*, 28 (1), 53-59.
- Jyothi, K., Annapurna, S., Kumar, A.S., Venugopal, P. ve Jayashankara, C. (2011). Clinical evaluation of giomer-and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 14 (4), 409.
- Kapdan, A., Ünal, M. ve Hürmüzlü, F. (2010). Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *SÜ Diş Hek Fak Derg*, 19, 9-14.
- Kim, K.H., Ong, J. L. ve Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87 (6), 642-649.
- Koray, F. ve Yücel, T. (2002). Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD*, 71, 16-23.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N. ve Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative Dentistry*, 33 (1), 44-50.
- Koshi, F., Cengiz, E., Er, F. ve Ulusoy, N. (2015). Restoratif diş hekimliğinde nanoteknoloji. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25 (2).
- Koyal, Ç. (2023). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan farklı içeriklere sahip seramik materyallerde gıda benzeri solüsyonların estetik, mekanik ve fiziksel etkilerinin değerlendirilmesi.
- Krejci, I., Häusler, T., Sägeser, D. ve Lutz, F. (1994). New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dental Materials*, 10 (5), 331-335.
- Kulzer, 2024. Charisma Diamond One-Kulzer. <http://www.kulzer-turkey.com/charisma-diamond-topaz-one/> (01.05.2024)
- Kumari, R.V., Nagaraj, H., Siddaraju, K. ve Poluri, R.K. (2015). Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 7 (7), 63.
- Kurachi, C., Tuboy, A.M., Magalhães, D.V. ve Bagnato, V.S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials*, 17 (4), 309-315.

- Lainović, T., Blažić, L., Kukuruzović, D., Vilotić, M., Ivanišević, A. ve Kakaš, D. (2014). Effect of diamond paste finishing on surface topography and roughness of dental nanohybrid composites–AFM analysis. *Procedia Engineering*, 69, 945-951.
- Leal, A., Paula, A., Ramalho, A., Esteves, M., Ferreira, M.M. ve Carrilho, E. (2015). Roughness and microhardness of composites after different bleaching techniques. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13 (4), 381-388.
- Lee, Y.-K., Yu, B., Lim, H.-N. ve Lim, J.I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 154-160.
- Leinfelder, K.F. (1993). Posterior composites: State-of-the-art clinical applications. *Dental Clinics of North America*, 37 (3), 411-418.
- Leinfelder, K.F. ve Lemons, J.E. (1988). *Clinical restorative materials and techniques*. (No Title).
- Lopes, I.A.D., Monteiro, P.J.V.C., Mendes, J.J.B., Gonçalves, J.M.R. ve Caldeira, F.J.F. (2018). The effect of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. *The Saudi Dental Journal*, 30 (3), 197-207.
- Lu, H., Roeder, L.B., Lei, L. ve Powers, J.M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17 (2), 102-108.
- Luo, M.R., Cui, G. ve Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 26 (5), 340-350.
- Lussi, A., Jaeggi, T. ve Zero, D. (2004). The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Research*, 38 (Suppl. 1), 34-44.
- Lutz, F. ve Phillips, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50 (4), 480-488.
- Lutz, F., Setcos, J.C. ve Phillips, R.W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *Journal of the American Dental Association* (1939), 107 (4), 575-580.
- Magalhães, A.C., Moraes, S., Rios, D. ve Buzalaf, M.A.R. (2009). Effect of ion supplementation of a commercial soft drink on tooth enamel erosion. *Food Additives and Contaminants*, 26 (2), 152-156.
- Magne, P. ve So, W.S. (2008). Optical integration of incisoproximal restorations using the natural layering concept. *Quintessence International*, 39 (8).
- Marghalani, H.Y. (2010). Post-irradiation Vickers microhardness development of novel resin composites. *Materials Research*, 13, 81-87.
- Mayworm, C.D., Camargo Jr, S.S. ve Bastian, F.L. (2008). Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *Journal of Dentistry*, 36 (9), 703-710.
- McKinney, J. ve Wu, W. (1985). Chemical softening and wear of dental composites. *Journal of Dental Research*, 64 (11), 1326-1331.
- Milleding, P., Ahlgren, F., Wennerberg, A., Örtengren, U. ve Karlsson, S. (1998). Microhardness and surface topography of a composite resin cement after water storage. *International Journal of Prosthodontics*, 11 (1).

- Mitra, S.B., Wu, D. ve Holmes, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134 (10), 1382-1390.
- Miyazaki, M., Sato, M., Onose, H. ve Moore, B.K. (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American Journal of Dentistry*, 11 (3), 118-122.
- Mobarak, E., Elsayad, I., Ibrahim, M. ve El-Badrawy, W. (2009). Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials. *Operative Dentistry*, 34 (1), 65-71.
- Morresi, A.L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C. ve Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
- Moszner, N. ve Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*, 1 (1-2), 130-156.
- Musanje, L. ve Ferracane, J.L. (2004). Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 25 (18), 4065-4071.
- Müezzinoğlu, H. ve Soyman, M.A., (2023). Kompozit rezinlere renklendirici çözeltiler ve ev tipi beyazlatma materyali uygulanması sonrasında su emilimi, yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimlerinin incelenmesi. *Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19 (3), 184-190.
- Nair, S.R., Niranjana, N.T., Jayasheel, A. ve Suryakanth, D.B. (2017). Comparative evaluation of colour stability and surface hardness of methacrylate based Flowable and packable composite-in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 11 (3), ZC51.
- Navimipour, E.J., Ajami, A.A., Oskoe, S.S., Kahnamou, M.A., Bahari, M., Chaharom, M.E.E. ve Shojaei, S.M. (2019). Surface roughness of different composite resins after application of 15% carbamide peroxide and brushing with toothpaste: An in-vitro study. *Frontiers in Dentistry*, 16 (1), 55.
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Ogawa, T. ve Hasegawa, A. (2005). Effect of curing environment on mechanical properties and polymerizing behaviour of methyl-methacrylate autopolymerizing resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32 (3), 221-226.
- Okte, Z., Villalta, P., García-Godoy, F., Lu, H. ve Powers, J.M. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Operative Dentistry*, 31 (5), 623-628.
- Ozel Bektas, O., Eren, D., Akin, E.G. ve Akin, H. (2013). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71 (3-20244), 541-546.
- Ozkanoglu, S. ve Akin, E. (2020). Evaluation of the effect of various beverages on the color stability and microhardness of restorative materials. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23 (3), 322-328.
- Ölmez, A. ve Kisbet, S. (2013). Advancements in finishing and polishing procedures for composite resin restorations. *Acta Odontol Turc*, 30 (2), 115-122.

- Örtengren, U., Wellendorf, H., Karlsson, S. ve Ruyter, I. (2001). Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28 (12), 1106-1115.
- Palin, W., Fleming, G., Burke, F., Marquis, P. ve Randall, R. (2005). The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dental Materials*, 21 (9), 852-863.
- Phillips, R. (2013). *Phillips' science of dental materials* -Anusavice, K.J.-. St. Louis, MO: Elsevier/Saunders.
- Phillips, R.W., Anusavice, K.J., Shen, C. ve Rawls, H. (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier/Saunders.
- Pires-de, F.D.C.P., Garcia, L.D.F.R., Roselino, L.D.M.R. ve Naves, L.Z. (2011). Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing-an in situ study. *Journal of Dentistry*, 39, e18-e24.
- Pober, R. (1998). Reporting microhardness data in Scientific publications. *Journal of Dental Research*, 77 (10), 1766.
- Poskus, L.T., Placido, E. ve Cardoso, P.E.C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20 (8), 726-732.
- Poss, S.D. (2010). Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dentistry Today*, 29 (4), 104-105.
- Powers, J. ve Sakaguchi, R.L., (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. In: Elsevier Mosby, 412 p, Philadelphia, USA.
- President Dental, 2024. ZenChroma-President Dental. https://www.presidentdental.com/product_details/PRESIDENT_DENTAL_ZEN_CHROMA_Universal_Composite/70 (01.05.2024)
- Prieto, L.T., de Araújo, C.T.P., Pierote, J.J.A., de Oliveira, D.C.R.S., Coppini, E.K. ve Paulillo, L.A.M.S. (2018). Evaluation of degree of conversion and the effect of thermal aging on the color stability of resin cements and flowable composite. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 21 (1), 47.
- Rees, J.S., Loyn, T., Rowe, W., Kunst, Q. ve McAndrew, R. (2006). The ability of fruit teas to remove the smear layer: an in vitro study of tubule patency. *Journal of Dentistry*, 34 (1), 67-76.
- Rios, D., Honório, H.M., Francisconi, L.F., Magalhães, A.C., Machado, M.A.d.A.M. ve Buzalaf, M.A.R. (2008). In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *Journal of Dentistry*, 36 (2), 152-157.
- Roberson, T. (2006). Introduction to composite restorations In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ Jr (eds) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* Mosby, St. Louis, Mo, 504.
- Roberson, T., Heymann, H. ve Swift, E. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 2006. Google Scholar, 66-132.
- Roberson, T., Heymann, H.O. ve Swift Jr, E.J. (2013). *Arabic-Sturdevant's art and science of operative dentistry: Arabic bilingual edition*. Elsevier Health Sciences.
- Rocha, R.S., Oliveira, A.C., Caneppele, T.M.F. ve Bresciani, E. (2017). Effect of artificial aging protocols on surface gloss of resin composites. *International Journal of Dentistry*.

- Roeder, L.B. ve Powers, J.M. (2004). Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *American Journal of Dentistry*, 17 (2), 109-112.
- Rouhollahi, M., Mohammadibasir, M. ve Talim, S. (2012). Comparative depth of cure among two light-cured core build-up composites by surface vickers hardness. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 9 (3), 255.
- Roy, K.K., Kumar, K.P., John, G., Sooraparaju, S.G., Nujella, S.K. ve Sowmya, K. (2018). A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 21 (1), 68-73.
- Saraç, D., Saraç, Ş., Külünk, Ş., Kural, Ç. ve Külünk, T. (2006). Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23 (3), 169-175.
- Sarı, M.E., Koyutürk, A.E. ve Çankaya, S. (2010). Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi.
- Saunders, S.A. (2009). Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 47-61.
- Saygılı, G., Şahmalı, S. ve Demirel, F. (2003). Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time. *Polymers for Advanced Technologies*, 14 (9), 616-622.
- Schmidlin, P.R. ve Gohring, T. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 29 (1), 80-86.
- Shahdad, S.A., McCabe, J.F., Bull, S., Rusby, S. ve Wassell, R.W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 23 (9), 1079-1085.
- Shen, C. (2013). Chapter 18 Dental Ceramics. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of dental materials*. In: Elsevier Saunders: St. Louis.
- Shimazu, K., Ogata, K. ve Karibe, H. (2011). Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dental Materials Journal*, 30 (6), 923-927.
- Shofu 2024. OneGloss-Shofu. <https://www.shofu.com/wp-content/uploads/OneGloss-IFU-US.pdf> (01.05.2024)
- Shono, Y., Terashita, M., Shimada, J., Kozono, Y., Carvalho, R.M., Russell, C.M. ve Pashley, D.H. (1999). Durability of resin-dentin bonds. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1 (3).
- Sonugelen, M., Artunç, C. ve Güngör, M. (2000). Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. *EÜ Diş Hek. Fak. Derg.*, 21, 1-10.
- Söderholm, K.J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W. ve Bergman, M. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research*, 63 (10), 1248-1254.
- Sturdevant, C., Roberson, T., Heyman, H. ve Sturdevant, J. (1995). *The art science of operative dentistry* 3rd ed. St Louis, Toronto, Priceton: The CV Mosby Company, 504-512.

- Summitt, J., Robbins, J., Hilton, T., Schwartz, R. ve Dos Santos Jr, J. (2006). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach: Quintessence Pub. In: Chicago.
- Summitt, J.B. (2001). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. (No Title).
- Swift Jr, E.J. ve Swift Jr, E.J. (2005). Nanocomposites. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 17 (1), 3-4.
- Şeker, Ö.C. (2011). Çeşitli asidik içeceklerin iki farklı restoratif materyalin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerinin in vitro koşullarda değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
- Takeuchi, C., Flores, V.O., Dibb, R.P., Panzeri, H., Lara, E. ve Dinelli, W. (2003). Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. Operative Dentistry-University of Washington-, 28 (3), 281-286.
- Tekçe, N., Pala, K., Özel, E., Tuncer, S. ve Demirci, M. (2015). Üç Farklı Kompozit Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerinde Polimerizasyon Süresinin Etkisi. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 21 (2).
- Tian, M., Gao, Y., Liu, Y., Liao, Y., Xu, R., Hedin, N.E. ve Fong, H. (2007). Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. Polymer, 48 (9), 2720-2728.
- Tokuyama, 2024. Omnichroma-Tokuyama. <https://www.tokuyamaturkiye.com/upload/kullanim/omnichroma.pdf> (01.05.2024)
- Tolidis, K., Dionysopoulos, D., Gerasimou, P. ve Sfeikos, T. (2016). Effect of radiant heat and ultrasound on fluoride release and surface hardness of glass ionomer cements. Journal of applied biomaterials & functional materials, 14 (4), 463-469.
- Torkabadi, S., Nakajima, M., Ikeda, M., Foxton, R.M. ve Tagami, J. (2009). Influence of bonded enamel margins on dentin bonding stability of one-step self-etching adhesives. Journal of Adhesive Dentistry, 11 (5).
- Trakyalı, G., Özdemir, F.I. ve Arun, T. (2009). Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. The European Journal of Orthodontics, 31 (4), 397-401.
- Turkun, L. ve Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. Operative Dentistry-University of Washington-, 29 (2), 203-211.
- Uğuz, O. (2011). Bitki çaylarının diş rengindeki restoratif materyallerin mikrosertlik ve renk stabiliteleri üzerine etkilerinin değerlendirilmesi.
- Uhl, A., Michaelis, C., Mills, R.W. ve Jandt, K.D. (2004). The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. Dental Materials, 20 (1), 21-28.
- Ultradent, 2024. VALO Cordless LED. <https://www.ultradent.com.tr/products/categories/equipment/curing-lights/valo-cordless?sku=5941-> (01.05.2024)
- Van Landuyt, K., De Munck, J., Mine, A., Cardoso, M.V., Peumans, M. ve Van Meerbeek, B. (2010). Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives. Journal of Dental Research, 89 (10), 1045-1050.

- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26 (2), e100-e121.
- Van Meerbeek, B., Willems, G., Celis, J.P., Roos, J., Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1993). Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of Dental Research*, 72 (10), 1434-1442.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J. ve Van Landuyt, K. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27 (1), 17-28.
- Van Noort, R. ve Barbour, M. (2005). *Introduction to Dental Materials*. Mosby, UK.
- Venturini, D., Cenci, M.S., Demarco, F.F., Camacho, G.B. ve Powers, J.M. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative Dentistry*, 31 (1), 11-17.
- von Fraunhofer, J.A. ve Rogers, M.M. (2004). Dissolution of dental enamel in soft drinks. *General Dentistry*, 52 (4), 308-312.
- Wakefield, C.W. ve Kofford, K.R. (2001). Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 7-29.
- Waki, T., Nakamura, T., Wakabayashi, K., Mutobe, Y. ve Yatani, H. (2004). Adhesive strength between fiber-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. *International Journal of Prosthodontics*, 17 (3).
- Wan, A.C., Yap, A.U. ve Hastings, G.W. (1999). Acid–base complex reactions in resin-modified and conventional glass ionomer cements. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 48 (5), 700-704.
- Wang, L., D'Alpino, P.H.P., Lopes, L.G. ve Pereira, J.C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.
- Wassell, R., McCabe, J. ve Walls, A. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dental Materials*, 8 (4), 218-223.
- Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A. ve Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47 (1), 21-25.
- Weinmann, W., Thalacker, C. ve Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21 (1), 68-74.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P. ve Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, 8 (5), 310-319.
- Wilson, K.S., Zhang, K. ve Antonucci, J.M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26 (25), 5095-5103.
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C. ve Tantbirojn, D. (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, 34 (3), 214-220.
- Wu, W., Toth, E., Moffa, J. ve Ellison, J. (1984). Materials science subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *Journal of Dental Research*, 63 (5), 675-680.

- Yanikoglu, N., Duymuş, Z.Y. ve Yilmaz, B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28 (3), 344-351.
- Yap, A., Tan, B., Tay, L., Chang, K., Loy, T. ve Mok, B. (2003). Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. *Operative Dentistry*, 28 (6), 740-746.
- Yap, A.U.J., Pandya, M. ve Toh, W.S. (2016). Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dental Materials Journal*, 35 (3), 503-510.
- Yesilyurt, C., Yoldas, O., Altintas, S.H. ve Kusgoz, A. (2009). Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dental Materials Journal*, 28 (3), 362-367.
- Young, A. ve Tenuta, L. (2011). Initial erosion models. *Caries Research*, 45 (Suppl. 1), 33-42.
- Zimmerli, B., Lussi, A. ve Flury, S. (2011). Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Operative Dentistry*, 36 (1), 52-59.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	Fatıma KEÇECİ
Öğrenim Bilgileri	Lise: 2008-2011 Cumhuriyet Lisesi Selçuklu/ Konya Lisans/Yüksek Lisans: 2011-2016 Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hekimliği Bölümü
İş Deneyimi	2021-halen: Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı