TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK
ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI İÇECEKLERİN RESTORATİF MATERYALLERİN SERTLİĞİ VE PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

İrem Nur ÇAKMAK

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER

TRABZON-2022

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK
ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI İÇECEKLERİN RESTORATİF MATERYALLERİN SERTLİĞİ VE PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNVİTRO OLARAK İNCELENMESİ

İrem Nur ÇAKMAK
ORCID: 0000-0002-3044-0918

UZMANLIK TEZİ

Dr.Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER

ORCID: 0000-0001-8069-0328

TRABZON-2022

ONAY SAYFASI

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

2022

İrem Nur ÇAKMAK

(İmza)

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca mesleki bilgi ve tecrübesiyle değerli bilgilerini benimle paylaşan, desteğini ve yardımını hiçbir zaman esirgemeyen kıymetli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER'e

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve yardımlarıyla üzerimde emekleri geçen anabilim dalı hocalarım Doç. Dr. Güneş Bulut EYÜBOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a,

Tez çalışmama büyük katkısı olan, özverisi ve desteğini hep hissettiğim Karadeniz Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Anabilim Dalı hocalarından Dr. Öğr. Üyesi Harun YANAR'a ve Prof.Dr. Gencağa PÜRÇEK'e

KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na ve desteklerinden dolayı KTÜ Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimine aynı gün başladığım, her koşulda yanımda olan, iyi kötü her anımı paylaşan canım eşkıdemlim Zuhal'e

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber gülüp beraber ağladığımız, bir çok anı paylaştığım, her zaman desteklerini hissettiğim canım çalışma arkadaşlarım; Özge, İrem, Leyla, Pelin, Ayşenur, Elif'e,

Uzmanlık sürecimde beraber çalışma fırsatı bulduğum sevgili Hatice ERYUVA, Fatih YAVUZ, Beyza ZAİM, Esmahan OKUR'a,

Klinik personellerimiz Serhat ŞAHİN, Burak YAZICI ve Fatma İSKENDER'e , klinik sekreterimiz Nahide TÜTÜNCÜ KUVVET'e,

Bütün hayatımda olduğu gibi uzmanlık eğitim sürecimde de özverisi ve sabrı ile her zaman yanımda olan canım sevgilim Ayhan'a,

Bugünlere gelmemin en büyük sebepleri olan canım annem ve canım babama, desteği ve varlığı bana hep güç veren canım kardeşim Göktuğ'a

Sonsuz teşekkür ederim..

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI
ONAY
BEYAN
TEŞEKKÜR
İÇİNDEKİLER **vi**
TABLOLAR DİZİNİ **ix**
ŞEKİLLER DİZİNİ **x**
RESİMLER DİZİNİ **xi**
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ **xii**
ÖZET **xv**
ABSTRACT **xvi**
1.GİRİŞ ve AMAÇ **1**
2.GENEL BİLGİLER **3**
2.1.Restoratif Materyaller 3
2.1.1. Kompozit Reçineler 3
2.1.1.1. Kompozit Reçinelerin Gelişimi 3
2.1.1.2. Kompozit Reçinelerin Yapısı 5
2.1.1.2.1. Organik Faz 5
2.1.1.2.2 İnorganik Faz 5
2.1.1.2.3 Ara Faz 6
2.1.1.3. Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması 6
2.1.1.3.1.Partikül Boyutuna Göre Sınıflandırma 7
2.1.1.3.2.Viskozitelerine Göre Sınıflandırma 7
2.1.1.3.2.1. Kondanse Edilebilen Kompozitler 8
2.1.1.3.2.2. Akışkan Kompozitler 9
2.1.1.3.3. Güncel Kompozit Reçineler 9
2.1.1.3.3.1. Ormoserler 10
2.1.1.3.3.2. Antibakteriyel Etkili Kompozit Reçineler 10

2.1.1.3.3.3. Siloranlar 10
2.1.1.3.3.4. Bulk-Fill Kompozit Reçineler 11
2.1.1.3.3.5. Nanokompozitler 11
2.1.1.4. Kompozit Reçinelerin Özellikleri 12
2.1.1.4.1. Fiziksel Özellikler 13
2.1.1.4.2. Mekanik Özellikler 13
2.1.2. Cam İyonomer Simanlar 16
2.1.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar 16
2.1.2.2. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar 17
2.1.2.3. Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar 18
2.2. Yüzey Pürüzlülüğü 19
2.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri 19
2.3. Mikrosertlik 21
2.3.1. Yüzey Setliği Ölçüm Yöntemleri 21
2.4. Diyetin Restorasyonun Başarısına Etkisi 23
3. MATERYAL VE METOD 24
3.1.Çalışmada Kullanılan Dental Restoratif Materyaller 24
3.2.Örneklerin Hazırlanması 27
3.3.Materyal Gruplarının Oluşturulması 28
3.4.Örneklerin Bitirme ve Polisaj İşlemleri 29
3.5.Örneklerin Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü ve Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi 29
3.6.Örneklerin İçeceklerde Bekletilmesi 30
3.7.İçeceklerin pH ve Sıcaklık Değerlerinin Ölçülmesi 30
3.8.Örneklerin İçeceklerde Bekletildikten Sonra Yüzey Pürüzlülüğü ve Sertlik Değerlerinin Tekrar Ölçülmesi 30
3.9.Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizlerinin Yapılması 31

4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ **32**

5.BULGULAR **33**

5.1.İçeceklerin pH Bulgular 33

5.2.Örneklerin Sertlik Bulguları 33

5.3.Örneklerin Pürüzlülük Bulguları 39

5.4.Örneklerin SEM Bulguları 44

6. TARTIŞMA **49**

7. SONUÇ VE ÖNERİLER **59**

KAYNAKÇA

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları

Tablo 2. Materyallerin başlangıç sertliklerinin değerlendirilmesi

Tablo 3. Farklı materyal ve içeceklerin son sertlik üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

Tablo 4. Farklı materyal ve içeceklerin son sertlik üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

Tablo 5. Başlangıca göre son sertlik değişiminin değerlendirilmesi

Tablo 6. Materyallerin başlangıç pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi

Tablo 7. Farklı materyal ve içeceklerin son pürüzlülük üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

Tablo 8. Farklı materyal ve içeceklerin son pürüzlülük üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

Tablo 9. Başlangıca göre son pürüzlülük değişiminin değerlendirilmesi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Sık kullanılan monomerlerin kimyasal formülleri

Şekil 2. Materyallerin son sertlik değerleri

Şekil 3. Materyallerin sertlik değerlerindeki değişim

Şekil 4. Materyallerin son pürüzlülük değerleri

Şekil 5. Materyallerin pürüzlülük değerlerindeki değişim

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Çalışmada kullanılan kompozit reçine

Resim 2. Çalışmada kullanılan bulkfil kompozit

Resim 3. Çalışmada kullanılan nanohibrit bulkfil kompozit

Resim 4. Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman

Resim 5. Mikrohibrit kompozit örnekleri

Resim 6. Nanohibrit bulkfil kompozit örnekleri

Resim 7. Hibrit bulkfil kompozit örnekleri

Resim 8. Cam iyonomer siman örnekleri

Resim 9. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

Resim 10. Sertlik testi, Vickers sertlik test cihazı

Resim 11. Yüzey kaplama

Resim 12. SEM

Resim 13. FZ250'ye ait SEM görüntüleri

Resim 14. XV' ye ait SEM görüntüleri

Resim 15. TNCB'ye ait SEM görüntüleri

Resim 16. KME'ye ait SEM görüntüleri

KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksilat Bisfenol A Dimetrakrilat
N	Newton
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
SEM	Scanning Electron Microscopy - Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
gr	Gram
MMA	Metil Metakrilat
MPTS	3-metakriloksipropiltri metoksisilan
Ca^{+2}	Kalsiyum
Al^{+3}	Alüminyum
HEMA	2-Hidroksietilmetakrilat
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
kg	Kilogram
ml	mililitre
pH	Potansiyel Hidrojen
MDPB	Metakriloiloksi Dodesil Pirinidyum Bromid

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
±	Eksiği veya Fazlası
=	Eşit

ÖZET

FARKLI İÇECEKLERİN RESTORATİF MATERYALLERİN SERTLİĞİ VE PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Bu çalışmada farklı içeceklerde 30 gün bekletilen dört farklı restoratif dental materyalin sertlik ve yüzey pürüzlülüğündeki değişimin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada bir adet geleneksel kompozit reçine (Filtek Z250, 3M Espe,St. Paul, MN, ABD), 2 adet bulkfil kompozit (Xtrafill Voco, Cuxhaven, Almanya ve Tetric N Ceram, İvoclar Vivadent,AG Schaan/Liechtenstein, Almanya) ve bir adet cam iyonomer siman (Ketac Molar Easymix, 3M Espe, St. Paul, MN, ABD) kullanılmıştır. Örnekler 4 mm yüksekliğinde 8 mm çapında yuvarlak teflon kalıplar kullanılarak hazırlanmıştır (n=10). Her bir örneğe polisaj yapılmıştır. Daha sonra örneklerin başlangıç pürüzlülük ve sertlik değerleri ölçülmüştür. Her bir materyal grubu, kendi içerisinde 3 ayrı içecekte bekletilmek üzere 3 gruba ayrılmıştır. Gruplar kola, çay ve distile suda 30 gün boyunca her gün günde 3 defa ve her seferinde 15 dk olacak şekilde bekletilmiştir. İçeceklerde bekletilmeyen sürelerde tüm örnekler distile suda bekletilmiştir. 30 günlük süre dolduktan sonra örneklerin pürüzlülük ve sertlik testleri aynı parametreler kullanılarak tekrar edildi. Örneklerin başlangıç ve içeceklerde bekletildikten sonraki yüzey analizleri taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapıldı. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda grupların başlangıç yüzey pürüzlülük ve sertlik değerleri arasında anlamlı olarak fark bulundu ($p<0.05$). Tüm testler sonucunda yapılan analizde materyaller arasında ($p:0.001$; $p<0.05$), içecekler arasında ($p:0.001$; $p<0.05$) hem de farklı materyal ve içecek etkileşiminin sertlik üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.001$; $p<0.05$). Pürüzlülük açısından ise materyaller arasında ($p:0.001$; $p<0.05$), içecekler arasında ($p:0.012$; $p<0.05$) hem de farklı materyal ve içecek etkileşiminin etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.019$; $p<0.05$). İçecekler materyallerin pürüzlülük değerlerinde artış, mikrosertlik değerlerinde düşüşe sebep olmuştur. İçeceklerden en çok etkilenen materyalin cam iyonomer, en az etkilenen materyalin ise geleneksel kompozit reçine olduğu belirlendi.

Anahtar kelimeler: yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik, bulkfil kompozit, geleneksel kompozit

ABSTRACT

In this study, it was aimed to examine the change in hardness and surface roughness of four different restorative dental materials kept in different beverages for 30 days. In the study, one conventional composite resin (Filtek Z250, 3M Espe, St. Paul, MN, USA), 2 bulkfil composites (Xtrafill Voco, Cuxhaven, Germany and Tetric N Ceram, Ivoclar Vivadent, AG Schaan/Liechtenstein, Germany) and one glass ionomer cement (Ketac Molar Easymix, 3M Espe, St. Paul, MN, USA) was used. Samples were prepared using round Teflon molds with a height of 4 mm and a diameter of 8 mm (n=10). Each sample has been polished. Then, the initial roughness and hardness values of the samples were measured. Each material group is divided into 3 groups to be kept in 3 different drinks. The groups were kept in cola, tea and distilled water for 30 days, 3 times a day, for 15 minutes each time. All samples were kept in distilled water during the periods that were not kept in the beverages. After the 30-day period, the roughness and hardness tests of the samples were repeated using the same parameters. The surface analyzes of the samples after they were kept in the starter and beverages were made using scanning electron microscopy.

As a result of the statistical analysis, a significant difference was found between the initial surface roughness and hardness values of the groups ($p<0.05$). In the analysis made as a result of all tests, the effect of the interaction between materials ($p:0.001$; $p<0.05$), between beverages ($p:0.001$; $p<0.05$) and between different materials and beverages on hardness is statistically significant ($p:0.001$; $p<0.05$). . In terms of roughness, the effect of interaction between materials ($p:0.001$; $p<0.05$), between beverages ($p:0.012$; $p<0.05$) and between different materials and beverages was statistically significant ($p:0.019$; $p<0.05$). An increase in the roughness values of the drinks materials caused a decrease in the microhardness values. It was determined that the most affected material from beverages was glass ionomer, and the least affected material was conventional composite resin.

Keywords: surface roughness, microhardness, bulkfil composite, conventional composite

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde modern diş hekimliğinin odak noktası, çürük diş dokusunun minimal invaziv yöntemlerle temizlenmesi ve demineralize dentin üzerinde terapötik etkiye sahip olan adeziv restoratif materyallerin uygulanmasıdır (1). Kompozit reçineler, optimal estetikleri, olumlu fiziksel ve mekanik özellikleri, etkin bağlanma sistemlerinin mevcudiyeti ve amalgamla ilgili endişeler nedeniyle dişlerin doğrudan restorasyonu için günümüzde en sık tercih edilen materyallerdir (2).

Reçine kompozit formülasyonlarındaki son gelişmeler arasında bulk-fil kompozitler artan bir ilgi görmeye başlamıştır. Tabakalama tekniği gerektiren geleneksel kompozitlerin aksine bu materyaller polimerizasyon derinliğinin 4 mm'ye kadar ulaşmasına izin veren daha hassas polimerizasyon başlatıcılar içerir. Bu, diş hekimlerinin derin lezyonlarda restoratif materyalleri tabakalama tekniğine ihtiyaç duymadan tek aşamada yerleştirmesine izin verir (3).

Kompozit reçinelere alternatif olarak kullanılan restoratif materyal grubu olan cam iyonomerler, diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilirler, florür salabilirler, dişe benzer termal ekspansiyon katsayısına sahiptirler (4).

Restoratif materyallerin yüzeyinin düzgünlüğü, dayanıklılığını ve estetik görünümünü etkiler. Pürüzlü yüzeyler estetik değildir ve restorasyonun renginin değişmesine, plak birikmesine, sekonder çürüklerin gelişmesine, dişeti iltihabına ve karşıt dişlerin aşınmasına neden olur (5).

Restoratif materyallerin mikro sertliği, materyalin aşınma direncinin yanı sıra karşıt dişlerin veya restorasyonların aşınmasını etkileyen materyalin polimerizasyon derecesi ile ilgili önemli bir özelliktir (6).

Bir restoratif materyalin ömrü, ağız ortamı içerisindeki kimyasal ve fiziksel faktörler karşısında bozulmaya karşı gösterdiği dirence bağlıdır. Özellikle düşük pH'lı yiyecek ve içeceklere maruz kalınması materyallerin yapısının bozulmasına neden olur. Tüketilen yiyecek ve içecekler ile materyallerin yüzey pürüzlülüğünde artış, mikrosertlik değerlerinde düşüş ve yüzey enerji değişimi olabilmektedir (7).

Bu amaçla bu çalışmada günlük hayatta sık tüketilen farklı içeceklerin farklı dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve sertlik değerleri üzerindeki etkileri incelenecektir.

Böylece hem dental restoratif materyallerin yüzey özellikleri üzerinde hangi içeceğin etkisinin daha fazla olduğu karşılaştırmalı olarak incelenecek, hem de klinikte sık kullanılan dental restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin içeceklerden etkilenme durumu birbirleriyle kıyaslamalı olarak değerlendirilecektir. Bu çalışma, yapılan restoratif işlemlerin hastaların diyet alışkanlıklarına göre de düzenlenmesine olanak verecektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Restoratif Materyaller

Restoratif materyaller, diş renginde olanlar, metalik dolgu materyalleri, direkt restoratif materyaller ve inleyler-onleyler olarak sınıflandırılmaktadır. Direkt uygulanabilen diş rengindeki restoratif materyaller; geleneksel ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, reçine modifiye cam iyonomer simanlar, kompomerler ve kompozitlerdir (8).

Özellikle amalgamın fazla invaziv teknik kullanılmayı gerektirmesi ve toksisite gibi dezavantajları göz önüne alındığında sağlam diş dokusunun korunması ve diş dokusuna bağlanabilmeleri sebebiyle kompozit ve cam iyonomer simana yönelim artmıştır (9).

2.1.1. Dental Kompozitler

Kompozit reçineler klinik uygulanabilirlikleri, fiziksel ve mekanik özellikleri, diş dokularına bağlanabilirlikleri, iyi estetikleri ve seramiklerle kıyaslandığında çok yüksek olmayan maliyetleri sebebiyle diş hekimliğinde ön ve arka grup dişlerin direkt restorasyonunda en çok kullanılan restoratif materyallerdendir (10, 11) . Son zamanlardaki gelişmeler sayesinde kaybedilen diş dokusu sıklıkla kompozit reçineler ile yerine konulmaktadır (12).

2.1.1.1.Kompozit Reçinelerin Gelişimi

Kompozit bir karışımı ifade eder (13) . Kelime anlamı olarak kompozit, metal, seramik, polimer gibi iki veya daha fazla materyalin birleşimidir. Dental kompozitler, dimetakrilat yapıdaki reçine monomerlerle oluşturulan çapraz bağlı polimer matrikse bağlanmış inorganik doldurucu ve silandan oluşmaktadır (14). Silika doldurucu içeren ilk kompozitler 1950'lerde piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitler gelişmiş mekanik özelliğe ve iyi estetiğe sahiptirler. Fakat diş dokusuna zayıf bağlantı gösterirler ve yüksek polimerizasyon büzülmesine sahiptirler. Polimerizasyon büzülmesini sınırlandırmanın bir yolu yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin kullanılması olmuştur. 1962'de Bowen, glisidilmetakrilat ve Bisfenol A epoksi kullanarak dental kompozitlerde matris olarak kullanılmak üzere bir materyal sentezlemiştir (15).

Kompozit reçinelerin gelişimindeki en büyük adım 1970'lerde ışıkla polimerize olan kompozit reçinelerin geliştirilmesiyle başlamıştır. Işıkla polimerize olan kompozit reçinelerin aşınmaya dirençlerinin ve renk stabilitelerinin kendiliğinden polimerize olan kompozit reçinelere göre daha iyi olduğu gösterilmiştir (16). Işıkla polimerize olan

kompozitlerde polimerizasyon derinliğinin 2 mm olduğu bilinmektedir. Polimerizasyon derinliğinin opaklığı yüksek olan ve daha koyu tonlardaki kompozitlerde daha sığ olduğu bilinmektedir. Polimerizasyon derinliğini arttırmak için doldurucu oranının düşürülmesi, partikül boyutunun arttırılması ve çeşitli foto başlatıcıların kullanılması gibi yöntemler denenmiştir. Doldurucu oranının düşürülmesi ve partikül boyutunun arttırılması reçine dolgu arayüzündeki saçılma miktarını azaltır ve fotobaşlatıcıyı etkinleştirmek için gerekli olan absorbe edilebilen ışık miktarını arttırır (17).

Son yıllarda dental kompozitler hem estetik hem de mekanik olarak gelişmeye devam etmektedir. Bunun için kompozitlerin inorganik yapısı, polimer matrisi, partiküllerin içerik ve şeklinde değişimler yapılmıştır. Bununla birlikte kompozit reçinelerin en büyük dezavantajı polimerizasyon büzülme stresidir. Polimerizasyon büzülmesini düşürmek için kompozit reçinelerin tabakalama tekniği ile yerleştirilmesi önerilmektedir (18).

2.1.1.2.Kompozit Reçinelerin Yapısı

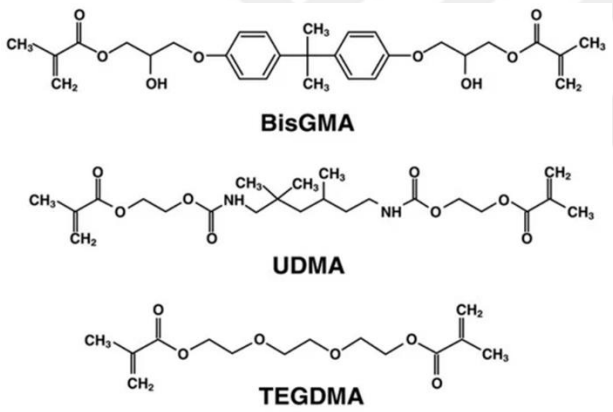
Dental kompozitler üç ana bileşenden oluşur. Bu bileşenler yüksek oranda çapraz bağ içeren polimerik reçine matris, matris içine dağılmış şekilde cam,silika, kristal, metal oksit veya reçine güçlendirici dolgu partikülleri veya bunların kombinasyonları ve silan bağlayıcı ajanlardır. Ek olarak kompozitlerin yapısında bu materyalleri yumuşak şekillendirilebilir bir dolgu materyalinden sert, dayanıklı bir restorasyona dönüştürmek için gerekli olan bir aktivatör – başlatıcı sistemi dahil olmak üzere başka bileşenler de mevcuttur. Pigmentler diş dokusunun rengine uyum sağlamaya yardımcı olur. Ultraviyole (UV) emiciler ve diğer katkı maddeleri renk stabilitesini iyileştirir. Polimerizasyon inhibitörleri, materyalin saklama ömrünü uzatır ve kimyasal olarak aktifleştirilmiş reçineler için daha uzun çalışma süresi sağlar (6).

2.1.1.2.1.Organik Faz

Kompozitlerin organik matriks fazı reaktif monomerlerden oluşur. Monomer olarak bisfenol a glisidil dimetakrilat (BİS-GMA), reçine bazlı kompozitlerde sıklıkla tercih edilmektedir. BİS-GMA molekülünün tek başına viskozitesi yüksek olduğundan BİS-GMA-trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) karışımı dental kompozitlerin yapısında tercih edilmektedir. Böyle bir karışım tek başına BİS-GMA 'ya kıyasla daha kuvvetli çapraz bağ göstermektedir (16). Dolgu materyallerindeki monomerler esnekliği arttırdığı gibi polimerizasyon büzülmesini de arttıran bir etki göstermektedirler (15).

BİS-GMA-TEGDMA karışımı diğer moleküllerle geliştirilmeye çalışılmıştır. Daha yüksek esnekliğe sahip etoksilat bisfenol a dimetrakrilat (BİS-EMA) ilavesiyle viskoziteyi ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak, dönüşüm oranını arttırmak amaçlanmıştır (16). Fakat bu ekleme mekanik özelliklerde bazı bozulmalarla sonuçlanmıştır. Metil metakrilat (MMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi çeşitli seyreltici monomerler ve üretan dimetakrilat (UDMA) bazlı yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanılarak ilave kompozitler üretilmiştir (15).

Seyreltici monomer olarak kullanılan TEGDMA oranı arttığında polimerizasyon büzülmesi artar ve buna bağlı olarak sızıntı riski ve diğer sorunlar da artar. Bu sebeple dolgudaki oranı iyi ayarlanmalıdır (6). Dental kompozitlerin organik kısmını aynı zamanda katkı maddeleri, başlatıcı (kanforokinon), yardımcı başlatıcı (dimetil aminobenzoik asit-ester), polimerizasyon inhibitörü ve bir fotostabilizatör (benzofenon) oluşturmaktadır (19).



Şekil 1. Sık kullanılan monomerlerin kimyasal formülleri (20).

2.1.1.2.2.İnorganik Faz

İnorganik doldurucular kompozit reçineleri güçlendirmek, polimerizasyon büzülmesini ve termal genleşmeyi azaltmak için reçine matris içine dağıtılır. Bunlar, "yumuşak cam" ve borosilikat "sert cam", erimiş kuvars, alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat (negatif termal genleşme katsayısına sahip beta-ökriptit), iterbiyum florür ve baryum (Ba), stronsiyum içerir (6, 21). Oksitler ve camlardan oluşan doldurucular cinsleri, morfolojileri, yoğunlukları, radyoopasiteleri ve yüzey poröziteleriyle gruplandırılabilirler.

Modern dental kompozitlerdeki partikül sınıflamasında ‘mikro’ ve ‘nano’ partikül boyutları kullanılır. Üretilen ilk kompozit materyalleri büyük (> 10 μm) mikron boyutlu doldurucular içermekteydi. Mekanik özellikleri iyileştirmek, gelişmiş estetik sonuçlar ve cilalanabilirliğe duyulan ihtiyaç ortalama partikül boyutunda (1-10 μm) bir azalmaya yol açtı (16).

Doldurucu oranının renk stabilitesinde etkili olduğu düşünülmektedir. Daha küçük partikül boyutuna sahip kompozitlerde renklenme olasılığı daha azdır ve estetik özellikler artar (22).

2.1.1.2.3.Ara Faz (Silan Bağlayıcı Ajan)

Kompozitte inorganik doldurucular ve organik matris arasında sertleşme sırasında iyi bir bağ oluşması için silan bağlama ajanları kullanılır. Bu faz kompozit materyallerin mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Silan bağlama ajanları kompozitlerin gücünü %50 oranında arttırmaktadır (16). Tipik silan bağlama ajanı 3-metakriloksipropiltri metoksisilandır (MPTS). Molekülün bir ucu silika parçacıklarının hidroksil gruplarına bağlanabilir ve diğer ucu polimer matrisine kopolimerize olabilir (21).

2.1.1.2.4.Polimerizasyon Başlatıcılar

Işıkla polimerize olan kompozitlerde ışık aktivasyonu yaklaşık 470 nm’lik dalga boyuna sahip mavi ışıkla gerçekleşir. Bu materyaller üretici tarafından %0,2 ila %1 arasında değişen miktarlarda eklenen kamforokinon gibi bir foto aktivatör tarafından emilir. Reaksiyon organik bir aminin varlığı ile hızlanır (15, 21).

2.1.1.3.Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması

Geleneksel kompozitler temel olarak partikül boyutlarına göre sınıflandırılmışlardır; bunlar makrodolduruculu kompozitler, mikro dolduruculu kompozitler, hibrit kompozitler ve mikro hibrit kompozitlerdir. Nano partikül boyutları ise mükemmel aşınma direnci, iyi estetik ve iyi cilalanabilirlik sunmaktadır (23).

Aynı zamanda kompozit reçineler uygulama alanları ve viskozitelerine göre anterior-posterior ve kondanse edilebilen-akışkan olarak sınıflandırılmaktadırlar. Anterior kompozitler mine ve dentinin optik özelliklerini taklit ederken, kabul edilebilir estetik özelliklere sahip olmalıdır (16).

2.1.1.3.1.Partikül Boyutuna Göre Sınıflandırma

2.1.1.3.1.1.Makrofil Kompozitler

İlk üretilen kompozitler makro doldurucu boyutuna sahiptir. Doldurucu boyutları 20-30 μm arasında değişmektedir (24). Makrofil kompozitlerin opaklığı çok yüksek ve aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Makrofil kompozitlerin polisajlanabilirlikleri düşüktür ve yüksek polimerizasyon büzülmesi gösterirler (25).

2.1.1.3.1.2.Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitlerin doldurucu oranları hacimce %32-50 arasındadır (26). Doldurucu boyutları 0,03-0.05 μm arasında değişmektedir (25). Polisajlanabilirlikleri yüksektir bu sebeple makrofil kompozitlerden daha estetiktirler. Makrofil kompozitlere göre düşük elastik modül ve düşük kırılma direncine sahiptirler . Sınıf V kaviteler, küçük sınıf I kaviteler ve stres taşımayan sınıf III kaviteler için endikedir (15).

2.1.1.3.1.3.Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitlerin içeriğini farklı bileşim ve boyutlardaki inorganik partiküller ve güçlendirilmiş polimerler oluşturur. 0,04 mikrometre boyunda kollaidal silika içerirler (27). Günümüzde kullanılmakta olan kompozitlerin bir çoğu hibrit kompozitler olarak kategorize edilmektedir. Hibrit terimi mikron altı partikülleri ve küçük partikülleri içeren bir karışımı ifade eder. Bu kombinasyonla birlikte polisajlanabilirlik ve aşınma direnci artar (15).

Hibrit kompozitler mikro dolduruculu kompozitlerden daha yüksek mukavemet gösterirler. Bunun sebebi farklı tipteki inorganik doldurucular ve doldurucu oranının yüksekliğidir (8). Hibrit kompozitler diş yapısını taklit edebilme, iyi estetik, çeşitli renk tonlarını içerme, diş dokularına yakın aşınma ve termal genleşme gösterme,daha az polimerizasyon büzülmesi, daha az su emilimi gibi özelliklere sahiptirler (21).

2.1.1.3.2.Viskozitelerine Göre Sınıflandırma

2.1.1.3.2.1.Kondanse Edilebilen Kompozitler

Tepilebilir kompozitler daha yüksek viskoziteye ve doldurucu oranına sahiptir (27). El aletlerine daha az yapışma göstermesiyle birlikte daha rahat kondanse edilebilme özellikleri gösterir . Aşınma direnci, yüzey sertliği, çekme-eğilme dayanımları gibi fiziksel özellikleri yüksektir ve bu sebeple yüksek stres taşıyan posterior bölgelerdeki kaviteler için

kullanımları önerilmektedir (28). Kondanse edildikleri için kontakt noktalarının oluşturulmasında avantaj sağlarlar (27).

2.1.1.3.2.2.Akışkan Kompozitler

Kavite duvarlarına daha iyi adapte olabilen daha az viskoz kompozitlere duyulan ihtiyaçla birlikte 1960'ların sonlarında akışkan kompozitler tanıtılmıştır. Tepilebilir kompozitlerde %50-%70 olan doldurucu oranı, akışkan kompozitlerde %37-%53'e düşürülmüştür (29). Akışkan kompozitlerin avantajları; tüm düzensizliklere nüfuz edebilmeleri, minimum kalınlıkta tabakalar oluşturulabilmeleri ve böylece tabakalar arası hava kabarcığının oluşmaması, yüksek esneklik göstermeleri ve bu sebeple de stresin yoğun olduğu alanlarda rahat kullanılabilmeleridir. Dezavantajları; doldurucu oranlarının düşük olması sebebiyle yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve mekanik özelliklerinin yetersiz olmasıdır (27). Kole kavitelerinde, servikal aşınmalarda, yüzeysel sınıf I kavitelerde ve liner olarak kullanılabilirler (30).

2.1.1.3.3.Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırma

2.1.1.3.3.1.Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal olarak polimerize edilen kompozitlerdeki dezavantajları ortadan kaldırmak için üretilmişlerdir. Işığa duyarlı bir başlatıcı ve ışık kaynağı kullanılır, karıştırma gerektirmezler. Bu kompozitlerde en sık kullanılan polimerizasyon başlatıcı molekül kamforokinondur . İlk olarak ultraviyole ışık kullanılırken bunun yerini zamanla mavi ışık almıştır. Işıkla temas etmeden sertleşmedikleri için uygun çalışma zamanı sağlarlar. Ayrıca kimyasal olarak sertleşen kompozitlere göre sertleşme süresi kısalmıştır. Yeterli polimerizasyon derinliğine ulaşabilmek için kompozitin tabakalı olarak yerleştirilmesi gereklidir (6).

2.1.1.3.3.2.Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal olarak sertleşen kompozitler, benzoil peroksit başlatıcı ve aromatik amin aktivatör olmak üzere iki pat halindedirler. Karıştırılmaları esnasında havayla temas etme olasılıkları çok yüksektir. Bu durum polimerizasyonu zayıflatan oksijen inhibisyon tabakasını oluşturur. İki pat karıştırıldıktan sonra uygulayıcı polimerizasyona müdahele edemez (6).

2.1.1.3.3.3.Işıkla ve Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Materyal yüzeyinde ışıkla başlayıp daha derinlerde kimyasal olarak devam eden polimerizasyonu ifade eder. Işıkla polimerizasyon yönteminde polimerizasyonun derin katmanlara ulaşamayabileceği dezavantajına karşı geliştirilmişlerdir (16). Karıştırmaya ihtiyaç duyulması ve içerdikleri aromatik aminler sebebiyle renk seçeneklerinin kısıtlı olması, ışıkla polimerize olan kompozitlere göre dezavantajlarıdır (6).

2.1.1.3.4.Güncel Dental Kompozitler

Kompozitlerdeki gelişmeler değiştirilmiş doldurucular, daha yüksek doldurucu oranları ve hibrit doldurucuları kapsamaktadır. Bu gelişmelerle kompozitlerin mekanik özellikleri iyileştirilmiş, termal genleşme katsayısı düşürülmüş, polimerizasyon büzülmeleri azaltılmış, radyoopasite ve estetik özellikleri iyileştirilmiştir (31).

2.1.1.3.4.1.Ormoserler

Konvansiyonel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin yarattığı problemler nedeniyle yeni bir materyal grubu olan organik olarak modifiye edilmiş seramikler geliştirilmiştir. Ormoserler ismini de bu kelimelerin ilk hecelerinden almaktadır. Doğal diş yapısına çok benzer termal genleşme katsayısına sahip yeni bir üç boyutlu çapraz bağlı inorganik-organik polimer olarak formüle edilmişlerdir (32). Ormoserler 3 boyutlu çapraz bağlı kopolimerlerdir. Artık monomer bırakmadan sol-jel fazıyla polimerize olurlar ve böylelikle dokularla daha biyouyumludurlar. Bu kompozitler çürüğe karşı koruyuculuk , düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci gibi avantajlara sahiptir (31).

2.1.1.3.4.2.Antibakteriyel Etkili Kompozitler

Dental kompozitlerdeki antibakteriyel etkiyi sağlamak amacıyla deneysel ve ticari pek çok restoratif dental kompozit içerisine antibakteriyel ajanlar eklenmiştir. Deneysel olarak pek çok antibakteriyel ajan denenmiş fakat ticari olarak sadece dört ajan (benzalkonyum klorür, klorheksidin, glutaraldehit ve metakriloiloksi dodesil pirinidyum bromid) kullanılmıştır. Sızdırılabilir antibakteriyel ajanlar en sık kullanılan antibakteriyel dental materyal türüdür. Solid partiküller biyofilm oluşumunu azaltma yetenekleri göz önüne alındığında etkili antibakteriyel maddelerdir. Polimerize olabilen antibakteriyel ajanlar (MDPB) teorik olarak iyi bir materyal seçimidir çünkü polimerizasyon öncesi kavitedeki bakterilere bakterisid etki gösterirler (33).

2.1.1.3.4.3.Nanokompozitler

Nanofill kompozitlerde doldurucu boyutları 0.005-0.01 μm (2-20 nm) arasındadır. Ve görünür ışığın dalga boyundan daha küçük boyutlardadır. Bu nedenle görünür ışıkla absorbsiyon ve saçılım gibi etkileşime girmezler. Nanofill kompozitler küçük partikül içerikleri sayesinde diğer kompozitlere göre daha iyi estetiğe sahiptirler (34). Nano kompozitler iyi basınç dayanımı ve daha iyi kimyasal ve fiziksel özellikler taşıyan gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir (35).

Partikül boyutlarının küçük olması sebebiyle doldurucu oranları daha yüksek olabilmektedir. Doldurucu oranları yüksek olduğundan reçine içerikleri düşüktür ve bu sayede düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler (21). Nano dolduruculu kompozitler reçine matriste sadece nano boyutta partiküller bulundururken, nanohibrit kompozitler nano doldurucu ve geleneksek dolgu partiküllerinin karışımını içerir. Nano dolduruculu kompozitler hibrit kompozitlerle kıyaslandıklarında sertlik açısından fazla avantaj göstermemektedir. Dezavantaj olarak diğer kompozitlerle kıyaslandıklarında yüksek su absorbsiyonu ve çözünürlük göstermişlerdir bu da klinik performanslarını etkilemektedir. Diğer yandan nanopartiküllerin reçineye eklenmesi aşınmayı azaltmaktadır (23).

2.1.1.3.4.4.Siloranlar

Son zamanlarda tanıtılan siloran bazlı kompozitler yaygın olarak kullanılan reçine kimyasından farklı olarak silikon bazlı hidrofobik monomerlerdir. Siloranların hidrofobik kısmı materyalin stabilitesini veren siloksandır, diğer kısmı ise katyonik polimerizasyon reaksiyonundan sorumlu olan oksirandır (11). Siloranlarda su emilimi ve marjinal renklenmenin azaltılması amaçlanmıştır. Renk değişiminin çok az olduğu çeşitli çalışmalarla kanıtlanmıştır. Siloranların dezavantajları; renk çeşitliliğinin kısıtlı olmasından dolayıkullanımlarının posterior bölgelerle sınırlı olmasıdır. Hidrofobik özellikleri nedeniyle uygun adeziv sistemleriyle kullanılmalıdırlar. Düşük radyoopasiteleri radyografik olarak ayırt edilmelerini zorlaştırır (36).

2.1.1.3.4.5.Bulk-Fil Kompozit Reçineler

Reçine içerikli materyallerin gelişmiş mekanik özellikleri, estetik beklentinin artış göstermesi doğrultusunda geniş kullanım alanı bulmuştur. Bu gelişmelerle birlikte kompozit reçineler daha geniş ve derin kavitelerde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır (37).

Konvansiyonel kompozit reçinelerin en büyük dezavantajları olan polimerizasyon büzülmesinin ve büzülmenin yarattığı stresin maksimum 2 mm olan tabakalama yöntemiyle minimuma indirilebileceği düşünülür. Fakat tabakalama tekniğinin de kontaminasyon riski, tabakalar arası bağlantı problemleri gibi dezavantajları mevcuttur (38).

Bu dezavantajlar neticesinde büyük posterior kavitelere reçine bazlı kompozitlerin yerleştirilmesini kolaylaştırmak ve hızlandırmak için, bulk-fil kompozitler olarak tanımlanan ve tek veya daha büyük tabakalarla yerleştirilebilen dental kompozitler üretilmiştir (17). Bulk-fillerin kullanımı ile birlikte tabakalama tekniğinde oluşan tabakalar arası boşluk ve kontaminasyon riski azalmıştır (39).

Kompozit tabakaları arasındaki bağlanma problemleri ve tabakalama sırasında oluşan zaman kaybı da bulk-fil kompozitlerle azaltılmıştır (37). Geleneksel reçine kompozitlerde polimerizasyonun etkinliği için maksimum 2 mm olan tabakalama derinliği bulk-fil kompozitlerde 4 mm olarak önerilmektedir (40). Bulk-fil kompozitler daha yüksek polimerizasyon derinliği göstermeleriyle birlikte aynı zamanda hibrit kompozitler ve akışkan kompozitlerden daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermişlerdir (41).

Bulk-fil kompozitlerin bu avantajlarının sebebinin artan translusensiden kaynaklanan gelişmiş ışık iletimi olduğu belirtilmiştir (42). Polimerize edici ışığın dağılımı için partikül boyutu önemlidir. Bulk-fillerde stres azaltan monomerler, daha reaktif fotoiniatörler ve nanoboyutta farklı tip doldurucular kullanılmıştır (38). Bulk-fil kompozitler iyi bir marjinal bütünlük sergilemektedirler (39). Genel olarak akışkan ve yüksek viskoziteli bulk-filler olarak sınıflandırılmaktadırlar.

Akışkan bulk-fil kompozitler kaviteye yerleştirildikten sonra başka bir materyal ile üzerinin kapatılmasını gerektirirler, yüksek viskoziteli bulk-fil kompozitlerde ise böyle bir gereklilik yoktur. Yüksek viskoziteli bulk-fil kompozitlerin mekanik özelliklerinin akışkan bulk-fillere göre daha iyi olduğu gösterilmiştir (24). Akışkan bulk-fillerde doldurucu oranı düşüktür. Doldurucu oranın yüksek olduğu bulk-fil kompozitler daha visköz ve aşınmaya karşı dayanıklıdır. Bulkfillerde tabakalar daha büyük yerleştirildiği için kalın kompozit tabakalarında ışık iletkenliğinin değişeceği düşünülerek derin katmanlardaki kompozitin yeterli polimerize edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla bulk-fil kompozitlerde kamforokinona ek olarak daha güçlü fotobaşlatıcılar kullanılmaktadır (43).

Akışkan kompozitlerin çok büyük kavitelere uygulanmama gerekliliği bulk-fillerde de geçerlidir. Akışkan bulk-fil kompozitlerin yüksek oklüzal stres taşıyan yerlerde dikkatli kullanılması önerilir (44).

Polimerizasyon sonrası renk değişimi kompozit reçinelerde istenmeyen bir durumdur. Reçine monomerlerin kimyasal farklılıkları, aktivatör, inhibitör ve başlatıcıların türü, reaksiyona girmemiş monomerlerin türü gibi reçine birleşimindeki tüm özelliklerin kompozit reçinelerin renk değişikliğini etkilediği bildirilmiştir (45).

Yapılan çalışmalarda bulk-fil kompozit reçinelerin polimerizasyon sonrası renk değişiminin geleneksel kompozit reçinelere göre daha fazla olduğu gösterilmiştir. Bu durum kamforokinon içeriği ile açıklanabilir. Kamforokinon miktarının fazla olması daha fazla renk değişimine sebep olmaktadır (42).

2.1.1.4. Dental Kompozit Reçinelerin Özellikleri

Dental kompozitlerin klinik olarak performansını ve ömrünü belirleyen fiziksel, mekanik ve klinik özelliklerdir.

2.1.1.4.1.Fiziksel Özellikler

2.1.1.4.1.1.Çalışma ve Sertleşme Süresi

Işıkla sertleşen dental kompozitlerde polimerizasyonun büyük çoğunluğu ilk saniyelerde gerçekleşirken, sertleşme 24 saat boyunca devam eder. Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde ise sertleşme süresi 3-5 dakika arasında değişmektedir. Metakrilat bazlı kompozitlerde karbon çift bağlarının hepsinin reaksiyona girmediği bildirilmiştir. Dental kompozitlerin çoğunda görünür ışık polimerizasyona neden olduğu için çalışma süresini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle dental kompozitler kullanılmadığı zamanlarda kapalı tutulmalıdır (26).

2.1.1.4.1.2.Polimerizasyon Büzülmesi ve Gerilme

Polimerizasyon büzülmesi organik polimer içeriğinin fazla olduğu dental kompozitlerde daha fazladır. Polimerizasyon büzülmesi kompozit-diş arasında bağlantıyı zayıflatır ve kompozit tabakaları arasında boşluklara sebep olabilir. Büzülme stresi minenin bağlanma dayanımından yüksek olursa mine kırıklarına ve çatlaklara sebep olabilmektedir. Bu sebeple polimerizasyon büzülmesinin düşürülmesi amacıyla ışıkla sertleşen dental

kompozitlerin tabakalar şeklinde yerleştirilmesi ve ayrı ayrı her tabakanın polimerizasyonunun gerçekleştirilmesi sağlanmalıdır (26).

2.1.1.4.1.3.Termal Özellikler

Dental kompozitlerdeki termal gerilme değerleri mine ve dentin için bulunan değerlerden daha yüksektir. Organik matris içeriği fazla olan mikro dolduruculu kompozitlerde termal gerilmeler daha yüksektir. Termal stresler kompozit reçinelerde var olan polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu kötü etkileri arttırma eğilimindedir ve yüksek değerler restorasyon başarısızlıklarına sebep olabilmektedir. Kompozit ve diş dokularının termal genleşme katsayıları arasındaki fark sızıntı, erken bağlantı problemleri ve materyal yorgunluğu sebebi olabilir (26).

2.1.1.4.1.4.Su Emilimi ve Çözünürlük

Materyallerin su emilimi klinik başarı açısından önemlidir. Su emilimi materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişmesine sebep olabilmektedir. Su emilimiyle beraber restoratif materyalin aşınma direnci düşmekte ve renk stabilitesi bozulmaktadır (46).

2.1.1.4.1.5.Estetik ve Renk Stabilitesi

Restorasyonların estetik olarak kabul edilebilir olabilmesi için renk tonları önemlidir. Kompozitler çeşitli etkenlerle renklenebilirler ve bu problemler restorasyonun değiştirilmesini gerektirebilir. Dental kompozitler oksidasyon sonucu gerçekleşen renk değişikliklerine karşı dirençlidirler ancak boyanmaya hassastırlar (26).

2.1.1.4.2.Mekanik Özellikler

Mukavemet, modül, aşınma direnci, termal ekspansiyon, korozyon direnci gibi özellikler kompozit reçinelerin iyileştirilebilir mekanik özelliklerindendir (26).

2.1.1.4.2.1.Bükülme Direnci ve Modülü

Kompozit reçinelerde doldurucu oranı düştükçe bükülme direnci azalmaktadır. Akışkan kompozitler ve mikro doldurucu kompozitlerde bükülme direnci daha düşüktür (26).

2.1.1.4.2.2.Basma Direnci ve Modülü

Basma mukavemeti çiğneme kuvvetlerine karşı önem kazanmaktadır. Akışkan ve mikrofil dolduruculu kompozitlerde, kondanse edilebilen ve hibrit kompozitlere göre daha az bulunmuştur (26).

2.1.1.4.2.3.Knoop Sertliği

Kompozit reçinelerde knoop sertlik değerleri amalgam ve mineye göre düşüktür. Mikro ince partiküllü kompozitlerde ince partiküllü kompozitlere göre sertlik değerleri daha da düşük bulunmuştur. Kompozit reçinedeki partikül boyutu büyüdüğünde ölçülen sertlik değerleri yanıltıcı olabilir (26).

2.1.1.4.3.Klinik Özellikler

2.1.1.4.3.1.Polimerizasyon Derinliği

Dental kompozitlerin bir çoğu 450-475 nm aralığına sahip dalga boyunda görünür ışık ile polimerize olmaktadır. Kullanılan ışık cihazları; quartz halojen, lazer, plazma ark ve LED ışık cihazlarıdır. Polimerizasyon büzülmesini düşürmek amacıyla ışık yoğunluğunu arttıran yada polimerizasyon süresini hızlandıran özellikler güncel cihazlarda mevuttur (15). Kompozit restorasyonlarda ışığın ulaştığı derinlik; ışığın dalga boyu, parlaklığı ve restorasyon içerisindeki dağılımı gibi özelliklere bağlıdır. Daha derin tabakalarda gerçekleşen polimerizasyon kompozit reçine içerisinde bulunan fotobaşlatıcıların oranından etkilenir.

Doldurucu oranı ve partikül boyutu da ışığın dağılmasında önemli etkiye sahiptir. Mikro dolduruculu kompozitler polimerize olmak için daha uzun süre ışık cihazına maruz kalmayı gerektirir (24). Polimerizasyon derinliğinde diğer önemli faktör ise dental kompozitin rengi ve opasitesidir (26).

2.1.1.4.3.2.Radyoopasite

Kompozit reçinelerin içerdiği kuvars, lityum alimünyum camlar ve silika gibi maddeler radyoopak değildir bu sebeple baryum, stronsiyum, zirkonyum gibi camlar kompozit reçinelere ilave edilmelidir. İlave radyoopasite artırıcılar eklenmediğinde yetersiz kalan radyoopasite sebebiyle kompozit-mine ayrımını yapmak güçleşir.

Kompozitlerin radyoopasiteleri amalgam gibi metalik bir restorasyonla kıyaslandığında düşük kalmaktadır (24).

2.1.1.4.3.3.Biyouyumluluk

Reçine içerikli materyallerin biyouyumluluğu materyalden salınan maddelerin doğasına ve bitmiş restorasyonun yüzey özelliklerine bağlı olabilmektedir. Restorasyon çevresindeki plak birikimi ve diş eti irritasyonu ile dolgunun pürüzlülüğü ve marjinal uyumu arasında ilişki olduğu bildirilmiştir. Materyalden salınan maddeler pulpa, dişeti ve ağız mukozası gibi oral dokularda lokal ve çeşitli sistemik etkilere de sebep olabilmektedir (47).

Monomer-polimer dönüşümü kompozit reçinelerin biyouyumluluğunu etkileyen önemli bir faktördür(47). Kavite tabanında sertleşmeden kalan kompozit reçine pulpal inflamasyonu başlatan çeşitli materyaller için rezervuar görevi görmektedir. Bu sebeple polimerizasyon süresi ya da ışık gücü sebebiyle yetersiz polimerize olan kompozitler pulpa için zarar verici olabilir, yeterli oranda polimerize olmuş dental kompozitler ise minimum çözünme gösterdiği için nispeten biyouyumlu kabul edilirler (6).

2.1.1.4.3.4.Aşınma Oranları

Kompozit restorasyonlarda kontur kaybına diş fırçalama ve çiğneme kuvvetlerinin sebep olduğu abraziv aşınma ve ağız ortamındaki bozunmadan kaynaklanan eroziv aşınmanın ortak etkisi sebep olmaktadır. Posterior bölgedeki kompozit restorasyonlarda aşınma streslerin en yüksek olduğu temas alanlarında görülür. Bununla birlikte yeni kompozit formülasyonlarda aşınma oranlarının azaltılmasına çalışılmıştır. Posterior bölgelere uygulanan kompozitler için kabul edilen miktar, 18 aylık bir süre boyunca 50 µm yüzey konturu kaybını geçmemesidir. Tepilebilir kompozitler mikro dolduruculu kompozitlere ve akışkan kompozitlere göre daha iyi aşınma direncine sahiptir. Ayrıca nanodolduruculu kompozitler 3-5 yıllık bir dönemde diş minesine benzer aşınma oranları göstermiştir (26).

2.1.2.Cam İyonomer Simanlar

Wilson ve Kent tarafından 1970'lerde icat edilmiştir (48). Cam iyonomer simanlar asit-baz simanlar olarak tanımlanan materyal grubuna aittir. Cam iyonomerlerin diş yüzeylerine bağlanabilmeleri en büyük avantajlarındandır. İşlem görmemiş mine ve dentine bağlanma dayanımları iyidir. Mineye bağlanma dentine göre daha iyidir bu durum bağlanmanın mineral fazda olduğunu göstermektedir (49).

Cam iyonomerlerde sertleşme reaksiyonu, cam tozu ve polialkenoik asidin karıştırılmasıyla başlar. Karıştırma işlemi sırasında, cam partiküllerinin yüzeyi polialkenoik asit atağına maruz kalıp bozunur, ardından Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonları sulu ortama süzülür. Bu iyonlar asitle kompleks oluşturduğunda sert bir jel oluşur. Sertleşme aşamasında, cam yoğunlaşmasından silika ve fosfat iyonları salınır ve bir jel matrisi oluşturur.

Cam iyonomerlerin matrisinde fosfor ve silikanın varlığı, bu elementlerin cam iyonomer matrisi içinde inorganik bir ağ oluşturduğunu göstermektedir (48) . Cam iyonomer simanlar silikat ve florürlerin varlığı ile doğal biyoaktif özelliklere sahip olan alümino-florosilikat cam tozları içerir. Cam iyonomerler, mine ve dentin hidroksiapatitindeki polimerik zincirlerin hidroksil iyonuna kalsiyum iyonunun şelasyonu yoluyla diş dokularına kimyasal bağlanma gösterirler.

Yarısaydamlık ve renk olarak kabul edilebilir düzeydedirler. Flor iyonu salınımıyla diş çürüğünü önleyici etki gösterirler (50). Flor salınımı ile birlikte düşük pH göstermeleri de antibakteriyel etkinliklerini arttırmaktadır (51).

İki ana tip cam iyonomer siman bulunmaktadır:

2.1.2.1.Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar polialkenoik asit ve alüminosilikat cam tozu, su ve tartarik asit içerir (49). Geleneksel cam iyonomerler florür salınımı, minimum büzülme ve dentine kuvvetli bağlanma gibi avantajlara sahiptir (17).

Geleneksel cam iyonomerler bir cam üzerinde toz ve likitin birbirine spatül ile yedirilmesiyle karıştırılırlar. Aynı zamanda bir kapsül içinde sunulan cam iyonomerler de vardır. Kapsül özel karıştırıcıda hızlı titreşimlerle karıştırılır. Karıştırılan siman kapsülden ağız içerisine aktarılır. Kapsül cam iyonomerler el ile karıştırılan cam iyonomerlere göre daha hızlı sertleşirler ve çalışma süreleri kısadır; bu nedenle hekime yeterli çalışma süresi

sağlamak için içeriğindeki ürünlerin daha az reaktif olması gerekir (49). Cam iyonomerler diş dokularındaki enfeksiyonu iyileştirmek ve önlemek amacıyla antibakteriyel etkiye sahiptirler (50).

Kompozit rezinlerin neme fazla duyarlı olmaları ve uygulama aşamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi sebebiyle özellikle hasta koopere değilse ve izolasyon problemleri mevcutsa ilk tercih edilebilecek restoratif materyal cam iyonomer simandır (9).

Cam iyonomer simanlar özellikle astar ve kaide materyali olarak, fissür örtücü olarak sıklıkla tercih edilirler. Dehidrasyona duyarlılık, yüksek çözünürlük, sertleşme hızının yavaş olması, aşınma direncinin düşük olması gibi dezavantajlara sahiptirler (48). Aynı zamanda yarı saydamdırlar ve renk seçenekleri kısıtlıdır, bu sebeple de yeterli estetiğe sahip değillerdir (52). Cam iyonomer simanlar daimi restoratif materyal olarak yetersiz mekanik özellik gösterdikleri için zamanla tozuna ve likitine zirkonya, çinko, stronsiyum oksit, silika ve çeşitli lifler eklenmiştir (53).

2.1.2.2.Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların özelliklerini iyileştirmek amacıyla polimerize edilebilir reçinelerin fonksiyonel monomerlerinin materyale eklenmesiyle reçine modifiye cam iyonomer simanlar oluşturulmuştur (52). Reçine modifiye cam iyonomerlerin tozu geleneksel cam iyonomerlere benzer (24). Likiti poliakrilik asittir ve buna ek olarak organik monomerler, 2-Hidroksietilmetakrilat (HEMA) ve başlatıcı sistemler içerirler. Bu başlatıcılar ışığa duyarlıdır ve bu sebeple reçine modifiye cam iyonomer simanlar dental kompozitlerin de sertleşmesinde kullanılan dental polimerizasyon cihazlarıyla sertleştirilirler. Reçine modifiye cam iyonomer simanlardaki HEMA' nın varlığı asit baz reaksiyonunu yavaşlatır. Fakat HEMA'nın polimerize olması materyalin dayanıklılığını arttırır (54).

Reçine içeriğinden dolayı geleneksel cam iyonomerlerden daha estetik olan reçine modifiye cam iyonomer simanlar, düşük stresli bölgelerde daimi restorasyon materyali olarak sıklıkla kullanılır. Yüksek diş çürüğü riski olan hastalarda kullanımı önerilmektedir (24).Reçine modifiye cam iyonomer simanlar mine ve dentine güçlü bağlantılar oluştururlar ve florür salabilirler (54).

2.1.2.3.Cam İyonomer Simanların Özellikleri

2.1.2.3.1.Biyouyumluluk

Cam iyonomerlerin en önemli avantajı mine ve dentin ile biyouyumlu olmalarıdır. Sınıf V kavitelerde uygulandıklarında ise hiçbir olumsuz reaksiyon tespit edilmediğinden diş eti ile de biyouyumludurlar. Diğer dokular ile kıyaslandığında pulpa ile daha az biouyumlu oldukları tespit edilmiştir (54).

Cam iyonomer simanlar sertleşme reaksiyonun erken aşamalarında pulpada olumsuz bir etki yaratabilecekken bu durum 30 gün içerisinde sonlanır. Pulpaya olan olumsuz etkileri çinkofosfat ve silikat simanla kıyaslandığında daha düşüktür (54).

2.1.2.3.2.Florür Salınımı

Cam tozu yüksek oranda flor iyonu içerdiği için cam iyonomer simanların matrisinde fazla miktarda flor bulunur. Bağlanmamış olarak bulunan flor iyonları ağız ortamına salınarak diş çürüğünü önleyici etki gösterebilirler. Ağız ortamındaki florür konsantrasyonu arttıkça, cam iyonomer simanlardan florür salınımının da arttığı düşünülür. Cam iyonomer siman ile restore edilen yüzeylerde kontrollü plak biriktiği belirtilmiştir (55). Ağız ortamındaki fluoridi hapsederek fluorid rezervuarı görevi gördükleri ve fluorid salınımlarının uzun süre devam ettiği ifade edilmektedir (26).

2.1.2.3.3.Antibakteriyel Özellik

Yüksek oranda fluorid içeren restoratif materyallerden olan cam iyonomer simanlar dentini remineralize edebilme özelliğine sahiptir. Bunu sağlarken dentinde kalmış olabilecek çürük diş dokusundaki bakterileri sayıca azaltabilmektedir. Restoratif materyal ve diş dokuları arasında istenmeyen boşluklar bulunabilir, fluorid salınımı yapabilen materyallerde bu boşluklar fluorid ile dolabilir. Bu durum bakteri canlılığını azaltabileceğinden olumsuz etkileri ve sekonder çürük oluşma riskini azaltmaktadır. Fluorid salınımının uzun süre devam etmesi plaktaki bakteri sayı ve etkinliğini de düşürmektedir (56).

2.2.Yüzey Pürüzlülüğü

Kabul edilebilir estetik için pürüzsüz yüzeyler oluşturulmalıdır. Oluşturulan bu yüzeyler ağız içerisinde uzun süre bozulmadan kalabilmelidir (57). Restoratif dolgu materyallerinde partikül boyutundaki artış yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır (58).

Kompozit reçineler antibakteriyel değildir ve biyofilm oluşmasına karşı koyamazlar (59). Pürüzlülük artışı, yüzeye bakteriyel tutunmayı, kolonizasyonu ve olgunlaşmayı önemli ölçüde arttırmaktadır (60). 0,2 μm'lik değer yüzey pürüzlülüğü için eşik değeri olarak kabul edilmektedir, 2 μm'den büyük değerler plak birikimi için elverişlidir (59).

Restoratif materyale parlaklık kazandırarak estetik hale getirmek için için restorasyon, mikro olukların daha sonra yüzey tarafından yansıtılan ışığın dalga boyundan (yaklaşık 0,5 μm) daha küçük boyutlara indirgeneceği şekilde parlatılmalıdır (58). Pürüzlü yüzeyler aynı zamanda materyal üzerine gelen stresi yoğunlaştırmaktadır (61). Pürüzsüz yüzeyler sürtünme katsayısını azaltır ve böylece restorasyonun klinik başarısını etkileyen aşınma oranını düşürür (57).

Yüzey pürüzlülüğü kompozit reçinelerin renklenmesini de etkileyen faktörlerden birisidir (62). Pürüzlülük artışı ile parlaklık miktarı ve ışığın yansıtılma oranı düşer. Böylece renklenme ile birlikte kompozitte estetik olmayan bir görüntü oluşur (59). Bollen ve arkadaşları yüzey pürüzlülüğünün 0,2 μm'nin üzerinde olmasının plak birikiminde artışa ve daha yüksek çürük ve periodontal inflasmasyona yol açtığını bildirmiştir. Ancak yapılan diğer çalışmalarda Ra değerleri 0,7 ile 1,4 μm arasında değişen yüzeylerde plak birikiminde kayda değer bir fark bulunmamıştır. Chung, Ra 1 μm'den daha düşük olduğunda yüzeylerin gözle görülür şekilde pürüzsüz olduğunu bulmuştur (57).

Pürüzlülük üzerine yapılan çalışmalarda kullanılan farklı pürüzlülük ölçüm yöntemleri vardır. Dental materyallerde pürüzlülük ölçüm yöntemleri; optik ve taramalı elektron mikroskobu ve yüzey profil analizidir. Güncel olarak dental materyallerde pürüzlülük ölçümünde Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) tekniği de kullanılmaktadır (59). Yüzey pürüzlülüğünü nicel olarak tespit etmek amacıyla temas profilometresi ve yüzey topografisini ayrıntılı göstermek için taramalı elektron mikroskobundan yararlanılabilir. Taramalı elektron mikroskobunun profilometre ile beraber kullanımı farklı cilalama sistemlerinden beklenen yüzey morfolojisinin türünü anlamaya yardımcı olabilir (59).

2.2.1.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

2.2.1.1.Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler 2 boyutludur ve elmas bir probun yüzeye temas ederek yüzeyi taraması prensibiyle çalışırlar. İncelenen yüzey ile sensörün hareket eden ekseni arasındaki paralellik önemlidir. Boyutları sensör yarıçapından küçük olan yüzey kusurlarını

dikkate almazlar. 0,01 μm'den düşük değerler için mekanik profilometrelerin çözünürlüğü yetersizdir ve optik ölçümlere ihtiyaç duyulur (58).

2.2.1.2.Optik Profilometreler

Optik profilometreler 3 boyutludur ve yüzey ile temas etmeden kalitatif ve kantitatif olarak çalışırlar. Pürüzsüz yüzeylerin ölçümleri için faydalıdır, çok pürüzlü yüzeylerde yanıltıcı sonuç verebilirler. Doğru ölçümlerin yapılabilmesi için kaliteli bir yüzey olmalıdır. Optik parçalar ile 100 μm'lik alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlanabilmektedir (58).

2.2.1.3.Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, düşük çözünürlüklerde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerine ulaşmayı sağlamaktadır (57) . Keskin bir uç ve incelenecek yüzey arasındaki kuvvetleri algılayarak çalışır (63).

2.2.1.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Restoratif materyallerin yüzey morfolojilerini incelemek için kullanılan bir diğer yöntem taramalı elektron mikroskobudur. SEM ile yalıtkan yüzeylerin analizini gerçekleştirebilmek için ek olarak iletken parçalar kullanılmalıdır (64, 65). SEM, farklı araçlarla ve malzeme ve tekniklerin kombinasyonuyla ilgili modifikasyonu anlamak için yüzey morfolojisini doğrudan gözlemlememizi sağlar (36). Bu tekniğin başlıca avantajı, özellikle iki boyutlu görüntüleme tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili herhangi bir bilgi vermediği düzensiz ve yansıtıcı yüzeylere sahip numuneler olmak üzere, herhangi büyük yüzey değişikliği olmayan numuneleri doğrudan gözlemleme imkanıdır (66).

2.2.1.5. Konfokal Lazer

Profilometrik analizli konfokal lazer mikroskobu, numunenin farklı noktaları arasındaki yükseklik farklarını gösteren görsel bir renk skalası sağlayarak yüzeylerin 3 boyutlu objektif bir değerlendirmesini sağlar ve böylece numunenin mikro yüzeyinde nicel veriler sağlar (67). SEM analizi ve konfokal lazer arasındaki kombinasyon, kesin ve ayrıntılı iki boyutlu bir görüntünün yanı sıra düzensiz ve yansıtıcı yüzeylerin düzgünlüğü, pürüzlülüğü ve dalgalılığı gibi sayısal kategorileri elde etme ve sıralama olanağı sağlar (68).

2.3.Mikrosertlik

Restoratif materyallerin diş hekimliği için en önemli özelliklerinden biri kullanılan materyalin sertliğidir. Sertlik kullanılan materyalin penetrasyon veya deformasyon direnci olarak tanımlanır (37) .Yüzey mikrosertliği materyalin dayanıklılığını değerlendirmek için de incelenen fiziksel bir özelliktir. Doldurucu oranının ve polimerizasyon derecesinin yüksek olduğu kompozitlerde mikrosertlik değerleri yüksektir (12).

Bir materyalin mikrosertlik verileri karşıt dişler üzerindeki aşındırıcı etkisi ve parlatılabilirliği hakkında da fikir vermektedir (38). Pürüzsüz ve sert yüzeyler estetik bir görünüm oluşturur ve plak birikimini azaltır (12). Düşük sertlik değerleri kompozit restorasyonun başarısızlığına sebep olan düşük aşınma direnci ile ilişkilendirilebilir (69).

Yüksek mikrosertlik değerlerine sahip restoratif materyaller çiğneme kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır (70). Yüksek sertlik değerlerine sahip restoratif materyaller ağız içerisindeki çeşitli etkenler karşısında daha az bozulma gösterirler. Sertlik bir materyalin kullanım sırasında çizilmeye karşı direncinin göstergesidir (37).

Restoratif materyallerin sertliğini test etmenin en yaygın yöntemlerinden bazıları Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell, Barcol ve Shore A sertlik testleridir. Bu testlerin her birinin farklı özellikleri ve belirli avantaj ve dezavantajları vardır. Bununla birlikte, hepsinin ortak çalışma mantığında test edilen materyalin yüzeyine küçük, simetrik olarak şekillendirilmiş bir girintinin yerleştirilmesi mevcuttur (26). Kompozit materyaller içerisindeki doldurucuların organik içeriğe hacimce oranı- Knoop sertlik değerleri ile doldurucuların organik içeriğe kütlece oranı-Vickers sertlik değerleri arasında doğru orantı olduğu belirtilmiştir (38).

2.3.1.Mikrosertlik Ölçüm Yöntemleri

2.3.1.1.Brinell Sertlik Testi

Brinell testinde karbid bir bilyeye belirlenen süre boyunca 500-3000 kgf aralığında kuvvet uygulanır ve bir girinti oluşturulur. Genellikle birbirine dik açıyla elde edilen çentik genişliğinden iki sonuç belirlenir ve iki sonucun ortalaması alınır. Brinell sertlik değeri, test kuvvetinin yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir. Oluşturulan girintinin ölçülmesine dayandığı için özneldir ve hata yapma olasılığı yüksektir. Bu yöntem kompozit reçinelerin

sertlik değerlerinin ölçülmesinde çok fazla kullanılmaz (71). Genellikle diş hekimliğinde metal ve alaşımların sertliğinin ölçülmesinde kullanılır (26).

2.3.1.2.Knoop Sertlik Testi

Uygulanan yükün 35 Newton'dan fazla olmadığı plastik, metal ve kırılgan materyaller için uygulanabilen piramit şeklindeki bir mikrogirinti testidir. Girintinin uzun aksının ölçümü yapılıp bu değerin Knoop sertlik değeri belirlenir (71). Oluşan girinti uygulanan yük ve materyalin cinsine göre değişmektedir. Knoop yöntemiyle test edilecek numune yüzeyinin parlak ve düzgün olması gerekmektedir. Diğer yöntemlere göre uygulama süresi daha uzundur (24).

2.3.1.3.Vickers Sertlik Testi

Test yöntemi, test edilecek materyale 1-100 kg arası yük uygulanarak piramit şeklinde elmas bir girintiyle iz oluşturulması esasına dayanır. Yükün uygulama süresi 10-15 saniyedir. Yük kaldırıldıktan sonra materyalin yüzeyinde oluşan izin iki köşegen uzunluğu bir mikroskop yardımıyla ölçülür ve oluşan izin yüzey alanı hesaplanır (72). Çalışma prensibi Knoop ve Brinell testlerine benzemektedir. Bu yöntemlerden farklı olarak 136 derecelik piramit girinti kullanılır (24).

2.3.1.4.Barcol Sertlik Testi

Barcol testinde 1 mm çapında sivri bir uç kullanılır. Örnekler 10 kg'lık sabit yük altında Barcol Impressor isimli sivri uç altına yerleştirilir. Gösterge, değeri gösterene kadar basınç uygulanır. Genellikle kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğini belirlemek için kullanılır. Kompozit reçinenin üst yüzeyi polimerizasyon cihazı ile sertleştirildikten sonra üst yüzey ve alt yüzeyin Barcol sertliği karşılaştırılır. Kompozitin barcol sertliğinde %10'luk azalma eğilme mukavemetinde %20'lik azalmaya denk gelmektedir (24).

2.3.1.5.Rockwell Sertlik Testi

Hızlı sonuç veren bu testte bir bilye veya metal bir koni kullanılır. Bu koniyle oluşturulan girintinin derinliği bir mikrometre ile ölçülür. Kullanılan bilye veya koniler farklı yüklere maruz bırakılır ve farklı çapta olabilirler. Materyalde çentik oluşturulurken bu çentiğin derinliğinin ölçümü yapılır. Diş hekimliğinde daha çok viskoelastik materyallerin sertlik değerlerinin ölçülmesi için kullanılmaktadır. Sertlik değerlerini direkt olarak

göstermesi bu yöntemin avantajıdır. Yöntemin dezavantajı bir ön yüke ihtiyaç duyulması ve oluşturulan girintinin hızlı olarak geri dönebilme ihtimalidir (26).

2.4.Diyetin Restorasyonun Başarısına Etkisi

Bir restorasyonun başarısı mekanik, fiziksel ve klinik özelliklerini ağız içerisinde kaldığı süre boyunca koruyabilmesine bağlıdır. Restoratif materyaller ağız içerisinde sürekli bir kimyasal bozunma gösterirler. Özellikle kompozit reçineler, seramik veya metal içerikli restoratif materyallere göre kimyasal bozunmaya daha duyarlıdırlar. Kompozit reçinelerin mekanik ve fiziksel özellikleri farklı yiyecek ve içeceklerden etkilenmektedir. Yiyecek ve içecekler yüzey pürüzlülüğü, mekanik dayanıklılık, plak birikimi, estetik ve aşınma gibi özellikleri etkilemektedir (10). Restoratif materyallerin klinik performansı, materyalin tipi ve kimyasal bozunma prosedürünün materyalin diş-restorasyon arası bağlanmasını, estetiğini, pürüzlülük ve sertliğini nasıl etkilediğine bağlıdır (19).

Çeşitli içeceklerin kompozitlerin renklenmesine sebep olduğu ayrıca kompozit pürüzlülüğünü arttırdığı ve mikrosertliğini düşürdüğü gösterilmiştir (11). Restoratif materyalin yüzey sertliğinin sıcaklık, su emilimi ve temas sonucu değişebileceği sonucuna varılmıştır (73). Sıvı içeren yiyecek ve içeceklerle temas sonucu restoratif materyalin içeriğindeki reaksiyona girmemiş bileşenlerin reçine matristen çözülmesi sebebiyle mekanik özelliklerde azalma görülebilmektedir. Sıvı gıdalardaki çözücünün reçine ağına difüzyonu ile bağlanma engellenir ve polimer zincirlerin birleşimi bozularak materyalin fiziksel özellikleri de olumsuz etkilenir (74). Asit oranı yüksek içeceklerin günlük hayatta fazla tüketilmesi eroziv diş aşınmalarını arttırmaktadır. Düşük pH'lı içecekler yüksek aşınmaya sebep olurken, kalsiyum ve fluorid içeriği yüksek olanların aşındırma etkisi düşüktür (75).

3.MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: 9382). Çalışmamız, farklı içeceklerin restoratif dental materyallerin sertlik ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin in vitro olarak incelenmesi amacıyla KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi ve KTÜ Makine Mühendisliği araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması aşağıdaki aşamaları içermektedir:

1.Örneklerin 4 farklı restoratif dental materyalden hazırlanması

2. Örneklere yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması

3. Pürüzlülük ve sertlik testleri için örneklerin rastgele gruplandırılması

4.Örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük ve sertlik değerlerinin ölçülmesi

5.Örneklerin günde 3 defa 15 dakika olmak üzere 30 gün boyunca içeceklerde bekletilmesi

6.Örneklerin son yüzey pürüzlülük ve sertlik değerlerinin ölçülmesi

7.Verilerin değerlendirilmesi ve istatistiksel analizlerinin yapılması

3.1.Çalışmada Kullanılan Dental Restoratif Materyaller

Bu invitro çalışmada; bir cam iyonomer siman (Ketac Molar Easy Mix, 3M Espe, ABD), bir mikrohibritkompozit (Filtek Z250, 3M Espe, ABD), bir nanohibrit bulk-fill kompozit (Tetric N-Ceram, İvoclar Vivadent, Almanya), bir hibrit bulk-fil kompozit (Xtrafill, Voco, Almanya) olmak üzere 4 faklı dental restoratif materyal kullanılmışır. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin türü, içeriği ve üretici firmaları Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları

Restoratif materyaller ve kodları	**Renk**	**Tür**	**İçerik**	**Doldurucu Oranı ve Partikül Boyutu**	**Üretici Firma**
Filtek z250 (Grup FZ250)	A2	Mikrohibrit kompozit	Reçine: BİS-EMA, UDMA,BİS-GMA , Doldurucu: silika, Zirkonya	Hacimce %60 Partikül boyutu: 0.01- 3.5	3M Espe, St. Paul, MN, ABD
Tetric N Ceram Bulkfil (Grup TNCB)	IVA	Nanohibrit Bulkfil kompozit	Reçine: BİS-GMA, BİS-EMA,UDMA Doldurucu: baryum alüminyum silikat cam, prepolimer, iterbiyum triflorür, karışık oksit	Ağırlıkça %75-%77 Hacimce %53-%55	Ivoclar Vivadent, AG Schaan/ Liechtenstein, Almanya
Xtrafill Bulkfil (Grup XV)	U	Hibrit bulkfil kompozit	Reçine: BİS-GMA, UDMA, TEGDMA, Doldurucu: baryum, bor, alimünosilikat cam	Ağırlıkça %86 Hacimce %70,1 Partikül boyutu: 0.04-3	Voco, Cuxhaven, Almanya
Ketac Molar Easymix (Grup KME)	A3	Cam iyonomer	Poly(ko-akrilik asit, maleik asit), tartarik asit, CAS-Al-F silikat cam		3M Espe, St.Paul, MN,ABD)

3.1.1.Filtek Z250 (Grup FZ250)



Resim 1.Çalışmada kullanılan mikrohibrit kompozit reçine

3.1.2.Xtrafill (Grup XV)



Resim 2.Çalışmada kullanılan hibrit bulk-fil kompozit

3.1.3.Tetric N-Ceram (Grup TNCB)



Resim 3.Çalışmada kullanılan nanohibrit bulk-fil kompozit

3.1.4.Ketac Molar Easymix (Grup KME)



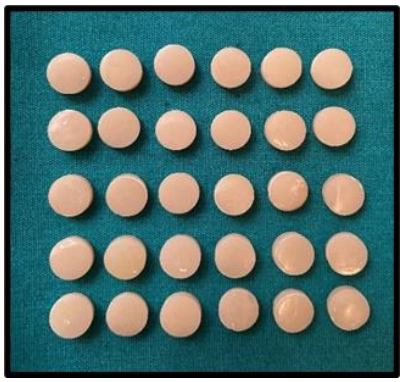
Resim 4.Çalışmada kullanılan cam iyonomer dolgu materyali

3.2.Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda pürüzlülük ve sertlik testleri için her restoratif materyalden 30 adet örnek olmak üzere toplamda 120 örnek oluşturuldu. Örnekleri oluşturmak için çapı 8, yüksekliği 4 mm olan yuvarlak teflon bir kalıp kullanıldı. Materyallerden düzgün yüzey elde etmek amacıyla sertleşmeden önce karıştırma camı ve şeffaf bant, teflon kalıbın altına ve üstüne yerleştirildi ve basınç uygulandı.

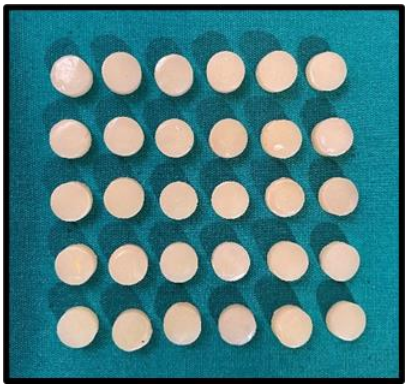
Kullanılan geleneksel kompozit reçine 2 mm olarak 2 tabaka şeklinde ve her tabaka ayrı ayrı polimerize edilerek oluşturuldu. Bulk-fil kompozitler tek tabaka şeklinde teflon kalıba ağız spatülü yardımıyla yerleştirildi. Cam üzerine yapılan basınçla fazla materyal uzaklaştırıldıktan sonra materyaller polimerize edildi. Işık cihazının ucu polimerize olacak örneklerin yüzeyinden 1 mm uzakta olacak şekilde konumlandırıldı. Led ışık cihazı (3M Espe,Paul,ABD) üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 sn kullanıldı. Dental kompozitlerin ışıkla polimerize edilen yüzeyleri suya dayanıklı kalemle işaretlendi ve bu yüzeylerden pürüzlülük ve sertlik testleri gerçekleştirildi.

Cam iyonomer materyali ise önerilen toz-likit oranına göre karıştırıldıktan sonra ağız spatülü ile teflon kalıp içine taşındı. Karıştırma camı ve teflon bantla basınç uygulanarak fazlalıklar alındı. Kendiliğinden sertleşmesi beklendi. Cam iyonomerin de bir yüzeyi işaretlenerek aynı yüzeylerden ölçüm yapıldı.



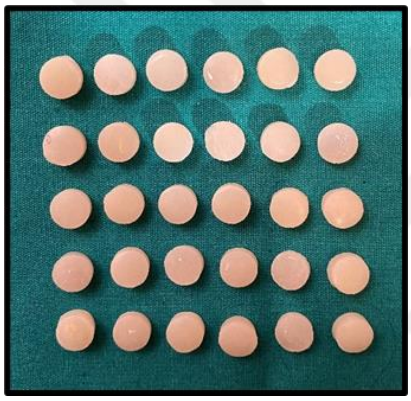
Resim 5. Mikrohibrit kompozit örnekleri

(Filtek Z250, 3M ESPE, Paul, ABD)



Resim 6. Nanohibrit bulk-fil kompozit örnekleri

(Tetric N Ceram,İvoclar Vivadent,Almanya)



Resim 7. Hibrit bulk-fil kompozit örnekleri

(Xtrafill, Voco, Almanya)



Resim 8. Cam iyonomer materyali örnekleri

(Ketac Molar Easymix,3M ESPE, Paul, ABD)

3.3.Materyal Gruplarının Oluşturulması

Örnekler sertleştikten sonra düzgünlükleri kontrol edildi. Kırık, çatlak ve eksik olan örnekler çalışmaya dahil edilmedi. Pürüzlülük ve sertlik testleri için her restoratif materyalden 30 örnek, kendi içerisinde 3 alt gruba ayrıldı (n=10).

Grup a) distile su grubu

Grup b) kola grubu

Grup c) çay grubu

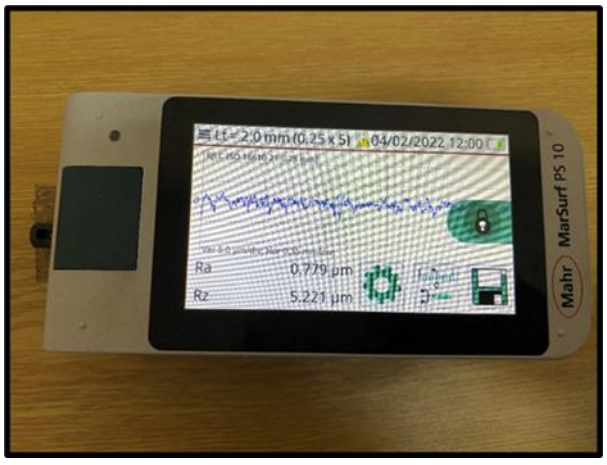
3.4.Örneklerin Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Bütün örnekler; kalın, orta, ince ve süper ince cila diskleri (Sof-Lex,3M ESPE, Almanya) kullanılarak her bir disk ile 15 sn, toplamda her bir örnek için 1 dk(76) kuru ve tek yönlü olarak mikromotor (Kavo, Warthausen Almanya) ile orta hızda cilalandı. Her disk geçişinde örnekler 5 sn yıkandı. Diskler 4 örnekte bir değiştirildi.

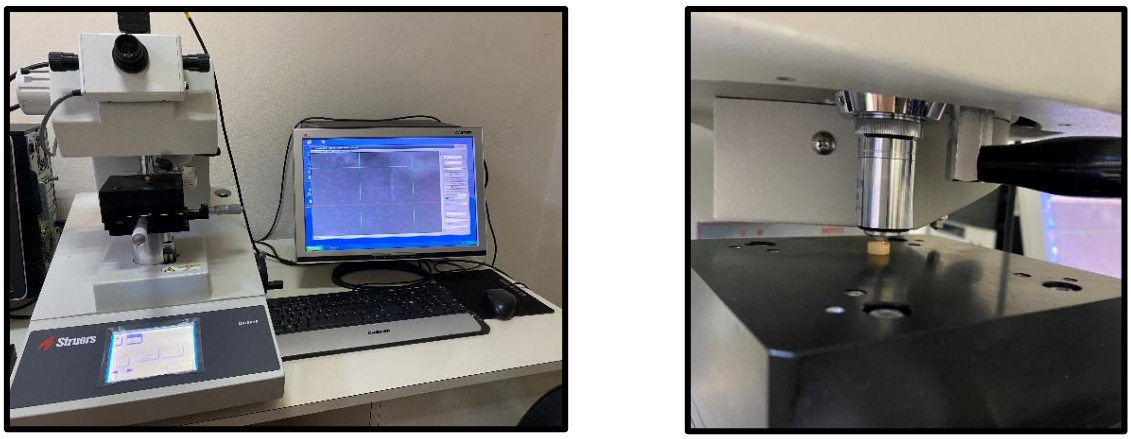
3.5.Örneklerin Başlangıç Yüzey Püzlülüğü ve Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi

Bitim ve cila işlemleri tamamlanan örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük, sertlik ölçümleri yapılmadan önce örnekler 37°C'de 24 saat %100 nemli ortamda bekletildi. Örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesinde profilometre (Marsurf PS10, Mahr, Almanya) cihazı kullanıldı. Cihaz, ölçüm öncesi üretici firma talepleri doğrultusunda kalibrasyon bloğu ile kalibre edildi.

Çalışmada ölçüm uzunluğu 2 mm ve cut off değeri 0.25 mm olarak ayarlandı (37). Yüzey pürüzlülük ölçümü her bir örneğin yüzeyinden 3 farklı noktada gerçekleştirildi ve bu değerlerin ortalaması alındı. Her örnek için ortalama yüzey pürüzlülük değerleri olan Ra değerleri kaydedildi. Mikrosertlik değerlerinin belirlenmesi için Vickers sertlik cihazı kullanıldı. (Duramin5, Struers, Japonya). Sertlik ölçülmeden önce örnekler sırasıyla ışık mikroskobu üzerindeki tablaya yerleştirildi. Ölçümler elmas probun 200 gr yükün 15 sn boyunca uygulanmasıyla testler gerçekleştirildi (77, 78).Cihazda bulunan piramit şeklindeki kare tabanlı uç ile bir iz oluşturuldu. Oluşturulan iz mikroskop aracılığıyla ölçme ekranına aktarıldı ve köşegenlerin uzunluk verileri kullanılarak otomatik olarak hesaplandı. Üç ayrı noktadan hesaplanan sertlik değerlerinin ortalaması alındı.



Resim 9.Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı profilometre (MarSurf PS 10, Mahr, Almanya)



Resim 10. Sertlik testi, Vickers sertlik test cihazı (Duramin, Struers, Japonya)

3.6.Örneklerin İçeceklerde Bekletilmesi

Örneklerin bekletilmesi için çay sıvısı; bir adet poşet çayın (Lipton, Rize,Türkiye), 250 ml sıcak suda demlemeye bırakılıp süzülmesiyle hazırlandı. Kola (Coca cola, ABD) ve distile suda bekletilecek örnekler için her bir içecekten 250 ml kullanıldı. Pürüzlülük ve sertlik testleri için her bir materyalden hazırlanan örnekler (n=10), plastik bardaklar içerisinde hazırlanmış 3 adet içecekte günde 3 sefer ve her seferinde 15 dk olmak üzere 30 gün boyunca bekletildi (10). Her uygulamada içecekler yenilendi. Örnekler içeceklerden çıkarılınca distile su ile yıkandı. Tekrar içecekler uygulanana kadar distile suda bekletildi.

3.7.Örneklerin İçeceklerde Bekletilmesinden Sonra Pürüzlülük ve Sertlik Değerlerinin Tekrar Ölçülmesi

30 günün sonunda örneklerin pürüzlülük ve sertlik testleri aynı parametreler kullanılarak işaretli yüzeylerden gerçekleştirildi.

3.8.İçeceklerin pH ve Sıcaklık Değerlerinin Ölçülmesi

İçeceklerin pH ve sıcaklık değerleri, üretici firma talimatları doğrultusunda kalibre edilen pHmetre ile (Hanna, Woonsocket , Amerika) ile ölçüldü.

3.9.Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Yüzey analizi için içeceklerde bekletilmeden önce ve bekletildikten sonra her gruptan birer adet olmak üzere toplamda 16 adet örnek seçildi. Örneklerin yüzeyleri bir kaplama cihazı kullanılarak (SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD) altın ile kaplandı. Daha sonra taramalı elektron mikroskobu(SEM) (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılarak sırasıyla tüm yüzeylerin görüntüleri kaydedildi.



Resim 11.Yüzey kaplama cihazı



Resim 12. Taramalı elektron mikroskobu

4.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Materyal ve içeceklerin etkileşiminin parametreler üzerindeki etkisi iki yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiş, post hoc analizlerde Tukey HSD test kullanılmıştır. Başlangıca göre son sertlik ve pürüzlülük karşılaştırmalarında Paired Samples t test kullanıldı. Materyallere göre başlangıç pürüzlülük ve sertlik değerlendirmelerinde tek yönlü ANOVA test, post hoc Tukey HSD test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

5.BULGULAR

5.1. İçeceklerin pH Bulguları

Çalışmamızda kullanılan çayın pH değeri 5,98, sıcaklığı 67℃ , kolanın pH değeri 2,56, sıcaklığı 21,6℃, distile suyun pH değeri 5,71 ve sıcaklığı 23,7℃ olarak ölçülmüştür.

5.2.Örneklerin Sertlik Bulguları

Tablo 2. Materyallerin başlangıç sertliklerinin değerlendirilmesi

	Başlangıç sertlik
	Ort±SS
Grup TNCB	60,91±4,48[a]
Grup FZ250	93,31±6,24[b]
Grup XV	101,15±5,91[c]
Grup KME	56,09±5,93[d]
p	0,001*

Oneway ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

NOT: Sütunlardaki farklı küçük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

Materyaller arasında başlangıç sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır(p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; grup XV'nin başlangıç sertliği, grup TNCB grup FZ250 ve grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{V.X\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{V.X\text{-}Z250}$:0.001; $p_{C.İ\text{-}V.X}$:0.001; p<0.05). Grup FZ250'nin başlangıç sertliği, grup TNCB ve grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{Z250\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; p<0.05). Grup TNCB'nin başlangıç sertliği, grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.007; p<0.05).

Tablo 3. Farklı materyal ve içeceklerin son sertlik üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Materyal	38684,35	3	12894,78	516,68	0,001*
İçecek	7572,698	2	3786,349	151,715	0,001*
Materyal * İçecek	768,926	6	128,154	5,135	0,001*

Two-way ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

Materyaller arasında sertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05).

İçecekler arasında sertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05).

Farklı materyal ve içecek etkileşiminin sertlik üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Materyal ve içecekler bir arada sertliği etkilemektedir.

Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı sonuçları Tablo 4'de görülmektedir.

Tablo 4. Farklı materyal ve içeceklerin son sertlik üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

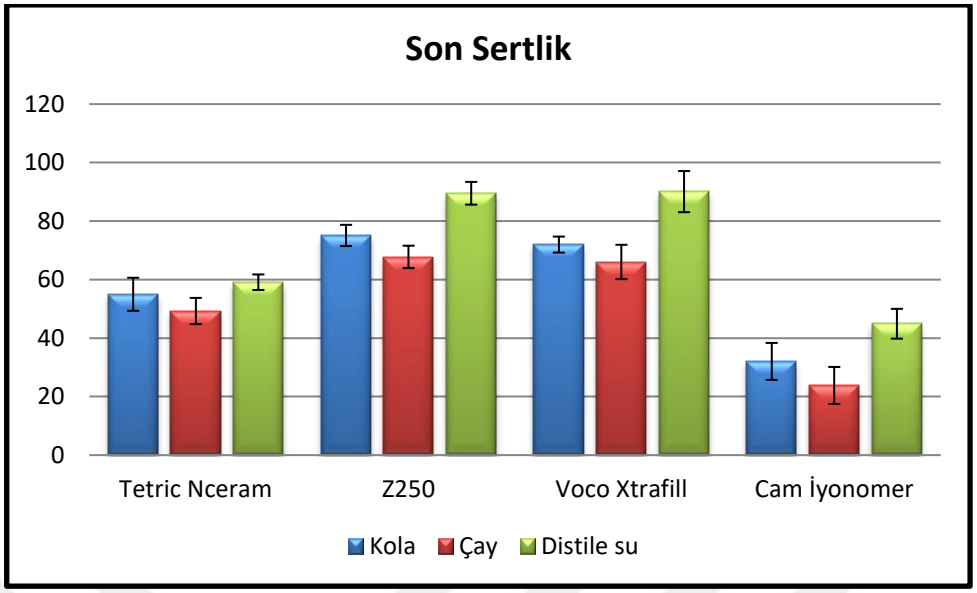
	Grup TNCB	Grup FZ250	Grup XV	Grup KME	
Son Sertlik	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**Ort±SS**	**p**
Kola	$54,98±5,65^{aA}$	$75,09±3,63^{bA}$	$71,97±2,74^{bA}$	$32,04±6,32^{cA}$	0,001*
Çay	$49,26±4,48^{aB}$	$67,76±3,83^{bB}$	$66,03±5,87^{bA}$	$23,81±6,33^{cB}$	0,001*
Distile su	$59,11±2,66^{aA}$	$89,52±3,89^{bC}$	$90,08±7,03^{bB}$	$44,91±5,09^{cC}$	0,001*
p	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	

Two-way ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

NOT:

1.Satırlardaki farklı küçük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

2.Sütunlardaki farklı büyük harfler içecekler arasındaki farklılığı göstermektedir.



Şekil 2. Materyallerin son sertlik değerleri

Kola içeceği kullanıldığında materyaller arasında son sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; grup FZ250' nin başlangıç sertliği, grup TNCB ve grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{Z250\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; p<0.05). Grup XV'nin son sertliği, Grup TNCB ve Grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{V.X\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{C.İ\text{-}V.X}$:0.001; p<0.05). Grup TNCB'nin son sertliği, grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.001; p<0.05). FZ250 ve XV grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Çay içeceği kullanıldığında materyaller arasında son sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; Grup FZ250'nin son sertliği, grup TNCB ve grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{Z250\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; p<0.05). Grup XV'nin son sertliği, grup TNCB ve grup KME'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{V.X\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{C.İ\text{-}V.X}$:0.001; p<0.05). TNCB grubunun son sertliği, KME grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.001; p<0.05). FZ250 ve XV grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Distile su kullanıldığında materyaller arasında son sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi

materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; FZ250 grubunun son sertliği, TNCB ve KME gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{Z250\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; $p<0.05$). XV grubunun son sertliği, TNCB ve KME gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{V.X\text{-}T.NC}$:0.001; $p_{C.İ\text{-}V.X}$:0.001; $p<0.05$). TNCB grubunun son sertliği, KME grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.001; $p<0.05$). FZ250 ve XV grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

TNCB grubu incelendiğinde; içecekler arasında son sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; çayın sertlik ortalaması, kola ve distile su gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{Ç\text{-}K}$:0.020; $p_{Ç\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$). Kola ve Distile Su arasında sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

FZ250 grubu incelendiğinde; içecekler arasında son sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; çayın sertlik ortalaması, kola ve distile su gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{Ç\text{-}K}$:0.001; $p_{Ç\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$). Kolanın sertlik ortalaması da distile su grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{K\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$).

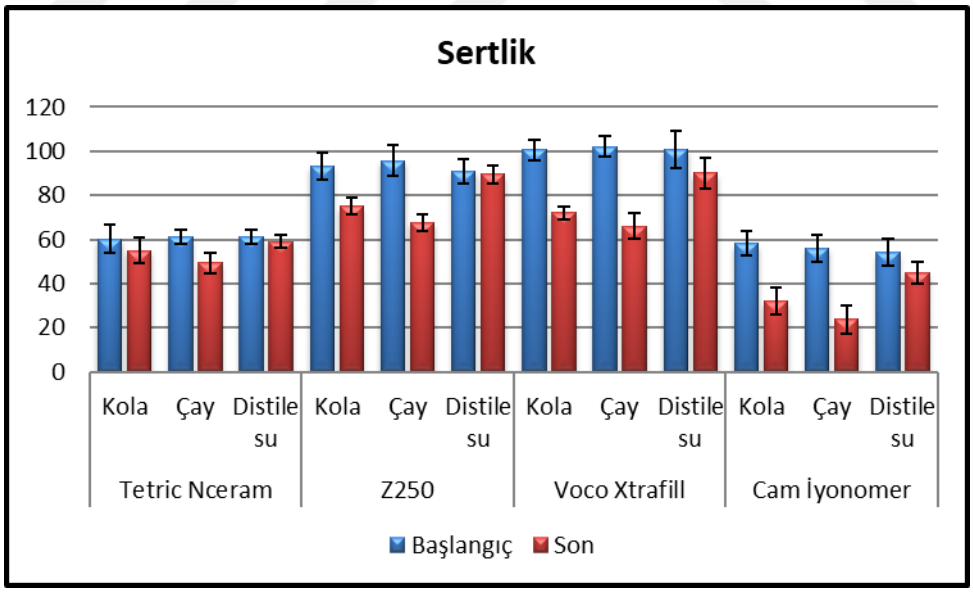
XV grubu incelendiğinde; içecekler arasında son sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; distile su grubunun sertlik ortalaması, kola ve çay gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{K\text{-}D.S}$:0.001; $p_{Ç\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$). Kola ve çay arasında sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

KME grubu incelendiğinde; içecekler arasında son sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; çayın sertlik ortalaması, kola ve distile su gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{Ç\text{-}K}$:0.012; $p_{Ç\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$). Kolanın sertlik ortalaması da distile su grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{K\text{-}D.S}$:0.001; $p<0.05$).

Tablo 5. Başlangıca göre son sertlik değişiminin değerlendirilmesi

Materyal	İçecek	Sertlik		p
		Başlangıç	Son	
		Ort±SS	Ort±SS	
Grup TNCB	Kola	60,21±6,50	54,98±5,65	0,100
	Çay	61,17±3,39	49,26±4,48	0,001*
	Distile su	61,35±3,19	59,11±2,66	0,103
Grup FZ250	Kola	93,33±6,02	75,09±3,63	0,001*
	Çay	95,67±6,86	67,76±3,83	0,001*
	Distile su	90,94±5,45	89,52±3,89	0,526
Grup XV	Kola	100,50±4,40	71,97±2,74	0,001*
	Çay	102,07±4,77	66,03±5,87	0,001*
	Distile su	100,87±8,30	90,08±7,03	0,012*
Grup KME	Kola	58,17±5,42	32,04±6,32	0,001*
	Çay	56,03±6,09	23,81±6,33	0,001*
	Distile su	54,07±6,12	44,91±5,09	0,006*

Paired Samples t test **p<0.05 için anlamlıdır*



Şekil 3. Materyallerin sertlik değerlerindeki değişim

TNCB grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.100; p>0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son sertlik ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.103; p>0.05).

FZ250 grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son sertlik ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.526; p>0.05).

XV grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.012; p<0.05).

KME grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son sertlik ortalamasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.006; p<0.05).

5.3.Örneklerin Pürüzlülük Bulguları

Tablo 6. Materyallerin başlangıç pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi

	Başlangıç pürüzlülük
	Ort±SS
TNCB	0,17±0,07[a]
FZ250	0,14±0,05[a]
XV	0,30±0,07[b]
KME	0,60±0,15[c]
p	0,001*

Oneway ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

NOT: Sütunlardaki farklı küçük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

Materyaller arasında başlangıç pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; KME grubunun başlangıç pürüzlülüğü, TNCB , FZ250 ve XV gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{C.İ-T.NC}$:0.001; $p_{C.İ-Z250}$:0.001; $p_{C.İ-V.X}$:0.001; p<0.05). XV grubunun başlangıç pürüzlülüğü, TNCB ve FZ250 gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{V.X-T.NC}$:0.001; $p_{V.X-Z250}$:0.001; p<0.05). TNCB ve FZ250 grupları arasında başlangıç pürüzlülükleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 7. Farklı materyal ve içeceklerin son pürüzlülük üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

	Type III Sum of Squares	**df**	**Mean Square**	**F**	**p**
Materyal	24,561	3	8,187	151,702	0,001*
İçecek	0,498	2	0,249	4,617	0,012*
Materyal * İçecek	0,859	6	0,143	2,654	0,019*

Two-way ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

Materyaller arasında pürüzlülük açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05).

İçecekler arasında pürüzlülük açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.012; p<0.05).

Farklı materyal ve içecek etkileşiminin pürüzlülük üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.019; p<0.05). Materyal ve içecekler bir arada pürüzlülüğü etkilemektedir.

Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı sonuçları Tablo 8'de görülmektedir.

Tablo 8: Farklı materyal ve içeceklerin son pürüzlülük üzerine olan ortak etkisinin değerlendirilmesi

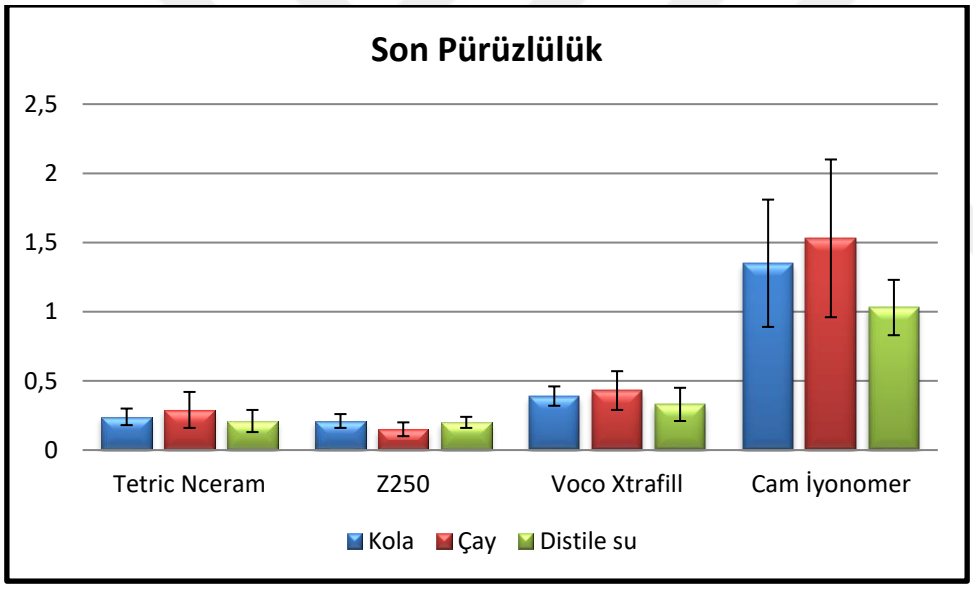
Son Pürüzlülük	Grup TNCB Ort±SS	Grup FZ250 Ort±SS	Grup XV Ort±SS	Grup KME Ort±SS	p
Kola	0,24±0,06^{aA}	0,21±0,05^{aA}	0,39±0,07^{aA}	1,35±0,46^{bAB}	0,001*
Çay	0,29±0,13^{aA}	0,20±0,04^{aAB}	0,43±0,14^{aA}	1,53±0,57^{bA}	0,001*
Distile su	0,21±0,08^{aA}	0,15±0,05^{aB}	0,33±0,12^{aA}	1,03±0,20^{bB}	0,001*
P	0,198	0,012*	0,201	0,043*	

Two-way ANOVA Test **p<0.05 için anlamlıdır*

NOT:

1.Satırlardaki farklı küçük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

2.Sütunlardaki farklı büyük harfler içecekler arasındaki farklılığı göstermektedir



Şekil 4. Materyallerin son pürüzlülük değerleri

Kola içeceği kullanıldığında materyaller arasında son pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; KME grubunun son pürüzlülüğü, TNCB, FZ250 ve XV gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC-C.i}$:0.001; $p_{Z250-C.i}$:0.001; $p_{V.X-C.i}$:0.001; p<0.05). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Çay içeceği kullanıldığında materyaller arasında son pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; KME grubunun son pürüzlülüğü, TNCB, FZ250 ve XV gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; $p_{V.X\text{-}C.İ}$:0.001; $p<0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Distile su kullanıldığında materyaller arasında son pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyallerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; KME grubunun son pürüzlülüğü, TNCB, FZ250 ve XV gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{T.NC\text{-}C.İ}$:0.001; $p_{Z250\text{-}C.İ}$:0.001; $p_{V.X\text{-}C.İ}$:0.001; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

TNCB grubu incelendiğinde; içecekler arasında son pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.198; $p>0.05$).

FZ250 grubu incelendiğinde; içecekler arasında son pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.012; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; distile suyun pürüzlülük ortalaması, kola grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{DS\text{-}K}$:0.012; $p<0.05$). Diğer içecekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

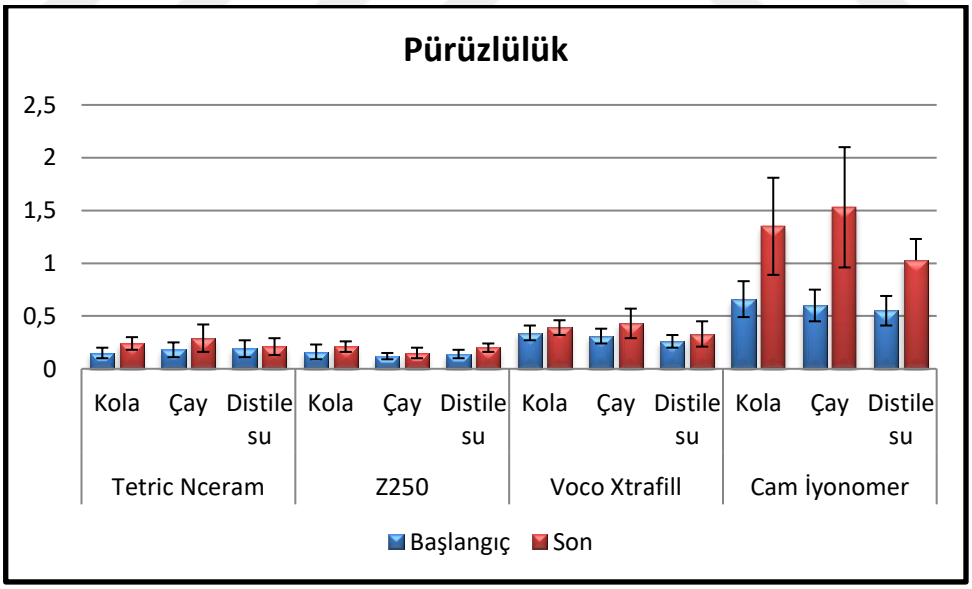
XV grubu incelendiğinde; içecekler arasında son pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.201; $p>0.05$).

KME grubu incelendiğinde; içecekler arasında son pürüzlülük ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.043; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi içeceklerden kaynaklandığının tespiti için yapılan Tukey HSD test sonucunda; distile su pürüzlülük ortalaması, çay grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{Ç\text{-}D.S}$:0.045; $p<0.05$). Diğer içecekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 9. Başlangıca göre son pürüzlülük değişiminin değerlendirilmesi

Materyal	İçecek	Pürüzlülük		p
		Başlangıç	Son	
		Ort±SS	Ort±SS	
TNCB	Kola	0,15±0,05	0,24±0,06	0,001*
	Çay	0,18±0,07	0,29±0,13	0,057
	Distile su	0,19±0,08	0,21±0,08	0,634
FZ250	Kola	0,16±0,07	0,21±0,05	0,141
	Çay	0,14±0,04	0,20±0,04	0,028*
	Distile su	0,12±0,03	0,15±0,05	0,186
XV	Kola	0,34±0,07	0,39±0,07	0,175
	Çay	0,31±0,07	0,43±0,14	0,014*
	Distile su	0,26±0,06	0,33±0,12	0,126
KME	Kola	0,66±0,17	1,35±0,46	0,001*
	Çay	0,60±0,15	1,53±0,57	0,001*
	Distile su	0,55±0,14	1,03±0,20	0,001*

Paired Samples t test **p<0.05 için anlamlıdır*



Şekil 5. Materyallerin pürüzlülük değerlerindeki değişim

TNCB grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.057; p>0.05). Distile suda başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.634; p>0.05).

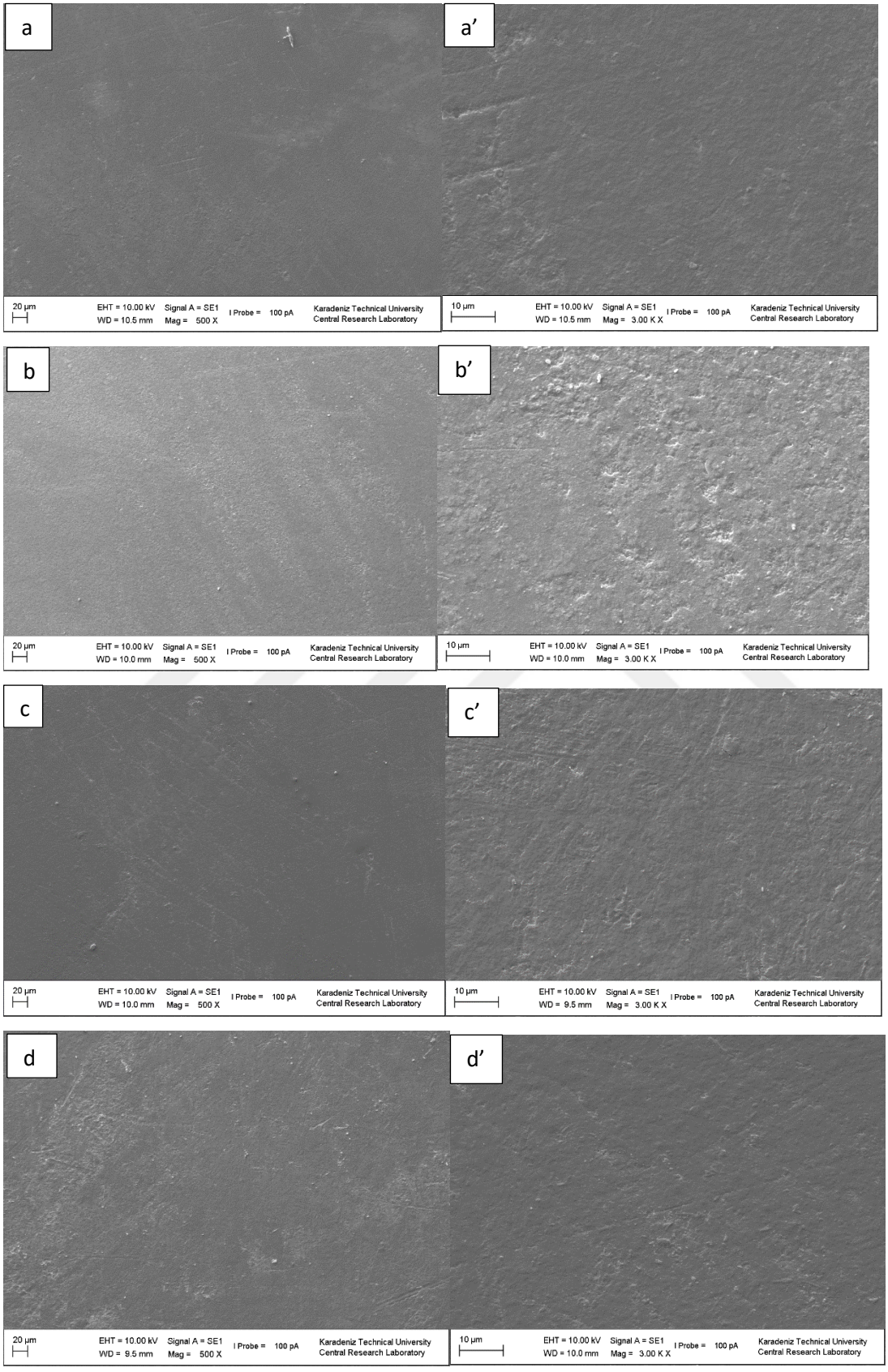
FZ250 grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.141; p>0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.028; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.186; p>0.05).

XV grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.175; p>0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.014; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.126; p>0.05).

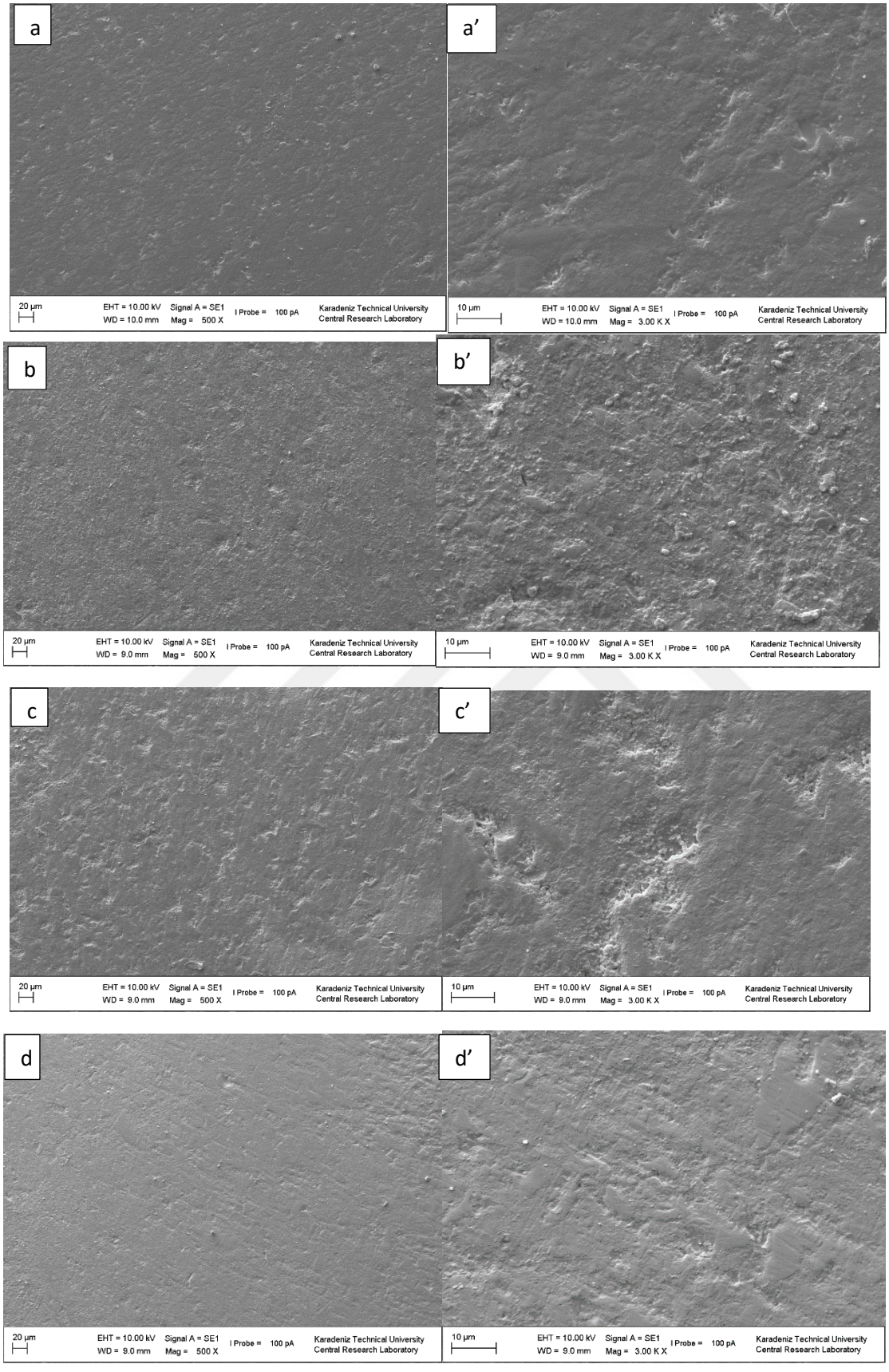
KME grubu incelendiğinde; kola içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Çay içeceğinde başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05). Distile suda başlangıca göre son pürüzlülük ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

5.4.Örneklerin SEM Bulguları

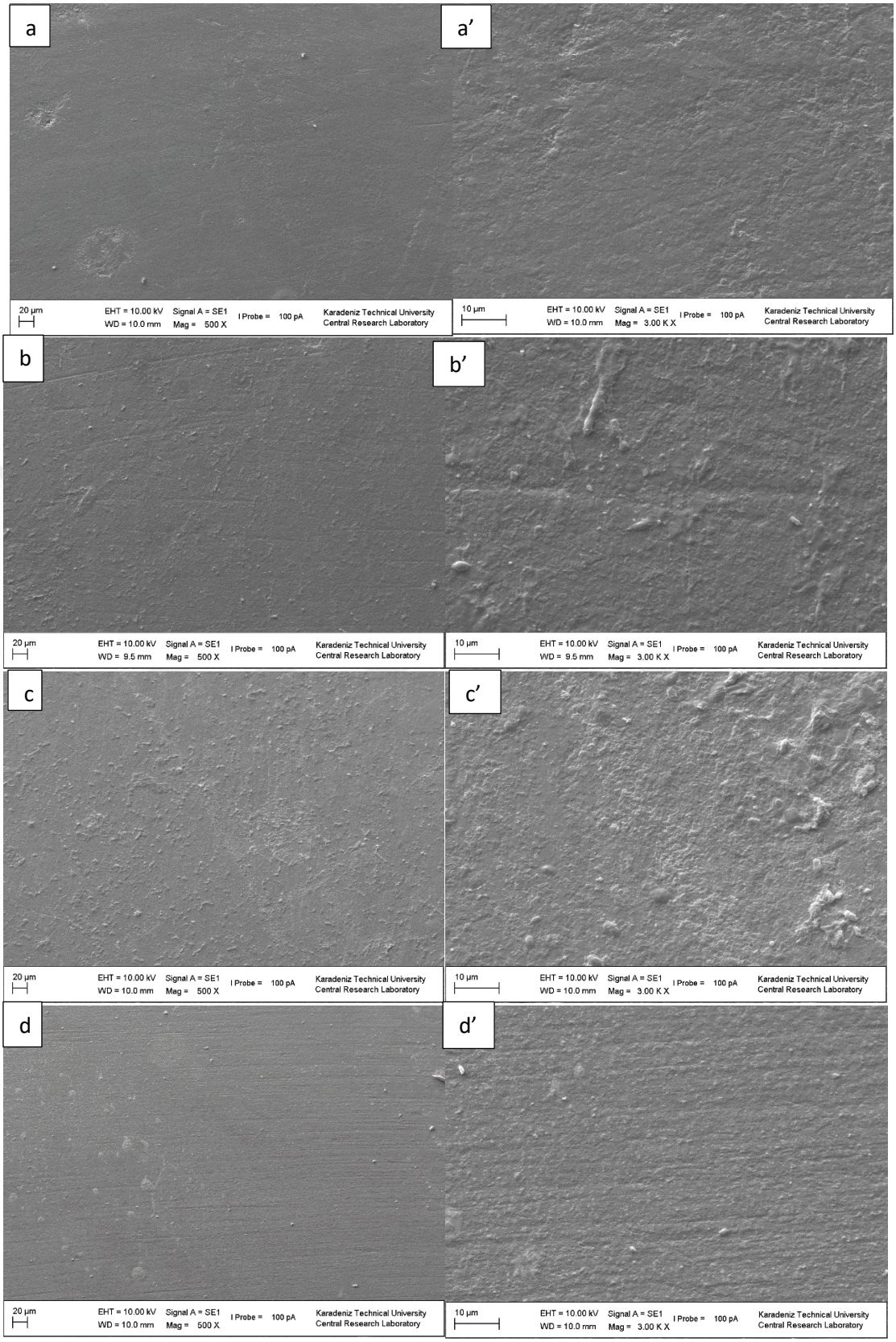
Çalışmamızda hazırlanan örneklerin Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma ve Uygulama Laboratuvarı'nda (KTÜ-MERLAB) bulunan SEM cihazı (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) ile başlangıç ve içeceklerde bekletildikten sonraki SEM görüntüleri kaydedilmiştir. Elde edilen görüntüler şekil 20,21,22 ve 23'te verilmiştir. Dental kompozitlerin başlangıç yüzey analizlerinde cila izleri gözlenmektedir. SEM analizi, materyallerin yüzey düzensizliklerinin, profilometrik yüzey pürüzlülüğü bulguları ile uyumlu olduğunu ve içeceklerde bekletildikten sonra pürüzlülük artışını ortaya koymuştur.



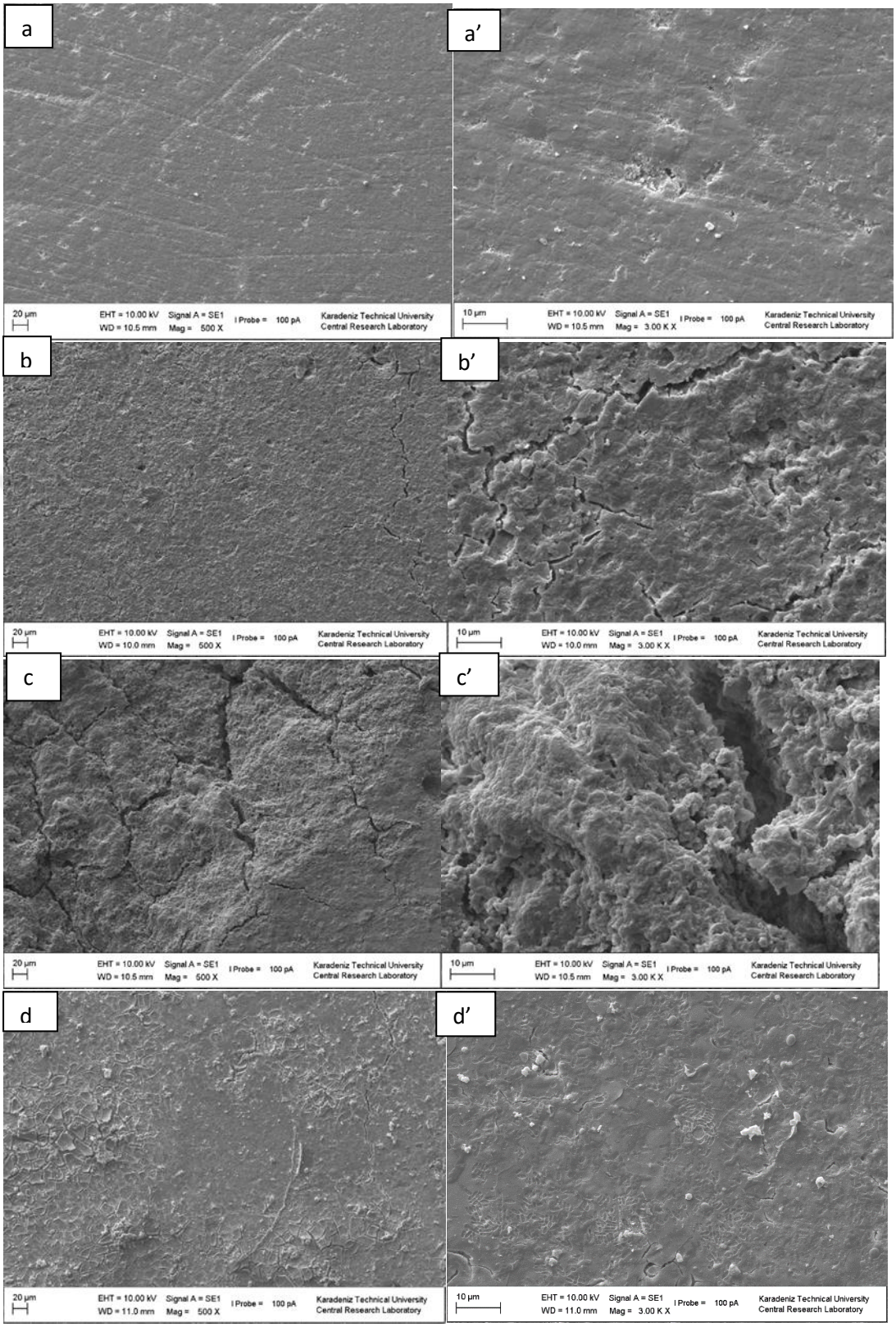
Resim 13. Grup FZ250'nin başlangıç 500x- 3000x(a-a'), kola 500x - 3000x(b-b'), çay 500x– 3000x(c-c') ve distile sudaki 500x– 3000x(d-d') büyütmedeki SEM görüntüleri



Resim 14. Grup XV'nin başlangıç 500x – 3000x(a-a') , kola 500x – 3000x (b-b') çay 500x – 3000x(c-c') ve distile sudaki 500x – 3000x(d-d') büyütmedeki SEM görüntüleri



Resim 15. Grup TNCB'nin başlangıç 500x – 3000x(a-a') , kola 500x – 3000x(b-b') çay 500x– 3000x(c-c') ve distile sudaki 500x – 3000x(d-d') büyütmedeki SEM görüntüleri



Resim 16 .Grup KME'nin başlangıç 500x- 3000x(a-a'), kola 500x-3000x(b-b') çay 500x-3000x(c-c') ve distile sudaki 500x-3000x(d-d') büyütmedeki SEM görüntüleri

6.TARTIŞMA

Kaybedilen diş dokularının yerine getirilebilmesi amacıyla dişlere restorasyonlar yapılmaktadır. Ağız içerisinde amalgama alternatif olarak sıklıkla kompozit reçineler, cam iyonomer simanlar, bulk-fil kompozit reçinelerle kaybedilen diş dokularının yerine getirilmesi tercih edilmektedir (79).Kompozit reçineler ağız içerisinde en sık kullanılan güncel materyallerdendir (80). Kompozit reçineler, estetik restoratif materyal grubu seramiklere göre çok daha düşük maliyetli olmaları, iyi estetik sunmaları ve ağız içerisinde kabul edilebilir sürelerde kalabilmeleri sebebi ile ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır (81).

Kompozit reçinelerin polimerizasyonlarının tam olarak gerçekleşmesi için tabakalama tekniği ile kaviteye yerleştirilmeleri gerekmektedir. Ancak bu teknik zaman alıcıdır ve tabakalar arasında boşluk kalma riski mevcuttur (17). Aynı zamanda kompozit reçineler polimerizasyon sırasında büzülme gösterirler (82). Bu dezavantajlar sebebi ile bulk-fil kompozit reçineler gündeme gelmiştir. Bulk-fil kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi daha düşüktür. 4-5 mm'lik kalınlıklarda yerleştirilmelerine olanak sağlayan iyileştirilmiş kür derinlikleri restorasyonun yapımı sırasındaki süreyi kısaltmaktadır (18).

Cam iyonomer simanlar ise fluorid salabilmeleri, diş dokularına kimyasal bağlanabilmeleri, dentine benzer elastik modülleri, düşük mikrosızıntı göstermeleri ve kavite preparasyonunun minimal gerekliliği nedeni ile kompozit reçinelere alternatif olarak kullanılabilen restoratif materyallerdir (83) . Aşınma dirençleri ve estetik özellikleri kompozit reçineler kadar iyi olmadıkları için cam iyonomer simanların ilk zamanlarda kullanım alanları sınırlıydı (84) . Daha sıklıkla pit ve fissür örtücüler, kaide materyalleri, geçici restoratif materyaller olarak kullanımı önerilmekteydi (50) . Ancak zamanla çeşitli modifikasyonlar eklenerek cam iyonomer simanların mekanik ve estetik özellikleri iyileştirilmiştir. Böylece günümüzde daha sık tercih edilmektedirler (53).

Dental materyallerin ömrünü ve performanslarını etkileyen çeşitli özellikleri mevcuttur. Restoratif materyalin mikrosertliği; doldurucularının boyut, ağırlık ve hacmi, reçinelerinin kimyasal içeriği ile değişen deformasyon veya penetrasyona gösterilen direnç olarak tanımlanır (85). Sertlik değerleri yüksek olan restoratif materyallerin ağız içerisinde bozulmadan daha uzun süre kalabildiği gösterilmiştir. Bu sebeple sertlik değerleri bir materyalin dayanıklılığının göstergesidir (70) . Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ise materyalin estetiğini ve ömrünü etkilemesi sebebiyle önemli bir özelliktir. Pürüzlü

yüzeyler materyalin renklenmesini, sekonder çürük oluşumunu, diş eti irritasyonunu arttırmaktadır. Aynı zamanda hasta konforu ve sağlığı için de pürüzsüz yüzeyler önem kazanmaktadır (86).

Restoratif materyaller ağız içerisine yerleştirildikten sonra çeşitli olumsuz koşullara ve diyetin etkisine maruz kalabilir. Kahve, çay, alkollü ve alkolsüz içecekler materyallerin yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve estetik özelliklerini olumsuz etkileyebilir (87). Ağız ortamındaki kimyasal ortamı değiştiren gıda bileşenleri de materyallerin pürüzlülük ve sertlik gibi özelliklerini değiştirebilir (88). İçeceklerin materyallerin özelliklerini etkileme miktarı restoratif materyalin bileşimine, bitirme ve polisaj işlemlerine ve içeceklerin kullanım miktarı ve sıklığına göre değişebilmektedir (87).

Daha önce yapılan bazı çalışmalarda çeşitli içeceklerin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerlerine etkisi incelenmiştir (10, 19). Yapılan bir çalışmada reçine içeren dolgu materyalleri asidik sıvılarda beketilmiş ve çalışmanın sonunda materyallerin yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür (89). Bir diğer çalışmada otuz gün boyunca kompozit reçineler alkollü içeceklerde bekletilmiş ve yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı, mikrosertlik değerlerinin düştüğü sonucuna varılmıştır (19). Düşük pH'a sahip içeceklerle 30 gün boyunca günde 3 defa ve her seferinde 15 dakika bekletilerek yapılan farklı bir çalışmada kompozit reçinelerin ve bulk fil kompozit reçinelerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği gösterilmiştir (10).

Farklı içecekler ve farklı bekletme sürelerinin kullanıldığı bir çalışmada reçine kompozitlerin mikrosertlik ve pürüzlülük değerlerinin değiştiği, bekletme süresi arttıkça etkilenme oranının da arttığı sonucuna varılmıştır. Çalışmada kola ve kahve içeceği, kontrol grubu olarak ise yapay tükürük kullanılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik ölçümleri 7, 30 ve 60. günlerde yapılmıştır. Tüm kompozit reçinelerin mikrosertlik değerleri en düşük 60. gün sonunda bulunmuştur. Yüzey pürüzlülük değerleri ise 7.günde artmış 30 ve 60. günlerde azalmıştır.

Bu tez çalışmasında da ağız ortamında sıklıkla kullanılan bir adet kompozit reçine, 2 adet bulk fil kompozit ve 1 adet cam iyonomer materyallerinin sıklıkla tüketilen içeceklerde (çay, kola) bekletildikten sonra sertlik ve yüzey pürüzlülüğü incelenmiştir. Böylelikle klinik pratiğinde bu içecekleri sık kullanan hastalardaki uygulamalar materyallerin özelliklerine

göre yapılacaktır ve hastalar da içeceklerin materyaller üzerindeki negatif etkisi hakkında bilgilendirilebilecektir.

Sadece kompozit reçineler ile ilgili yapılan çalışmalarda kullanılan teflon kalıbın yüksekliği tabakalama tekniği nedeniyle ve polimerizasyon derinliği ile uyumlu olarak 2 mm seçilmiştir (10, 19, 35, 89) . Bu tez çalışmasında bulkfil kompozit reçineler de kullanıldığı için polimerizasyon derinliklerinin yaklaşık 4 mm olduğu düşünülerek ve tek tabakada yerleştirilmelerini sağlamak amacıyla materyallerin kondanse edildiği teflon kalıbın yüksekliği 4 mm olarak belirlenmiştir (38, 90).

Yapılan çeşitli çalışmalarda kompozit reçinelerin kalıplara kondensasyonu sırasında şeffaf bant kullanımı ile en düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edildiği gösterilmiştir (90, 91). Ancak ağız ortamında şeffaf bant ile oluşturulan yüzeylere bitim ve cila işlemleri uygulanıp daha dayanıklı bir yüzey elde edildiği için çalışmamızda tüm örnekler öncelikle şeffaf bant yardımıyla üretilmiş ve daha sonra da bitirme ve cila işlemleri uygulanmıştır (92). Tüm örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla sırasıyla kalın, orta, ince ve süper ince grenli diskler her bir disk için 15 sn ve her bir örnek için toplam 1 dakika süreyle cilalanmıştır (76).

Dental materyallerin farklı içeceklerde bekletilmesiyle farklı özelliklerinin incelendiği çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Kompozit reçinelere kola, kahve ve distile suyun 15 günlük etkisinin incelendiği bir çalışmada mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü özellikleri değerlendirilmiştir (11). Bir başka çalışmada reçine materyallerin yüzey özellikleri kola, portakal suyu, kefir,gastrik asit ve yapay tükürük sıvılarında 14 günlük bekletilme sonrası incelenmiştir (89).

Cam iyonomer simanların 1 gün, 1 hafta, 1 ay, 3 ay, 6 ay ve 1 yıllık sürelerle meyve suyu ve kolada bekletilmesiyle mikrosertliklerinin ölçüldüğü başka bir çalışma mevcuttur (93). Bir diğer çalışmada ise reçine kompozitler 28 gün boyunca günde 10 dakika kola, şarap, kara erik ve enerji içeceğinde bekletilmiş ve yüzey özellikleri incelenmiştir (94). Literatürde 1,3,7,18,30 günlük sürelerde heptan ve etanol çözeltilerinde bekletilen kompozit reçine ve cam iyonomer simanların sertlikleri incelenmiştir (95). Dental kompozitlerin günde 3 defa 15 dakika olmak üzere 30 gün boyunca bira, vodka ve viski gibi alkollü içeceklerde bekletilmesiyle yapılan bir çalışmada da mikrosertlik ve pürüzlülük değerleri incelenmiştir (19).

Çalışmamızda da dental materyallerden oluşturulan örnekler, bireylerin günlük alışkanlık rutinini taklit edebilmek amacıyla benzer çalışmalar da dikkate alınarak 30 gün boyunca günde 3 defa ve her seferinde 15 dakika seçilen içeceklerde bekletilmiştir. 30 günlük sürenin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliğinde değişim yapması için yeterli bir süre olduğu belirtilmiştir (19).

Çalışmamızda günlük olarak sık tüketilen çay ve kola içeceği, kontrol grubu olarak ise distile su tercih edilmiştir. Yapılan bir çalışmada reçine materyallerin yüzey morfolojisinde saklama koşulları incelenmiş ve distile su ile suni tükürüğün materyallerin yüzeyinde benzer etkileri olduğu belirtilmiştir (96). Benzer şekilde bir diğer çalışmada da distile su ve suni tükürüğe maruz bırakılan örneklerde benzer etkiler gözlenmiştir (97). Bu nedenlerle çalışmamızda negatif kontrol grubu olarak ve tükürüğün yıkama etkisini taklit etmek için distile su kullanılmıştır.

pH bir solüsyonun eroziv potansiyelinin değerlendirilmesinde önemli bir etkendir (98). Çalışmamızda kullanılan içeceklerin pH ve sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Çayın pH değeri 5,98 sıcaklığı 67°C, kolanın pH değeri 2,56 sıcaklığı 21,6°C, distile suyun pH değeri 5,71 sıcaklığı 23,7°C olarak kaydedilmiştir. Böylelikle içeceklerin farklı pH ve sıcaklıklarının materyallerin özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Bir materyalin sertliği uygulanan kuvvet altında çizilmeye karşı gösterdiği direncin ifadesi olarak tanımlanmaktadır (99) . Mikrosertlik en önemli fiziksel özelliklerden bir tanesidir ve reçine bazlı materyallerin polimerizasyon derinliği ve materyallerin dayanıklılığı hakkında fikir verir (100). Mikrosertliği etkileyen başlıca parametreler, farklı kompozit reçinelerdeki farklı olan doldurucuların şekli ve dağılımı, yoğunluğu, monomerin tipi ve konsantrasyonudur (101, 102).Yapılan çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey sertliklerinin ölçülmesi için genellikle Knoop ve Vickers sertlik yöntemleri kullanılmıştır (103–105). Aynı zamanda restoratif materyallerin sertlik değerlerini ölçmek için Barcol (106) , Brinel (107) ve Rockwell (108) yöntemlerini kullanan çalışmalar da mevcuttur. Yapılan bir çalışmada Knoop ve Vickers mikrosertlik ölçüm yöntemlerinin verdiği değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (109). Çalışmamızda da materyallerin mikrosertlik değerlerinin ölçülmesi için benzer çalışmalarda sıklıkla kullanıldığı, doğru sonuçlar verdiği ve kullanımı kolay olduğu için Vickers mikrosertlik yöntemi tercih edilmiştir. Örneklerimizin Vickers sertlik test yöntemindeki ölçümleri 200 gr yük altında ve 15 sn'de yapılmıştır (77, 78)

Bu çalışmada geleneksel kompozit reçine olarak Filtek Z250 (3M Espe, St. Paul, ABD) kullanılmıştır. Filtek Z250 (3M Espe, St. Paul, ABD), ön ve arka restorasyonlar için tasarlanmış bir mikrohibrit ve opak kompozit reçinedir. İnorganik silika ve zirkonya dolgu maddeleri ile cam, kuvars ve Bis-EMA, UDMA ve Bis-GMA reçine matrisinin aşınmasından kaynaklanan partiküller içerir. Bu ürün iyi bir aşınma direncine ve uygun mekanik özelliklere sahiptir ve stres altındaki alanlar için uygundur(102).

Başlangıç sertlik değerleri ölçüldüğünde en yüksek değeri XV grubu ve daha sonra da mikrohibrit kompozit grubu olan FZ250 grubu göstermiştir. Bunu TNCB ve KME grubu takip etmektedir. XV grubunun gösterdiği yüksek sertlik değerleri diğer çalışmalar ile uyumludur (44, 110). XV grubunun mikrosertliği FZ250 grubundan yüksek bulunmuştur. Daha önce yapılmış bir çalışmada da bulkfill kompozitlerin sertlikleri kıyaslanmış ve çalışmamıza benzer şekilde XV grubu TNCB'den yüksek sertlik değerleri göstermiştir (111). Benzer şekilde Çetin ve arkadaşları kompozit reçinelerin mekanik özelliklerini kıyaslamak için yaptıkları çalışmada doldurucu oranı yüksek olan kompozit reçinenin en yüksek sertlik değeri gösterdiği sonucuna varmışlardır (112). Çalışmamızda kompozit reçinelerin doldurucu oranları kıyaslandığında en yüksek doldurucu oranını XV grubu (ağırlıkça %86, hacimce %70,1) en düşük doldurucu oranını TNCB (ağırlıkça %75-%77, hacimce %53-%55) grubu göstermektedir. Bu sonuca göre çalışmamızda da mikrosertlik değerleri doldurucu oranları ile uyumludur.

Nano dolduruculu kompozitler mikro dolduruculu kompozitlere göre daha yüksek mikrosertlik değerleri göstermektedir (35). Willems ve arkadaşları yaptıkları çalışmadaküçük ve yoğun partiküller içeren kompozit reçinelerin en sert kompozitler olduklarısonucuna varmıştır (113). Bizim çalışmamızda ise nano boyutta partiküllere sahip olan nanohibrit TNCB grubu, diğer kompozit reçinelerden düşük ve neredeyse KME grubuna yakın sertlik değerleri göstermiştir. TNCB grubunda diğer kompozitlerden farklı olarak ivocerin ve Triaçilfosfin oksit (TPO) isimli fotobaşlatıcılar bulunur (114). Yapılan bir çalışmada bu fotobaşlatıcıların varlığı ile TNCB grubunun düşük mikrosertlik değerleri göstermesi ilişkilendirilmiştir (115). Bizim çalışmamızda da TNCB grubunun düşük başlangıç mikrosertlik değerleri göstermesi bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri, aşınma dirençleri kompozit reçinelere göre düşüktür (52). Çalışmamızda en düşük başlangıç sertlik değerlerini cam iyonomer

siman grubu göstermiştir. Bu sonuç cam iyonomer simanların kompozit reçinelere göre düşük mikrosertlik değeri gösterdiği diğer çalışmalar ile uyumludur (116, 117).

Kimyasal ve termal faktörler restoratif materyallerin yapısının bozulmasında rol oynar ve materyallerin klinik performansını etkiler. Kimyasal bozulma süreci ile mikrosertlik değerleri değişebilmektedir (19). Günlük hayatta tüketilen bazı içecekler reçine materyallerin yapısının kolay bozulması ve aşınması için önemli bir etkendir (118). Mine için kritik pH 5.5'tir. Yapılan bir çalışmada pH değeri 5.5 altında olan bir çok içeceğin minenin demineralizasyonuna sebep olduğu gösterilmiştir (119). Benzer şekilde diş rengindeki restoratif materyallerin de asidik yapıdaki farklı içeceklerden farklı oranlarda etkilendiği gösterilmiştir (120).

Yeşilyurt ve arkadaşları kompozit reçinelerin iki hafta içeceklerle muamele edilmesinin ardından kimyasal bozulma sonucu mikrosertliklerinin azaldığı sonucunu bulmuştur (121). Yapılan başka bir çalışmada kompozit reçineler 15 gün boyunca portakal suyu, çay ve kahvede bekletilmiş ve mikrosertlik değerlerinde değişim olmuştur. Tüm kompozitlerin mikrosertlik değerleri en çok kahve ve çayda azalmıştır (122). Yanıkoğlu ve arkadaşları kompozit reçineleri 30 gün boyunca çay, kola ve kahvede bekletmiş ve bütün içeceklerin mikrosertlik değerlerinde anlamlı değişime neden olduğunu göstermiştir. Bu sonucu organik monomerlerin farklı su emme özelliğine bağlamışlardır (123).

Kolanın içeriğinde fosforik asit bulunur (124). Yapılan bir çalışmada asidik içeriğin reçinelerin organik içeriğini bozarak silan doldurucu ajan ile arasındaki bağlantıyı değiştirmek sureti ile materyallerin yumuşamasına neden olduğu ileri sürülmüştür (10). Çalışmamızda içeceklerde 30 günlük bekletilme sonrası yapılan mikrosertlik ölçümlerinde çay içeceğinde bekletilen bütün materyallerin mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede azalmıştır. Kola içeceği KME, XV ve FZ250 gruplarının sertliğini azaltmış, bu değişim istatistiksel olarak anlamlı kaydedilmiştir. TNCB grubu kolada bekletildikten sonra mikrosertlik değeri sayısal olarak düşmüş ama bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Distile suda bekleyen TNCB ve FZ250 grubunun sertlik değerleri değişmemişken, XV ve KME grubunun sertlik değerleri anlamlı olarak azalmıştır. Yapılan çalışmalarda, Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerini içeren kompozitlerin, UDMA içeren kompozitlere kıyasla daha fazla su emilimi gösterdiği bildirilmiştir (125, 126). Organik içerikler su emilimi açısından kıyaslandığında TEGDMA > Bis-GMA > UDMA> Bis-EMA olduğu bildirilmiştir (127).

Çalışmamızdaki XV grubu diğer kompozit gruplarının aksine distile suda ve diğer içeceklerde bekletildiğinde mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır. Bu durum XV grubunun organik içeriğinde bulunan TEGDMA ile açıklanabilir.

İçeceklerin sıcaklığı materyallerin yüzey sertliğindeki eroziv etkide önemli bir faktördür. Tuncer ve arkadaşları Z250 (3M Espe, St Paul, ABD) kompozit reçineyi farklı sıcaklıklardaki farklı içeceklerde beklettiklerinde sıcaklığı yüksek olan içeceğin mikrosertlik üzerinde daha fazla etkili olduğunu göstermişlerdir (128). Bizim çalışmamızda da çayın bütün kompozit reçinelerin mikrosertlik değerlerinde anlamlı düşüş göstermesi yüksek sıcaklık değerleriyle bağlantılı olabilir.

KME grubu bütün içeceklerde bekletildikten sonra en düşük sertlik değerlerini göstermiştir. Yapılan bir çalışmada cam iyonomer simanların kolada bekletildikten sonra mikro sertlik değerleri azalmıştır (93). Hamouda ve arkadaşlarının cam iyonomer simanları da kullanarak yaptıkları başka bir çalışmada cam iyonomer simanların mikrosertlik değerleri düşük pH'lı içeceklerde daha fazla değişmiştir. Distile suda ölçülen mikrosertlik değerleri diğer içeceklere kıyasla daha yüksektir (129). Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile uyumludur. Cam iyonomer materyalinin düşük olan yüzey sertliğinin tüm içeceklerden ve distile sudan kompozit reçinelere göre daha fazla etkilenmesinin ve en düşük sertlik değerlerini göstermesinin nedeni düşük mekanik özellikleri olabilir (52).

Dental materyallerin yapısı ve sertliğindeki farklılıklar, bitirme ve cila işlemlerinde ve yüzey pürüzlülüğünde farklılıklara sebep olabilir (130). Materyallerin pürüzlülüğü bitirme ve cila işlemlerine de bağlıdır. Çalışmamızda bu nedenle materyallerde en az pürüzlülüğe neden olduğu bildirilen SofLex (3M ESPE, St.Paul, ABD) cila diskleriyle bitirme cila işlemi yapılmıştır (131,132). Ağız içerisindeki sert dokuların ve restorasyonların bakteri tutulumunda en önemli faktör yüzey pürüzlülüğüdür. Oral kavitede farklı bakteri türleri bulunur. Diş çürüğü ve periodontal hastalıklardan sorumlu bu bakteriler pürüzlü yüzeylere tutunarak yaşamlarını devam ettirmektedir. Bu nedenle dental materyallerin yüzey pürüzlülükleri bakteriyel tutunma açısından önem kazanmaktadır (133). Yüzey pürüzlülüğünde 2 μm'lik bir Ra değerinin bakteri kolonizasyonunda belirgin bir artışa sebep olacağı bildirilmiştir. 0.2 μm'lik bir Ra değerinin ise dental materyallerde eşik pürüzlülük değeri olduğu bildirilmiştir (133). Literatürde restoratif dental materyallerin pürüzlülüğü ile ilgili yapılan çalışmalarda pürüzlülük ölçümü için mekanik profilometreler (134–136), optik profilometreler (137–139) ve AFM (140–142) gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır.

Çalışmamızda da pürüzlülük ölçümü için yüzey topografisini pratik bir şekilde ortaya çıkardığı için diğer çalışmalarda da sıklıkla kullanılan mekanik profilometre tercih edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde daha önce yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan ortalama pürüzlülük değeri göstergesi olan Ra parametresi dikkate alınmıştır (143).

Restorasyonlara polisaj yapılarak pürüzsüz hale getirilmesinde temel amaç mineye benzer yüzeyler elde edebilmektedir. Çalışmamızda kullanılan bütün restoratif materyallerin başlangıç pürüzlülük değerleri değerlendirildiğinde TNCB ve FZ250 grubunun 0.2 μm'lik eşik yüzey pürüzlülüğü değerinin altında olduğu, XV ve KME grubunun ise bu değerden fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği belirlenmiştir. TNCB ve FZ250 gruplarının daha az yüzey pürüzlülüğü göstermesi TNCB'nin nanohibrit, FZ250 grubunun mikrohibrit partiküller içermesine bağlı olabilir. KME grubu ise en fazla yüzey pürüzlülüğü göstermiştir (0.60 μm).

Bir materyalin yüzey pürüzlülüğü; doldurucuların türü, boyutu, dağılımı, organik matrisin türü ve doldurucu-organik matris arasındaki bağa bağlıdır. Aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü polimerizasyon yöntemleri ve polisaj tipinden de etkilenmektedir (144, 145). Çalışmamızda bütün gruplara aynı polimerizasyon yöntemi uygulanmış ve hepsi tek bir kişi tarafından aynı sürede ve aynı şekilde cilalanmıştır. Böylece polimerizasyon yöntemi ve polisaj tipinin standardizasyonu sağlanmıştır.

Örneklerin başlangıç pürüzlülükleri ölçüldüğünde en düşük değeri FZ250 grubu, en yüksek değeri KME grubu göstermiştir. TNCB grubunun pürüzlülük değerleri FZ250 grubuna yakındır. Kompozit reçineler arasında en yüksek pürüzlülük değerlerini XV grubu göstermiştir (0.30 mm).Yapılan bir çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde XV grubunun yüzey pürüzlülük değerleri yüksek bulunmuştur ve bu durum 20 μm'den bile büyük olan doldurucu boyutuna bağlanmıştır (146).

Benzer şekilde Z250 (3M ESPE, St. Paul, ABD) ve Tetric N Ceram (İvoclar Vivadent, AGSchaan/Liechtenstein, Almanya) kompozit reçinelerin pürüzlülük değerlerinin ölçüldüğü bir çalışmada Z250 kompozit grubunun yüzey pürüzlülük değerleri daha düşük bulunmuştur. İki kompozit reçinenin organik matris içeriği benzer olduğu için pürüzlülük değerlerindeki farklılık inorganik doldurucu içeriklerine bağlanmıştır (147).

Kılıç ve arkadaşları, bulk-fil reçinelerin 4 mm’lik tabakalar halinde uygulanabilmeleri için yarı saydamlıklarını arttırmak amacıyla içeriklerine daha büyük

partiküller eklendiğini bunun da daha yüksek pürüzlülük sergilediğini belirtmişlerdir (148). Yapılan başka bir çalışmada silika ve zirkonya içeren Z250 kompozitin (3M Espe, St. Paul, ABD) baryum camı içeren kompozit reçineye göre düşük pürüzlülük değerleri sergilediği gösterilmiştir (149). Bizim çalışmamızda da en düşük değeri FZ250 grubu göstermiş ve bulk-fil kompozitler daha yüksek pürüzlülük değerleri sergilemişlerdir. Bunun sebebi FZ250 grubundaki silika, zirkonya içeren doldurucular ve diğer kompozit reçinelerdeki baryum camı olabilir.

Farklı kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendiren bir çalışmada da çalışmamızla benzer şekilde Xtrafil (Voco, Cuxhaven, Almanya) bulk-fil kompozitin pürüzlülük değerleri yüksek bulunmuştur ve bu sonuç patikül boyutunun büyüklüğüne bağlanmıştır (150). XV grubunun pürüzlülük değerlerinin yüksek olması partikül boyutu ve inorganik içeriğinden kaynaklanabilir. Xtrafil bulk-fil kompozitin (Voco, Cuxhaven,Almanya) hibrit bir kompozit olduğu bildirilmiştir (151).

Cam iyonomer siman ve kompozit reçinelerin pürüzlülüklerinin kıyaslandığı bir çalışmada cam iyonomer simanlar kompozit reçinelerden yüksek pürüzlülük değeri göstermişlerdir (152). Cam iyonomer simanların büyük ve düzensiz cam partikülleri içermesi (3-4 mm) bu duruma sebep olabilir (152). Carleh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kompozit reçinelerin ve cam iyonomer dolgu materyalinin yüzey pürüzlülüğünü ölçmüş ve cam iyonomerin pürüzlülük değerlerini daha yüksek bulmuşlardır (153) . Bizim çalışmamızda da en yüksek pürüzlülük değerlerini cam iyonomer göstermiştir. Çalışmamız bu çalışmalar ile uyumludur.

Ağız içerisindeki ortamın, çeşitli gıdaların ve tüketilen düşük pH'lı içeceklerin yüzey pürüzlülüğünü değiştirdiği gösterilmiştir (76). Bu çalışmada en fazla tüketilen içeceklerden olan çay ve kolanın etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. 30 gün sonunda çay ve distile suda bekleyen FZ250 grubu dışındaki tüm materyaller 0.2 µm'lik eşik değerinden yüksek pürüzlülük değeri göstermiştir. Son pürüzlülük değerleri açısından materyaller arasında cam iyonomerin pürüzlülüğü artarken, 3 dental kompozitin pürüzlülüğünde anlamlı fark bulunmamıştır. Tüm kompozit reçinelerin içeceklerde 30 gün bekletildikten sonra pürüzlülük değerleri ilk pürüzlülük değerlerine göre sayısal olarak artmıştır. Bu oran FZ250 ve XV grubunda çayda, TNCB grubunda kolada, KME grubunda ise her üç sıvıda istatistiksel anlamlı oranda artış göstermiştir. Benzer bir çalışmada içeceklerde bekletildikten sonra pürüzlülük değerlerinin artması organik matrisin içine sızıp şişerek

mekanik özellikleri düşüren suya bağlanmıştır (90) . Sıcak içeceklerden kahve kullanılarak yapılan bir çalışmada reçine matrisinin bozulduğu ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin değiştiği sonucuna varılmıştır (154). Dos Santos ve arkadaşları da kahvenin reçine matris yüzeyini önemli ölçüde değiştirdiğini göstermiştir (155). Bu durum kahvenin sıcaklığı ile ilişkilendirilmiştir (155). Kola ve kahve kullanılarak pürüzlülük değişiminin ölçüldüğü benzer bir çalışmada dental kompozitlerin bazılarının pürüzlülüğü kahvede, bazılarınınki kolada daha çok artmış ve bu durum kompozitlerin yapısal farklılıkları ile ilişkilendirilmiştir (156).

Çalışmamızda kullanılan kola en asidik materyaldir. Asitli yiyecek ve içeceklerin materyallerde eroziv aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir. Asit içeriği reçine matrisi yumuşatıp bozabilir, doldurucu matrisi kopararak pürüzlülüğün artışına sebep olabilir (157). Çalışmada kullanılan bütün materyallerden özellikle KME ve TNCB grubundaki yüzey pürüzlülük değerleri kolada bekletildikten sonra istatistiksel olarak artmıştır. Cam iyonomer simanların kompozit reçinelerden daha zayıf olan özellikleri bütün içeceklerden etkilenmesine sebep olmuştur. Andreea ve arkadaşlarının asidik sıvılarda çeşitli materyalleri bekletip yüzey pürüzlülüklerini ölçtüğü bir çalışmada en agresif etkilenen grubun cam iyonomerler olduğunu belirtmiştir (158). Bu anlamda çalışmamızın sonuçları bu çalışma ile uyumludur.

Geleneksel cam iyonomer simanların yapısında reçine monomerler bulunmadığından, kalsiyum ve aliminyum polialkenoat matriks oluştuktan sonra asit baz reaksiyonu gözlenmektedir. Partiküller silika hidrojelle kaplanır ve bu tabakaya gömülür. Bu simanlarda sırasıyla su absorbsiyonu, polialkenoat matriste bozulma-çözülme ve iyonun dışa taşınması gözlenir. Asidik bozulma matriks içine, doldurucu arasına, boşluk ve defektlere difüze olan su ile başlar. pH düştükçe hidrolitik bozulma devam eder. Bu durum simanın yüzeyinde geri dönüşü olmayan bozulmalar oluşturmaktadır (152).

Farklı içeceklerin farklı materyallerde farklı etkiler oluşturması materyallerin kimyasal kompozisyonuna ve farklı sıvılarla bu bileşimlerinin etkilenmesine bağlıdır (143). Literatürde içeceklerde bekletildikten sonra pürüzlülük değerlerinde oluşan artış, mekanik özellikleri de düşüren polimer matris içerisine sızan içeceğin bileşimindeki suya bağlanmıştır (145). Çay koladan daha yüksek pH değerine sahip olsa da içeriğinde yüksek polarite gösteren bileşiklerin bulunduğu belirtilmiştir. Bu bileşikler öncelikle ayrışarak materyallerin içerisine kolaylıkla nüfuz edebilmektedir. Bu da yüksek pürüzlülüğe sebep

olmaktadır (157) . Çalışmamızdaki çayın FZ250, XV ve KME gruplarında etkili olması bu özelliğine bağlanabilir. Pürüzlülük bir yüzey özelliğidir ve organik matris, doldurucu partiküller ve silan bağlantısına da bağlı olan su emme özelliğinden etkilenmektedir. Azalan doldurucu oranı su emme özelliğini arttırır, partikül şekli, sertliği, dağılımı ve miktarı da materyallerin Ra değerini etkilemektedir. Su emme özelliği yavaş bir süreçtir ve reçine materyallerin boşluklarına difüze olarak Ra değerini etkiler (156).

Çalışmamızda distile su sadece KME grubunun yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir. Diğer gruplarda 30 gün boyunca pürüzlülükte anlamlı bir etki göstermemiştir. Bu nedenle distile suyun materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirmek için daha uzun süreli çalışmalar yapılabilir. Çalışmamız invitro bir çalışmadır. Invitro çalışmalarda ağız içerisindeki ortamı tam anlamıyla taklit etmek oldukça zordur. Bu çalışmada da tükürük ve çiğneme özellikleri dikkate alınmamıştır. Dental materyaller ağız dışında üretilmiştir ve örneklerin her iki yüzeyi de sıvıyla temas ettirilmiştir. Kullanılan materyaller ve içecekler sınırlı sayıdadır. İçeceklerin restoratif dental materyaller üzerindeki yalnızca bir aylık etkileri gösterilmiş olup uzun dönem etkilerini göstermek için 30 günden fazla süreyi kapsayan invivo ve invitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

1. Dental materyallerin başlangıç sertlik değerleri birbirlerinden farklıdır (Grup XV> Grup FZ250>Grup TNCB> Grup KME)

2. Materyallerin sertlik değerleri çay, kola ve distile suda bekletildikten sonra değişebilmektedir. Bu değişim grup TNCB'de çayda, grup FZ250'de çay ve kolada, grup XV ve grup KME'de her 3 sıvıda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3. Sertlik değerleri; materyallerin farklı yapılarından dolayı farklı içeceklerden farklı olarak etkilenmelerine sebep olmuştur.

4. Dental materyallerin başlangıç pürüzlülükleri birbirinden farklıdır (Grup KME> Grup XV > Grup TNCB= Grup FZ250)

5. Pürüzlülük değerleri içeceklerde bekletildikten sonra değişebilmektedir. Bu değişim grup TNCB'de kolada, grup FZ250 ve XV'de çayda, grup KME'de ise her 3 sıvıda da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

6. Pürüzlülük değerleri; materyallerin farklı yapılarından dolayı farklı içeceklerde farklı şekillerde değişime uğramalarına sebep olmuştur.

Günlük hayatta tüketilen içecekler materyallerin yapısını bozarak çeşitli özelliklerini değiştirebilmektedir. Sertlik ve pürüzlülük değerleri bir arada düşünüldüğünde geleneksel dental kompozit bulkfil kompozitlere göre daha olumlu sonuçlar vermiştir. Cam iyonomer restorasyon materyali ise distile su ve içeceklerden en çok etkilenen materyal olmuştur. Çalışmamızda kola ve çay, materyallerin pürüzlülük ve sertlik özelliklerini olumsuz olarak etkilemiştir. Restoratif tedavi öncesinde bireylerin diyetleri sorgulanmalıdır. Bu içecekleri sıklıkla tüketen bireylerin restoratif tedavisinde bu sonuçlar dikkate alınmalıdır. Çay ve kolayı sıklıkla tüketen bireylerde bulkfıl ve cam iyonomer dolgu materyallerindense geleneksel kompozit reçineler tercih edilmesi önerilebilir.

Kaynakça:

1. Bds A, Ngo Fracdsvh (n.d.). Minimal intervention: A new concept for operative dentistry.
2. Yap AUJ, Tan SHL, Wee SSC, Lee CW, Lim ELC, Zeng KY (2001). Chemical degradation of composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation* 28: 1015–1021.
3. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P (2017, March 10). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *British Dental Journal* 222.
4. Kaya T, Tirali RE (2013). *Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler*.
5. Nagem Filho H, Tereza Fortes Soares MD, Drumond NAGEM H, Pátaro MARSOLA F (2003). Surface roughness of composite resins 37. *Braz Dent J* 14: 37–41.
6. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*.
7. Degirmenci A, Degirmenci BU, Salameh M (2022). Long-Term Effect of Acidic Beverages on Dental Injectable Composite Resin: Microhardness, Surface Roughness, Elastic Modulus, and Flexural Strength Patterns. *Strength of Materials* 54: 331–343.
8. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal* 48: 3–16.
9. Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB, Cunha RF, Maia LC, Pessan JP (2018, June 1). Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 73.
10. Borges MG, Soares CJ, Maia TS, Bicalho AA, Barbosa TP, Costa HL, Menezes MS (2019). Effect of acidic drinks on shade matching, surface topography, and mechanical properties of conventional and bulk-fill composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121: 868.e1-868.e8.
11. Karaman E, Tuncer D, Firat E, Ozdemir OS, Karahan S (2015). Influence of different staining beverages on color stability, surface roughness and microhardness of silorane and methacrylate-based composite resins. *Journal of Contemporary Dental Practice* 15: 319–325.
12. Hashemikamangar SS, Meymand MZ, Kharazifard MJ, Valizadeh S (2020). Surface microhardness of a self-adhesive composite in comparison with conventional composite resins. *Dental and Medical Problems* 57: 247–253.
13. Ferracane JL (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 6: 302–318.
14. Moszner N, Salz U (2007). Recent developments of new components for dental adhesives and composites. *Macromolecular Materials and Engineering* 292: 245–271.
15. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J (2007). Direct Composite Restorative Materials. *Dental Clinics of North America* 51: 659–675.
16. Miletic V (2018). *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*.

17. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *British Dental Journal* 222: 337–344.

18. Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M (2020, August 1). Clinical effectiveness of bulk-fill and conventional resin composite restorations: Systematic review and meta-analysis. *Polymers* 12.

19. da Silva MAB, Vitti RP, Sinhoreti MAC, Consani RLX, da Silva JG, Tonholo J (2016). Effect of alcoholic beverages on surface roughness and microhardness of dental composites. *Dental Materials Journal* 35: 621–626.

20. Tiu J, Belli R, Lohbauer U (2021). Characterization of Heat-Polymerized Monomer Formulations for Dental Infiltrated Ceramic Networks.

21. Chen MH (2010, June). Critical reviews in oral biology & medicine: Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research* 89.

22. Fontes ST, Fernández MR, Modena De Moura C, Meireles SS (2009). *Color Stability Of A Nanofill Composite: Effect Of Different Immersion Media*. *J Appl Oral Sci* (Vol. 17).

23. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA (2018). Nanofilled resin composite properties and clinical performance: A review. *Operative Dentistry* 43: E173–E190.

24. Ahmed H (2019). *Craig's restorative dental materials, fourteenth edition*, Fourteenth. *British Dental Journal* (Vol. 226), Elsevier Inc.

25. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N (n.d.). *Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi Resin Composites And Polymerization Shrinkage*.

26. Sakaguchi RL, Powers JM (2002). *Restorative Dental Materials Restorative Dental Materials*. *SciencesNew York* (Vol. 135).

27. Hervás García A, Angel M, Lozano M, Cabanes Vila J, Escribano AB, Galve PF, Adela D, García H (n.d.). *E215 Composite resins. A review of the materials and clinical indications E216*.

28. Sadeghi M, Lynch CD, Shahamat N (2010). Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations. *Journal of Oral Rehabilitation* 37: 532–537.

29. Baroudi K, Rodrigues JC (2015, June 1). Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 9.

30. Yazıcı AR, Dayangac B, Ozgunaltay G (2003). The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Operative Dentistry*.

31. Ajlouni R, Bishara SE, Ortho D, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J (2005). *The Use of Ormocer as an Alternative Material for Bonding Orthodontic Brackets*. *Angle Orthodontist* (Vol. 75).

32. Ilie N, Hickel R (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal* 56: 59–66.

33. Chen L, Suh BI, Yang J (n.d.). *Special Issue Review Article Antibacterial dental restorative materials: A review*.

34. Dayangaç B (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. (Quintessence Yayıncılık, editor) Ankara: Güneş Kitabevi.

35. Khan AA, Siddiqui AZ, Al-Kheraif AA, Zahid A, Divakar DD (2015). Effect of different pH solvents on micro-hardness and surface topography of dental nano-composite: An in vitro analysis. *Pakistan Journal of Medical Sciences* 31: 854–859.

36. *Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review* (n.d.). .

37. Cabadag˘ ÖG, Gönülol N (2021). The Effects of Food-Simulating Liquids on Surface Roughness, Surface Hardness, and Solubility of Bulk-Fill Composites. *Journal of Advanced Oral Research* 12: 245–253.

38. Kelić K, Matic S, Marović D, Klarić E, Tarle Z (2016). Microhardness of bulk-fill composite materials. *Acta Clinica Croatica* 55: 607–614.

39. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials* 30: 149–154.

40. Ilie N, Stark K (2015). Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations* 19: 271–279.

41. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Pedersen MK, Honoré D, Pallesen U (2015). Bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry* 40: 190–200.

42. Barutcigil Ç, Barutcigil K, Özarslan MM, Dündar A, Yilmaz B (2018). Color of bulk-fill composite resin restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: E3–E8.

43. Li X, Pongprueksa P, van Meerbeek B, de Munck J (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry* 43: 664–672.

44. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 42: 993–1000.

45. Barutcigil Ç, Yildiz M (2012). Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites. *Journal of Dentistry* 40.

46. SEVİLMİŞ HH; BB (2007). Adeziv Materyallerin Su Emilimi Özellikleri. *research* 1–6.

47. Geurtsen W (2000). Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 11: 333–355.

48. Ching HS, Luddin N, Kannan TP, Ab Rahman I, Abdul Ghani NRN (2018). Modification of glass ionomer cements on their physical-mechanical and antimicrobial properties. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: 557–571.

49. Sidhu S, Nicholson J (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials* 7: 16.

50. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JMN, Sauro S, Matinlinna JP, Rehman IU (2016). Modifications in glass ionomer cements: Nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. *International Journal of Molecular Sciences* 17.

51. Hafshejani TM, Zamanian A, Venugopal JR, Rezvani Z, Sefat F, Saeb MR, Vahabi H, Zarrintaj P, Mozafari M (2017). Antibacterial glass-ionomer cement restorative materials: A critical review on the current status of extended release formulations. *Journal of Controlled Release* 262: 317–328.

52. Bezerra IM, Brito ACM, de Sousa SA, Santiago BM, Cavalcanti YW, de Almeida L de FD (2020). Glass ionomer cements compared with composite resin in restoration of noncarious cervical lesions: A systematic review and meta-analysis. *Heliyon* 6.

53. Menezes-Silva R, Cabral RN, Pascotto RC, Borges AFS, Martins CC, de Lima Navarro MF, Sidhu SK, Leal SC (2019). Mechanical and optical properties of conventional restorative glassionomer cements - a systematic review. *Journal of Applied Oral Science* 27: 1–9.

54. Nicholson JW, Braybrook JH, Wasson EA (1991). The biocompatibility of glass-poly(Alkenoate)(glass-ionomer) cements: A review. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition* 2: 277–285.

55. Walls AWG (1986). Glass polyalkenoate(glass-ionomer)cements: a review. *Operative Dentistry* 237.

56. Forsten L (1998). *Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect*. *Biomaterials* (Vol. 19).

57. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* (Vol. 18), pp 155–163.

58. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry* 31: 39–46.

59. Wheeler J, Deb S, Millar BJ (2020). Evaluation of the effects of polishing systems on surface roughness and morphology of dental composite resin. *British Dental Journal* 228: 527–532.

60. Pathology O, Surgery M, Pathology O, Surgery M (1997). Bollenl-1997-Comparison-of-surface-roughness-of-.pdf 258–269.

61. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL (n.d.). *The influence of surface roughness on porcelain strength*.

62. Hek Fak Derg BAYRAKTAR D, Dent Fac Atatürk EJ (2013). *Atatürk Üniv*.

63. Meyer G, Amer NM (1988). Novel optical approach to atomic force microscopy. *Applied Physics Letters* 53: 1045–1047.

64. Yeh ST, Wang HT, Liao HY, Su SL, Chang CC, Kao HC, Lee BS (2011). The roughness, microhardness, and surface analysis of nanocomposites after application of topical fluoride gels. *Dental Materials* 27: 187–196.

65. Luo X-P, Silikas N, Allaf M, Wilson NHF, Watts DC (n.d.). *AFM and SEM study of the e€ects of etching on IPS-Empress 2 TM dental ceramic*.

66. Puleio F, Rizzo G, Nicita F, Giudice F lo, Tamà C, Marenzi G, Centofanti A, Raffaele M, Santonocito D, Risitano G (2020). Chemical and mechanical roughening treatments of a supra-nano composite resin surface: SEM and topographic analysis. *Applied Sciences (Switzerland)* 10.

67. Tedesco M, Chain MC, Bortoluzzi EA, Garcia L da FR, Alves AMH, Teixeira CS (2018). Comparison of two observational methods, scanning electron and confocal laser scanning microscopies, in the adhesive interface analysis of endodontic sealers to root dentine. *Clinical Oral Investigations* 22: 2353–2361.

68. Rashid H (2014, December 1). Application of confocal laser scanning microscopy in dentistry. *Journal of Advanced Microscopy Research* 9.

69. Ozkanoglu S, Akin EGG (2020). Evaluation of the effect of various beverages on the color stability and microhardness of restorative materials. *Nigerian Journal of Clinical Practice* 23: 322–328.

70. Ruschel VC, Bona VS, Baratieri LN, Maia HP (2018). Effect of surface sealants and polishing time on composite surface roughness and microhardness. *Operative Dentistry* 43: 408–415.

71. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials* 33: 880–894.

72. Wang Dds L, Perlatti D'alpino PH, Gonzaga L, Dds L, Carlos J, Dds P (2003). *A Mechanical Properties Of Dental Restorative Materials: Relative Contribution Of Laboratory Tests Propriedades Mecanicas Dos Materiais Dentarios Restauradores: Contribuiçao Relativa Dos Ensaios Laboratoriais*.

73. Watts DC, Amer OM, Combe EC (1987). *Surface hardness development in light-cured composites*.

74. Kooi TJM, Tan QZ, Yap AUJ, Guo W, Tay KJ, Soh MS (2012). Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative Dentistry* 37: 665–671.

75. Saads Carvalho T, Lussi A (2019). Chapter 9: Acidic beverages and foods associated with dental erosion and erosive tooth wear. *Monographs in Oral Science* (Vol. 28), S. Karger AG, pp 91–98.

76. Bilgili D, Barutçugil Ç, Dündar A (2020). Effect Of Food and Oral Simulating Liquids on the Surface Roughness Of Restorative Materials. *Anadolu Kliniği Tıp Bilimleri Dergisi*.

77. Lombardini M, Chiesa M, Scribante A, Colombo M, Poggio C (2012). Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dental Research Journal*.

78. Buket Kaynar Z, Doğan T, Dönmez N, Kazak M (2022). Karanfil ve Yeşil ÇayınRestoratif Materyallerin Yüzey ve Optik Özellikleri Üzerine Etkisi: İn Vitro Çalışma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1–1.

79. Schwendicke F, Göstemeyer G, Blunck U, Paris S, Hsu LY, Tu YK (2016, June 1). Directly placed restorative materials: Review and network meta-analysis. *Journal of Dental Research* 95.

80. Yadav R, Kumar M (2019, June 1). Dental restorative composite materials: A review. *Journal of Oral Biosciences* 61.

81. Manhart RH (2001). *Longevity of Restorations in Posterior Teetii and Reasons for Faiiure*. *J Adhesive Dent* (Vol. 3).

82. Donly KJ, Jensen ME (1986). *Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vitro comparison of three techniques*. *Pediatric Dentistry* (Vol. 8).

83. Wilson AD (1991). *Glass-Ionomer Cement-Origins, Development and Future*. *Clinical Materials* (Vol. 7).

84. Kharma K, Zogheib T, Bhandi S, Mehanna C (2018). Clinical evaluation of microhybrid composite and glass ionomer restorative material in permanent teeth. *Journal of Contemporary Dental Practice* 19: 226–232.

85. Comba A, Scotti N, Maravić T, Mazzoni A, Carossa M, Breschi L, Cadenaro M (2020). Vickers hardness and shrinkage stress evaluation of low and high viscosity bulk-fill resin composite. *Polymers* 12.

86. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E (n.d.). *The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites*.

87. Badra V v, Faraoni JJ, Ramos RP, Rg •, Dibb P-, Badra VV (n.d.). *Influence of Different Beverages on the Microhardness and Surface Roughness of Resin Composites*.

88. Yap A, Low J, Ong L (2000). Effect of Food-Simulating Liquids on Surface Characteristics of Composite and Polyacid-Modified Composite Restoratives. *Operative Dentistry* 170–176.

89. Guler S, Unal M (2018). The Evaluation of Color and Surface Roughness Changes in Resin based Restorative Materials with Different Contents After Waiting in Various Liquids: An SEM and AFM study. *Microscopy Research and Technique* 81: 1422–1433.

90. O'brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S (1984). *The Surface Roughness and Gloss of Composites*. *J Dent Res* (Vol. 63).

91. Graphics Inc P (2007). *The Effect of Different Finishing and Polishing Systems on the Surface Roughness of Different Composite Restorative Materials*.

92. Silva JP, Coelho A, Paula A, Amaro I, Saraiva J, Ferreira MM, Marto CM, Carrilho E (2021, April 1). The influence of irrigation during the finishing and polishing of composite resin restorations—a systematic review of in vitro studies. *Materials* 14.

93. Aliping-Mckenzie M, Linden R, Nicholson J (2004). *The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and "compomers."*

94. Kumavat VA (2016). *Effect of alcoholic and non-alcoholic beverages on color stability, surface roughness and fracture toughness of resin composites: An in vitro study Evaluation of the effect of Etidronic acid, Chitosan on microhardness of root canal dentin View project*.

95. Kao EC (n.d.). *Influence of food-simulating solvents on resin compos,tes and glass-ionomer restoratM cement*.

96. Rigues ALR (n.d.). *Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials*.

97. J Y Ap AU, Z E Ng KY (n.d.). *Chemical degradation of composite restoratives*.

98. Paggio C, Dogna A, Chiesa M, Colombo M, Scribante A (2012). Surface roughness of flowable composite resins eroded by acidic and alcholic drinks. *Journal of Conservative Dentistry*.

99. Mandikos MN, McGivneyi Glen P, Davis E, Bush PJ (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *Journal Of Prosthetic Dentistry*.

100. Gonulol N, Ozer S, Tunc E sen (2016). Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *International Journal of Paediatric Dentistry* 26: 376–382.

101. Nagi SM, Moharam LM, Zaazou MH (2015). Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. *J Clin Exp Dent* 7: 600–604.

102. Saati K, Khansari S, Mahdisiar F, Valizadeh S (2022). Evaluation of Microhardness of Two Bulk-fill Composite Resins Compared to a Conventional Composite Resin on surface and in Different Depths. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)* 23: 58–64.

103. AUJ yap, KEC W, SH T (2002). Effects of cyclic temperature Changes on Hardness of Composite Restoratives . *Operative Dentistry*.

104. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials* 23: 1079–1085.

105. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials* 19: 393–398.

106. Medina Tirado JI, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert AJ (1996). *The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials*. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* (Vol. 86).

107. S S, KF L, K K, Y T (1995). Effect of particle variation on wear rates of posterior composites . *American Journal of Dentistry* .

108. A P, F G-G, E A (1997). surface hardness and wear of glass ionomers and compomers . *American Journal of Dentistry* .

109. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials* 20: 726–732.

110. Moharam L-M, El-Hoshy A-Z, Abou-Elenein K (2017). The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. *J Clin Exp Dent* 9: 266–71.

111. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, Mondelli RFL, Mendonça G, Ishikiriama SK (2019). Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dental Materials Journal* 38: 403–410.

112. Çetin AR (2018). Yeni iki tip kompozit materyalin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması *. *Selçuk Dent Journal*.

113. Willems G, Lambrechts P, Braem' M, Vuylsteke-Wauters2 M, Vanherle G (1991). *The Surface Roughness of Enamel-to-Enamel Contact Areas Compared with the Intrinsic Roughness of Dental Resin Composites*. *J Dent Res* (Vol. 70).

114. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials* 24: 901–907.

115. Espíndola-Castro L-F, Durão M-DA, Pereira T-V-G, Cordeiro A-K-R-DB, Monteiro G-Q-DM (2020). Evaluation of microhardness, sorption, solubility, and color stability of bulk fill resins: A comparative study. *J Clin Exp Dent* 12: 1033–1041.

116. Gürgan S, Önen A, Köprülü H (1997). In vitro effects of alcohol-containing and alcohol-free mouthrinses on microhardness of some restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 24: 244–246.

117. Mujdeci A, Gokay O (n.d.). *Effect of bleaching agents on the microhardness of tooth-colored restorative materials*.

118. Namineni S, Satish V, Prabhakar A, Devi C Maganur P (2015). Effect of Soft Drinks and Fresh Fruit Juice on Surface Roughness of Commonly used Restorative Materials. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 8: 1–5.

119. Seow WK, Thong KM (2005). Erosive effects of common beverages on extracted premolar teeth. *Australian Dental Journal* 50: 173–178.

120. Aliping-Mckenzie M, Guy's K', Thomas S, Linden RWA, Nicholson JW (n.d.). *The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass±ionomers and``and``compomers''*.

121. Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A (2009). *Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite*. *Dental Materials Journal* (Vol. 28).

122. Al-qarni MA, Das G, Saquib S, Sibghatullah M, Musa Alahmari M, Arora S (1964). The Effect of Arabian Coffee, Black Tea and Orange-juice on Microhardness and Color Stability of Hybrid Composite Resins An in vitro Study. *Mater Plast* 58: 218–227.

123. Yanıkoğlu N, Duymuş ZY, Yılmaz B (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Material Journal*.

124. Mediese SA, Deel T (1984). Chemical analysis pure fruit juices-implications. *SA Medical Journal*.

125. Reddy PS, Tejaswi KS, Shetty S, Annapoorna B, Pujari SC, Thippeswamy H (2013). Effects of Commonly Consumed Beverages on Surface Roughness and Color Stability of the Nano, Microhybrid and Hybrid Composite Resins: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 14: 718–723.

126. Moharamzadeh K, van Noort R, Brook IM, Scutt AM (2007). HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* (Vol. 18), pp 133–137.

127. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Jantaravisoot J, Chanaphai C, Areewong C, Ampawa N (n.d.). Degradability of bulk-fill resin composites after cyclic immersion in different distilled alcoholic beverages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.

128. Tuncer D, Karaman E, Firat E (2013). Does the temperature of beverages affect the surface roughness, hardness, and color stability of a composite resin? *European Journal of Dentistry* 7: 165–171.

129. Hamouda IM (2011). Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 23: 315–322.

130. Tjan AHL, Dent DDS, Chan CA (1989). The polishability of posterior composites. *J Prosthetic Dentistry* 138–146.

131. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative Dentistry* 31: 11–17.

132. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry* 39.

133. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M (1997). *Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature*. *Dent Mater* (Vol. 13).

134. Reis AÂF, Giannini M, Lovadino JÂR, Âucia G, Ambrosano M (n.d.). *Effects of various ®nishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins*.

135. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 17: 102–108.

136. MARGHALANI hanadi yousif (2009). Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series.

137. Daud A, Gray G, Lynch CD, Wilson NHF, Blum IR (2018). A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. *Journal of Dentistry* 71: 25–30.

138. Duboust N, Ghadbeigi H, Pinna C, Ayvar-Soberanis S, Collis A, Scaife R, Kerrigan K (2017). An optical method for measuring surface roughness of machined carbon fibre-reinforced plastic composites. *Journal of Composite Materials* 51: 289–302.

139. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials* 26: 416–425.

140. Lainović T, Vilotić M, Blažić L, Kakaš D, Marković D, Ivanišević A (2013). *Determination of surface roughness and topography of dental resin-based nanocomposites using AFM analysis*. *Bosn J Basic Med Sci* (Vol. 13).

141. Lainovic T, Blažic L, Kukuruzovic D, Vilotic M, Ivanišević A, Kakaš D (2014). Effect of diamond paste finishing on surface topography and roughness of dental nanohybrid composites - AFM analysis. *Procedia Engineering* (Vol. 69), Elsevier Ltd, pp 945–951.

142. Varanda E, do Prado M, Simão RA, Dias KRHC (2013). Effect of in-office bleaching agents on the surface roughness and morphology of different dental composites: An AFM study. *Microscopy Research and Technique* 76: 481–485.

143. Abu-bakr N, Han L, Okamoto A (2001). *Evaluation of the Surface Roughness of Compomer by Laser Scanning Microscopy*. *Dental Materials Journal* (Vol. 20).

144. Cunha LG (2003). Comparative Study Of The Surface Roughness Of Ormocer-Based and Conventionel Composites Estudo Comparativo Da Rugosidade Superficial Entre Compositos a Base De Ormocer e Sistemas Monomericos Tradicionais. *J Appl Oral Sci* 348–353.

145. Ahmed KI, Sajjan G (2005). Color stability of ionomer and resin composite restoratives in various environmental solutions: An invitro reflection spectrophotometric study. *Journal of Conservative Dentistry*.

146. Asadian F, Shahidi Z, Moradi Z (2021). Article Evaluation of Wear Properties of Four Bulk-Fill Composites: Attrition, Erosion, and Abrasion.

147. Alandia-Roman CC, Cruvinel DR, Sousa ABS, Pires-De-Souza FCP, Panzeri H (2013). Effect of cigarette smoke on color stability and surface roughness of dental composites. *Journal of Dentistry* 41.

148. Kılıç V, Gök A (2021). Effect of different polishing systems on the surface roughness of various bulk-fill and nano-filled resin-based composites: An atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. *Microscopy Research and Technique* 84: 2058–2067.

149. Mohammed Magdy N, Zaheer Kola M, Hussain Alqahtani H, Daghash Alqahtani M, Saud Alghmlas A (2017). Evaluation of Surface Roughness of Different Direct Resin-based Composites. doi:10.4103/jispcd.JISPCD_72_17.

150. Karadaş M, Demirbuğa S (2017). Evaluation of Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin Composites and Nanocomposites. *Meandros Medical and Dental Journal* 18: 199–205.

151. Itskovich R, Lewinstein I, Zilberman U (n.d.). *The Influence of Zinc Oxide Eugenol (ZOE) and Glass Ionomer (GI) Base Materials on the Microhardness of Various Composite and GI Restorative Materials*.

152. Carvalho FG, Sampaio CS, Fucio SBP, Carlo HL, Correr-Sobrinho L, Puppin-Rontani RM (2012). Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. *Operative Dentistry* 37: 509–517.

153. Carleh A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J (2001). *Surface characteristics and in vitro bio"lm formation on glass ionomer and composite resin*. *Biomaterials* (Vol. 22).

154. da Silva MAB, Fardin AB, de Vasconcellos RCC, Santos LDM, Tonholo J, Júnior JGDS, dos Reis JIL (2011). Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. *Microscopy and Microanalysis* 17: 446–451.

155. dos Santos PA, Garcia PPNS, de Oliveira ALBM, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG (2010). Chemical and morphological features of dental composite resin: Influence of light curing units and immersion media. *Microscopy Research and Technique* 73: 176–181.

156. Tavangar M, Bagheri R, Kwon TY, Mese A, Manton DJ (2018). Influence of beverages and surface roughness on the color change of resin composites. *Journal of investigative and clinical dentistry* 9: e12333.

157. Chowdhury A, Mazumdar P, Desai P, Datta P (2020). Comparative evaluation of surface roughness and color stability of nanohybrid composite resin after periodic exposure to tea, coffee, and Coca-cola - An in vitro profilometric and image analysis study. *Journal of Conservative Dentistry*.

158. Andreea B, Cristina M-V (n.d.). The behavior of composites, glass ionomers and compomers in erosive conditions - in vitro study .