



T.C.

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÇEŞİTLİ ASİDİK İÇECEKLERİN İKİ FARKLI  
RESTORATİF MATERYALİN MİKROSERTLİK VE  
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN  
VİTRO KOŞULLARDA DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Dt.ÖZGE CEREN ŞEKER

DANIŞMAN

Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN

İSTANBUL 2011

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı; farklı fizikokimyasal özelliklere ve içeriklere sahip, nanodolduruculu kompozit materyali (Kalore; GC) ile yüksek viskoziteli güçlendirilmiş geleneksel cam iyonomer materyalinin (Fuji IX Gp Extra; GC), asit içeren içeceklere maruz kaldığında, gösterdikleri yüzey sertlik ve pürüzlülük değerlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

Araştırmada nanohibrit kompozit rezin (Kalore; GC) ve cam iyonomer materyali (Fuji IX GP Extra; GC) kullanılarak 5mm çapında ve 2mm kalınlığında 120 adet disk hazırlandı. Diskleri hazırlamak için paslanmaz çelik kalıplar kullanıldı. Kompozit rezin ve cam iyonomer materyali vita skalasında A2 renk değerinden seçildi. Hazırlanan 120 adet örnek iki ana gruba ayrılarak (60 adet Kalore;GC, 60 adet Fuji IX Gp Extra;GC) ve her grupta 10'ar örnek olmak üzere 6 alt gruba ayrıldı. Disk şeklinde hazırlanan örneklerin her iki yüzeyi 1200 grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalandı. Hazırlanan örneklerin bir yüzeyinden başlangıç mikrosertlik ölçümleri, diğer yüzeyinden başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Her iki grubun, Grup CK ve Grup KK alt grupları kontrol grubu oluşturularak, çalışma süresince hiçbir asitli içeceğe maruz kalmayacak şekilde distile suda bekletildi. Grup K1 ve Grup C1 kolada, Grup K2 ve Grup C2 su ile seyreltilmiş kolada, Grup K3 ve Grup C3 Nestea Şeftali içeceğinde, Grup K4 ve Grup C4 Nestea Limon içeceğinde, Grup K5 ve Grup C5 portakal suyunda belirli sürelerde bekletildi. Tüm grupların içeceklerde bekletilme süresi; hastaların asitli içecekleri günlük tüketimleri düşünülerek, mevcut restoratif materyallerin 1 sene boyunca günde 2 dk. asitli içeceklere maruz kalması süresine denk gelecek şekilde planlandı. Gruplar, 3 gün boyunca aynı saat itibariyle, günde 4 saat içeceklerde, kalan sürelerde ise distile suda 37 °C etüvde bekletildi. Tüm gruplardaki örneklerin içeceklerde bekletilmesi sonrasında, mikro sertlik ve yüzey pürüzlülük ölçümleri tekrarlandı. Mikrosertlik testi için, Vickers mikrosertlik yöntemi kullanıldı ve her bir örnek üzerinde 5 farklı alandan ölçümler yapıldı. Yüzey pürüzlülük ölçümleri için ise, örnek yüzeyinde 4'er ölçüm yapılarak, Ra değerleri belirlendi.

Sonuçların istatistiksel analizleri, ‘‘Oneway Anova’’ , ‘‘Tukey HDS ‘’, ‘‘Student t’’ ve ‘‘Paired sample t’’testleri ile gerçekleştirildi.

Araştırmanın sonucunda, kompozit gruplarının, asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası sertlik değerlerinde görülen düşüşün ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulundu. KK grubunun asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası sertlik değerlerindeki azalma, K3, K4 ve K5 gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu. K3 grubunun sertlik değerlerinde görülen düşüşün ortalama değerleri K1 ve K2 gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu. Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde görülen artışın ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

Cam iyonomer gruplarında ise; asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası sertlik değerlerinde görülen düşüşün ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulundu. C3 ve C4 gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası sertlik değerlerindeki azalma, C1, C2, C5 ve CK gruplarından ileri derecede anlamlı şekilde düşük bulundu. Cam iyonomer grupların asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde görülen artışın ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulundu. CK grubunun asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük değerindeki artış, C3, C4 ve C5 gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu.

Elde edilen sonuçlara bağlı olarak; asidik ieeğin pH değeri ne olursa olsun, içeceklerin restoratif materyallerin (Kalore; GC, Fuji IX GP Extra; GC) mikro sertlik ve yüzey pürüzlülük değerlerinde değişimlere neden olduğu kaydedildi.

**Anahtar Kelimeler:** nanohibrit kompozit rezin, geleneksel cam iyonomer siman, mikro sertlik, yüzey pürüzlülük, asidik içecekler

## SUMMARY

The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of various acidic beverages on microhardness and surface roughness of a nanohybrid composite resin (Kalore; GC) and a high viscosity conventional glass ionomer (Fuji IX GP Extra; GC).

In this study, 120 disc ( 5 mm in diameter and 2 mm in depth) were prepared from the restorative materials (Kalore, Fuji IX GP Extra). Stainless steel mold was used to fabricate the samples which were all A2 colour according to the vita scale. First, all samples were divided into 2 main groups (composite groups n: 60, glass ionomer groups n: 60) then they further divided into 6 subgroups, 10 samples each. The top and bottom surfaces of discs were ground with 1200 grit silicon carbide paper under running water. The initial microhardness measurements of samples were obtained on top surfaces and the roughness measurements were obtained on the bottom surfaces. Control groups of the two main group (Group CK, KK) were stored in distilled water without subjecting to any acidic cycling. For experimental groups, the samples were immersed in coke in Group 1, in coke diluted with water in Group 2, in Nestea peach in Group 3, in Nestea lemon drink in Group 4 and in orange juice in Group 5. The samples were immersed in beverages for a total of 12 hour which is equivalent in time to 2 min daily use of beverages for 1 year. The experimental groups stored in beverages for the entire experimental period to stimulate alterations produced on restorative materials in a moist in vivo environment. The samples were stored in beverages for 3 days, 4 hours per day. During the remaining period the specimens were stored in 37 °C in a desiccator. After the immersion period was completed, microhardness and surface roughness measurements were reevaluated. The microhardness measurements were performed with Vickers test and for each sample the Vickers hardness number was determined on the basis of five indentation measurements on different areas of the specimen. Surface roughness (Ra) was measured and 4

measurements were recorded for each specimen and mean Ra value was determined.

The statistical analysis of the results were performed by ‘‘ Oneway ANOVA ’’, ‘‘ Tukey HDS ’’, ‘‘ Student t ’’ and ‘‘ Paired sample t ’’ tests.

In conclusion, there were statistically significant differences in the average reduction of hardness values of composite groups after the immersion in acidic beverages than initial values of the experiments. The reduction of hardness values in the control composite group (KK) was lower than other composite groups (K3, K4 and K5). The reduction of hardness value of K3 was significantly higher than K1 and K2. There were statistically significant differences in the increase of surface roughness values of composite groups after the immersion in acidic beverages than the initial values.

In glass ionomer groups, there were significant differences in the average reduction of hardness values after the immersion in acidic beverages than the initial values. The reduction of hardness values in C3 and C4 glass ionomer groups were higher than other glass ionomer groups (C1, C2, C5 and CK). There were significant differences in average increase on surface roughness of glass ionomer after the immersion in acidic beverages than the initial values. The increase of roughness values in the control glass ionomer group (CK) was lower than other glass ionomer groups (C3, C4 and C5).

As a result; it was determined that beverages affected the surface roughness and microhardness of restorative materials (Fuji IX GP Extra; GC, Kalore; GC) regardless of their pH.

**Key words:** nano-hybrid composite, glass ionomer cement, microhardness, surface roughness, acidic beverage.

## TEŞEKKÜR

Gerek master eğitimim, gerekse dış hekimliği eğitimim sırasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren, üzerimde büyük emeği olan, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, insan ve eğitimci olarak her zaman örnek aldığım ve yanında eğitim almaktan gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Mübin Soyman**'a,

Fakültemizin, ülkemizin en modern ve çağdaş eğitim ve sağlık kurumu olmasında büyük emeği olan, bize her türlü çalışma imkanını sağlayan ve her türlü problemin giderilmesinde daima yardım ve desteğini biz öğrencilerinden esirgemeyen değerli hocam, dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı**' ya,

Tüm master eğitimim boyunca her zaman fedakarca ve içtenlikle yanımda olan, beni her zaman her konuda sabır ve anlayışla dinleyip sorunlarıma çözüm getiren, tecrübeleri ile her zaman bana doğru yolu gösteren, bana her konuda yanımda olduğunu hissettirip cesaretlendiren, tez çalışmamın hazırlanmasında ve ortaya çıkmasında çok büyük katkıları olan çok değerli hocam Sayın **Yrd. Doç. Dr. Kağan Gökçe**'ye,

Master eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini paylaşarak desteklerini esirgemeyen tüm Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı **Öğretim Üyelerine**,

Hayatım boyunca ve eğitim hayatımın her aşamasında ilgi ve desteklerini esirgemeyen, bu güne gelmemde en büyük payları olan, beni her zaman karşılıksızca seven ve koruyan, her an varlıklarını hissettiğim, annem **Av. Nuran Şeker**'e, babam **Dr. Turgut Yıldırım Şeker**'e ve her zaman başarılarıyla gurur duyacağım kardeşim **Dr. Onur Osman Şeker**'e

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	I
SUMMARY .....	III
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER .....	X
RESİMLER .....	XI
TABLolar.....	XII
GRAFİKLER.....	XIV
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	5
2.1. Kompozit rezinler.....	5
2.1.1. Organik Rezin Matriks.....	6
2.1.2. İnorganik Doldurucular.....	7
2.1.3. Bağlayıcı Ajan (Silan) .....	8
2.1.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	9
2.1.4.1. Kompozit Rezinlerin inorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması.....	9
2.1.4.1.1. Homojen dolduruculu Kompozitler.....	9
2.1.4.1.2 Hibrit Dolduruculu Kompozitler.....	9
2.1.4.1.3 Heterojen Dolduruculu Kompozitler.....	10

2.1.4.2.Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon yöntemlerine göre Sınıflandırılması.....	11
2.1.4.3.Kompzoit Rezinlerin Viskozitelerine göre Sınıflandırılması.....	12
2.1.5. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler.....	11
2.2. Cam İyonomer Simanlar.....	13
2.2.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanının Yapısı.....	13
2.2.2. Cam iyonomer Simanların Türleri.....	14
2.2.3 Rezin Modifiye Cam iyonomer Simanlar.....	15
2.2.4. Cam İyonomer Sermet Simanlar.....	15
2.2.5. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin.....	16
2.2.6. Kapsül Cam İyonomer Simanlar.....	16
2.3.Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi.....	17
2.3.1.Sertlik Ölçüm Metotları.....	18
2.3.1.1.Rockwell Sertlik Ölçüm Testi.....	18
2.3.1.2.Vickers Sertlik Ölçüm Testi.....	19
2.3.1.3.Knoop Sertlik Ölçüm Testi.....	19
2.3.1.4. Brinell Srtlik Ölçüm Testi.....	20
2.4.Yüzey Pürüzlülüğü.....	20
2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri.....	21
2.4.1.1 Profilometreler.....	21
2.4.1.1.1.Mekanik Profilometreler.....	22
2.4.1.1.2. Optik Profilometreler.....	22



3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1.Kullanılan Materyaller.....	23
3.1.1. KALORE,GC.....	24
3.1.2. GC FUJI IX GP EXTRA.....	26
3.2. Kullanılan İçecekler.....	27
3.2.1. Coca Cola, Coca-Cola Company.....	27
3.2.2.Nestea Ice Tea Şeftali Aromalı İçecek, Coca-Cola Company.....	27
3.2.3. Nestea Ice Tea Limon Aromalı İçecek, Coca-Cola Company.....	28
3.2.4. %100 Portakal Suyu, Cappy, Cola Cola Company.....	28
3.3.Kullanılan Cihazlar.....	29
3.4. Örneklerin Hazırlanması.....	29
3.5.Grupların Hazırlanması.....	34
3.6. Ölçümlerin Yapılması.....	38
3.6.1 Yüzey Pürüzlülük Ölçümü.....	38
3.6.2 Yüzey Sertliği Ölçümü.....	40
3.7. İstatistiksel İncelemeler.....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1.Kompozit Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması.....	46
4.2.Kompozit Gruplarının Mikrosertliği İle İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması.....	49
4.3.Cam iyonmer Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması.....	50

4.4.Cam iyonomer Gruplarının Mikrosertliği ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması.....	53
4.5. Kompozit ve Cam İyonomer Örneklerinin Asitli İçeceklere Bağlı Olarak Gösterdiği Değişim Farkının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılma.....	54
5.TARTIŞMA.....	56
6.SONUÇLAR.....	77
7.KAYNAKLAR.....	79
8.EKLER.....	97
9.ÖZGEÇMİŞ.....	101

## KISALTMALAR VE SİMGELER

<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol-A-glisidil metakrilat
<b>Bis-EMA</b>	: Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
<b>°C</b>	: Derece Celcius
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan Dimetakrilat
<b>&lt;</b>	: ‘ den küçüktür
<b>&gt;</b>	: ‘ den büyüktür
<b>%</b>	: Yüzde
<b>gr</b>	: Gram
<b>dk</b>	: Dakika
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>p</b>	: Önem düzeyi
<b>Ra</b>	: Yüzey Pürüzlülüğü Ortalaması
<b>SS</b>	: Standart sapma

# RESİMLER

**Resim 1:** Çalışmamızda kullanılan A2 rengindeki kompozit materyali

**Resim 2:** Çalışmamızda kullanılan A2 rengindeki geleneksel cam iyonomer materyali.

**Resim 3:** Çalışmada kullanılan içecekler.

**Resim 4:** Örneklerin hazırlanmasında kullanılan 2 mm kalınlığındaki paslanmaz çelik kalıplar, ağız spatülü, şeffaf bant ve siman camı.

**Resim 5:** Polimerizasyonda kullanılan ışık aleti; Optikux 501 (Kerr,Switzerland).

**Resim 6:** Fuji IX GP Extra ve Kalore materyalinden hazırlanan örnekler.

**Resim 7:** Örneklerin saklandığı plastik tüp.

**Resim 8:** Çalışmada kullanılan polisaj cihazı (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany).

**Resim 9:** Çalışma süresince örneklerin bekletildiği etüv.

**Resim 10:** Çalışmada kullanılan pH metre cihazı (Seven Multi Metter Toledo GmbH 8603).

**Resim 11:** Örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için kullanılan yüzey profilometresi.

**Resim 12:** Çalışmada kullanılan Buehler Vickers sertlik ölçüm cihazı.

## TABLÖLAR

**Tablo 1:** Kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklüğüne ve yüzdelere göre sınıflandırılması.

**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin ticari marka, içerik ve ürün numaraları.

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan içeceklerin ticari marka ve pH değerleri.

**Tablo 4:** Kalore (GC, Corp) 'nin monomer yapısı, doldurucu ve partikül büyüklüğü.

**Tablo 5:** Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici bilgileri.

**Tablo 6:** Çalışmada kullanılan kompozit ve cam iyonomer materyallerinin alt grupları.

**Tablo 7:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları.

**Tablo 8:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları.

**Tablo 9:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değer farkları.

**Tablo 10:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik farkının post hoc Tukey HSD test sonuçları.

**Tablo 11:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası pürüzlülük ve sertlik farklarının değerlendirilmesi.

**Tablo 12:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerleri farkının post hoc Tukey HSD test sonuçları.

**Tablo 13:** Kompozit ve cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değrlerinin karşılaştırılması.

**Tablo 14:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değrleri.

**Tablo 15:** Kompozit gruplarının asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değrleri.

**Tablo 16:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi mikrosertlik ortalama değrleri.

**Tablo 17:** Kompozit gruplarının asitli içecek sonrası mikrosertlik ortalama değrleri.

**Tablo 18:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değrleri.

**Tablo 19:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değrleri.

**Tablo 20:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi mikrosertlik ortalama değrleri.

**Tablo 21:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek sonrası mikrosertlik ortalama değrleri.

## GRAFİKLER

**Grafik 1:** Kontrol grubu ve deney grubu kompozit örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları.

**Grafik 2:** Kontrol grubu ve deney grubu kompozit örneklerinin ortalamaları mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları.

**Grafik 3:** Kontrol grubu ve deney grubu cam iyonomer örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları.

**Grafik 4:** Kontrol grubu ve deney grubu cam iyonomer örneklerinin ortalama mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları.

## 1.GİRİŞ ve AMAÇ:

Günümüz diş hekimliğinde, estetik tedaviler hastaların ilk taleplerinden biri haline gelmiştir. Hastaların estetik beklentilerinde, diş hekimi bir çok faktörü göz önünde bulundurmalı, ideal restoratif materyali seçebilmelidir. Zira, klinik uygulamalar için, fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri diş dokuları ile uyumlu olan pek çok restoratif materyal piyasada bulunmaktadır (1).

Diş hekimliğinin en büyük hedeflerinden biri, hastaya kaybetmiş olduğu diş dokusunu estetik ve fonksiyonel olarak yeniden kazandırabilmektir. Yapılan başarılı restorasyonlar ile kaybolan çiğneme fonksiyonunun, fonasyonun ve estetiğin hastaya yeniden kazandırılması ise restoratif diş hekimliğinin amaçlarının başında gelmektedir (2).

Kullanılacak restoratif materyalin, hem biyolojik olarak uyumlu, hem de yeterli mekanik dayanıklılığa sahip olması istenmektedir. Bu nedenle, ilk olarak 1819 yılında Bell tarafından formüle edilen ve günümüze kadar ulaşan amalgam karışımları, pek çok restorasyonda kullanılmaktadır. Bilinen en eski dolgu maddesi olan amalgam, üstün fiziksel özellikleri sayesinde günümüzde bile yaygın olarak kullanılmaktadır. Düşük maliyetli olması ve uygulamasının kolaylığı çok fazla tercih edilmesindeki en önemli faktörlerdir. Fakat; amalgamın diş dokularına bağlanamaması, görüntü ve renk açısından estetik olmaması, ısıyı iletmesi, kopma ve gerilmelere karşı dayanıksızlığı, ağız içinde galvanik akımlara neden olması, korozyon sonucunda dentin kanalları içerisine metal alaşımlarının penetrasyonu ile diş dokularında renkleşmelere neden olması ve yapısında insan sağlığını tehdit edebilecek toksik civa içermesi gibi olumsuz özellikleri nedeniyle yeni materyallerin arayışına yönelmiştir (3 ,4,5,6).



1972 yılında, cam iyonomer simanları geliştirildikten sonra bu materyaller; diş dokusuna adezyonu ve biyolojik olarak uyumu ile genellikle tercih edilen restoratif materyal olmuştur.

Minimal kavite hazırlığı yapılarak, diş ile kimyasal şekilde bağlanabilme özelliğinde olması, yapısında bulunan florürü serbestlemesi sayesinde sekonder çürüğü önleyebilmesi ve kolay uygulanabilmesi simanın üstün özellikleridir. Ancak bu simanların kolay aşınabilmeleri, basınca karşı dayanıksız olmaları ve kısa sürede anatomik bütünlüklerinin bozulması, çözünürlükleri ve optik özelliklerinin kompozitler kadar mükemmel olmaması simanların klinik başarısını sınırlamıştır (7,8,9).

Son yıllarda başarı ile kullanılan pek çok estetik restoratif materyal vardır. Bunların başında bir organik rezin matriks ile çeşitli boyut ve tiplerde inorganik doldurucular içeren kompozit rezinler gelmektedir. Kompozit rezinler, önceleri ön grup dişlerin restorasyonunda kullanılmaya başlandıysa da, üstün estetik özellikleri, diş dokularına mikromekanik olarak bağlanabilmesi ve diğer restoratif materyallere kıyasla aşınma dirençlerinin daha yüksek olması, bu materyalin kullanım alanlarını oldukça genişletmiştir. Dental kompozitlerin mekanik özelliklerinin, inorganik partikül büyüklüğü ile kontrol edilebildiği ve bu sayede sıkışma, kırılma ve aşınma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin arttığı bildirilmiştir (10). Günümüz kompozit rezin sistemleri quartz, kollodial silika, baryum kaplanmış silika, cam, stronsiyum gibi inorganik doldurucular içermektedir. Bu doldurucuların oranı ağırlıkça % 70-80 arasındadır. Partikül büyüklükleri ise 0.4 nm – 85 nm arasında değişmektedir. Yüksek doldurucu partikül içeriği, kompozitin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlamaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalar materyallerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönündedir (11).

Endüstride önemli bir yer edinen nanoteknoloji, diş hekimliğinde de birçok gelişmeyi beraberinde getirmiştir. Nanoteknoloji; çeşitli kimyasal ve fiziksel metodlarla 0,1 ile 100 nanometre aralığında fonksiyonel materyallerin

yapılarını ve üretimlerini kapsamaktadır. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi şeklinde olurken nano-partikül teknolojisinde elde edilen partikül, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (12). Son yıllarda ise dental pazarda yerini almış olan nano dolduruculu dental materyaller, hem ön grup hemde arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilir. Bu tip materyallerin aşınma dayanımlarının yüksek olduğu, dolayısıyla ömürlerinin ise daha uzun olacağı belirtilmiştir (11). Yüksek aşınma dayanımı olan materyaller, diş hekimi ve hastaların beklentileri için şart kabul edilmektedir. Restoratif dental materyallerin aşınma dayanımlarının mineye eş değerde olması beklenmektedir (11). Üretilen tüm restoratif materyallerden beklenen önemli özellik; biçim, boyut ve yüzey özelliklerini her ortamda koruyabilmesidir. İdeal bir restoratif materyalde aranılan başka bir özellik ise sertliktir, çünkü sertlik çizilmeye ve kırılmaya karşı direncini artırarak materyalin karşılaştığı pek çok kuvvet karşısında deforme olmasını da önlemektedir ( 13).

Restorasyon yüzeylerinin pürüzsüz olmasının, bakteri plağının tutunmasını azalttığı, böylece çürük oluşumunun, diş eti rahatsızlıklarının ve sekonder çürüklerin oluşmasının da minimum seviye indiği ve hasta memnuniyetsizliğinin önlenmiş olduğu bildirilmiştir (14,15,16,17).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, günlük hayatta tüketilen kimyasal içeceklere aralıklı olarak maruz kalmaktadır(18). Özellikle diş rengi restoratif materyaller üzerine asitli içeceklerin etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, yüzey sertliklerinin azaldığı belirtilmiştir (19,20,21). Restoratif materyallerin yapısal düzeni hakkında bilgi veren yüzey sertliği ve yüzeyinde meydana gelen bozulmalar restorasyonların klinik başarısını etkilemektedir (22).

Yapılan pek çok çalışmada restoratif materyallerin, yüzey özelliklerinin de eroziv gıdalardan etkilenip etkilenmediği incelenmiştir (19,20,23).

Günümüzde sıklıkla tüketilen, meyve suyu, kolalı içecekler ve asidik potansiyele sahip içeceklerin de restoratif materyaller üzerinde morfolojik değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (21,24).

Bu çalışmanın da amacı; farklı fiziko kimyasal özelliklere ve içeriklere sahip, nanodolduruculu bir kompozit materyali ile yüksek viskoziteli güçlendirilmiş bir geleneksel cam iyonomer materyalinin, asit içeren içeceklere maruz kaldığında, gösterdikleri yüzey sertlik ve pürüzlülük değerlerinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

## **2.GENEL BİLGİLER**

Günümüzde estetik dişhekimliği uygulamalarına artan talep, direkt ve indirekt adeziv uygulamaların endikasyonlarını genişletmekte ve dişlerin restorasyonu için ideal materyal arayışı, estetik materyallerde ve kullanım tekniklerinde gelişmelere neden olmaktadır (25,26,27,28).

### **2.1 Kompozit rezinler**

Kompozit rezinler, 1960'larda, doldurucusuz akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve olumsuzluklarını en aza indirmek amacıyla, Bowen tarafından restoratif diş hekimliği alanına sunulmuştur(29). Yüksek aşınma dirençleri, düşük termal genleşme katsayıları ve düşük boyutsal değişim göstermeleri ile klinik performansları akrilik rezinlere kıyasla oldukça başarılıdır (30).

Amalgama alternatif olarak üretilen kompozit rezinler, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip olmalarının sağladığı estetik görünümleri ile günümüzde estetiğin önemli olduğu bölgelerde yaygın olarak kullanılmaktadır (29).

1970'li yılların ortalarında, 1960'larda kullanılan büyük doldurucu partiküllü kompozitler yerine, küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren kompozit rezinler geliştirilmiştir. 1980'li yıllardan itibaren de doldurucu partikül boyutu küçük olan rezinler ile gelişmiş bonding ajanlar kullanılmaya başlanmıştır(31). Ayrıca, bu yıllarda ilk posterior kompozitler de geliştirilmiştir. Bu kompozitlerde doldurucu partikül büyüklükleri azaltılmış, miktarları ise artırılmıştır. Işıkla polimerize olan kompozitlerin yapısına, değişik partikül büyüklüklerine sahip doldurucular katılarak hibrit kompozitler üretilmiştir. Ortalama partikül büyüklüğü 1nm olan bu kompozit rezinler hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilir (32). Kompozit rezinlerin

yapısına katılan partiküllerin büyüklüklerinin 0.6 -0.7 nm'ye kadar indirilmesi ile birlikte mikrohibrit olarak tanımlanan grup oluşturulmuştur. Bu kompozitlerde yapı içerisindeki partiküller daha uniformdur ve fiziksel özellikleri çok daha iyidir. Ayrıca, daha az yapışkan olduklarından uygulanabilirlikleri kolay ve cila işlemleri de daha başarılıdır (33).

Kompozit rezinler, mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerinde kaydedilen gelişmelerle günümüzde önemli bir restoratif materyal haline gelmiştir (34). Kompozit rezinler, organik rezin matriks, inorganik doldurucu partiküller ve ara bağlayıcı faz (silan) olmak üzere üç temel kısımdan oluşurken, yapıda ayrıca; renk sabitleyiciler, renk pigmentleri ve polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleri de bulunur (34).

### **2.1.1.Organik Rezin Matriks**

Kompozit rezinin organik matriks yapısını polimer oluşturur. Polimerler; monomer adı verilen küçük yapıların birbirleri ile bağlanması sonucu oluşan büyük moleküllerdir. Monomerlerin bir araya gelerek polimer yapı oluşturmasına polimerizasyon adı verilir (35). Kompozit rezinlerde organik yapı metil metakrilat veya Bis-GMA ile birlikte HEMA, TEGDMA, UDMA ve Penta gibi sistemlerden oluşmaktadır. Organik fazın miktarının fazlalığı polimerizasyon bütülmesini yükseltmektedir. Bis-GMA ve UDMA viskoziteyi azaltmak için matrikse eklenen difonksiyonel monomer yapılarıdır (36).

Üreticiler Bis-GMA 'nın yüksek viskozitesini düşürmek için rezin matriks içerisine düşük moleküler ağırlıklı TEGDMA ve EGDMA monomerini ilave edilmişler ve böylece vizkozite azaltılırken, çapraz bağ miktarının artışına bağlı olarak sertlik arttırılmıştır (37). Rezin içeriğinin TEGDMA ile seyreltilmesi ile; polimer yapıdaki dayanıklılık, elastikiyet ve ısıl genleşme katsayısı gibi mekanik özellikler geliştirilmiştir (37). Rezinin UDMA ile seyreltilmesi ise,

yapıya esneklik, renk değişimlerine karşı direnç gibi olumlu özellikler katarken, (37), kırılmalığın artması ise en önemli dezavantajdır (38).

### 2.1.2.İnorganik Doldurucular

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri, çigneme sırasında oluşan kuvvetlere karşı koyabilecek kadar yeterli değildir. Bu nedenle, yapısına direnç sağlamak için farklı boyut, şekil ve çeşitlerde doldurucu ilave edilmektedir (39). Rezin yapısındaki doldurucu partiküllerin boyutları ve miktarları klinikte kullanım alanlarını belirlemektedir. İnorganik doldurucular kompozitin ısısız genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyopasite sağlayarak estetik sonuçlar elde edilmesini sağlar (40). Doldurucu partikül olarak, kolloidal silika, baryum silikat, stronsiyum, borosilikat cam, quartz, çinko silikat, lityum aliminyum silikat ve silikon dioksit gibi moleküller kullanılabilir (41). Günümüzde daha çok borosilikat ve lityum aliminyum silikat kullanılmaktadır. Pek çok kompozitte quartz molekülünün yerini baryum, stronsiyum, çinko, aliminyum ve zirkonyum gibi doldurucular almıştır (42). Quartz, en çok kullanılan doldurucu partiküldür ve yapısı itibarıyla inerttir. Cilalanması zordur, ısısız genleşme katsayısının ve aşınma miktarının yüksek olması ve radyopak olmaması olumsuz özellikleridir(43). Quartzın en büyük avantajı kolay bulunabilir olması ve rezin monomer ile çok iyi bir optik uyum sağlamasıdır. Ancak quartzın ve cam doldurucuların, polimer matriks ile çevrenmesi oldukça zordur, bu nedenle rezin matriksin yüzeyinden kolayca çözünür ve kompozitin yapısından ayrılabilir, bu da porozlü bir yüzey oluşumuna ve kompozit rezinde istenmeyen estetik sorunlara neden olur (41).

Baryum silikat, daha orta sertlikte ve radyopak bir yapıdır. Kolloidal silika, kompozitin kondansasyon özelliğini ve cilalanma özelliğini artırır (41). Silika partikülleri, kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir, yayar. Ayrıca silika partikülleri, kompozit rezinlere mineye benzer yarı şeffaf

bir görüntü verir (44). Silika partiküllerinin kristalin formları, yapının sert olmasını sağlamaktadır. Bu da kompozit rezinin polisaj işleminin güçleşmesine neden olmaktadır. Bu nedenle, kompozit rezinlerde günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (45). Silika partiküllerinin küçük yapıda olması, rezin matriks ile kolay birleşebilmesini sağlayarak kompozit rezine iyi cilalanabilme özelliği kazandırmaktadır. Böylece restorasyonlarda mükemmel estetik sonuçlar elde edilebilmektedir (41).

Kompozitlerin içerisindeki doldurucu moleküller kompozitin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Doldurucu moleküllerin yüzey alanları arttıkça kompozitin akıcılığı azalır. Doldurucuların partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşınma ve cila işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerini belirler. Kompozit rezinlerdeki yüksek düzeyde doldurucu partikül içeriği, ısıl genişleme katsayısını, su emilim miktarını ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, elastikiyet modülünü, çekme ve kırılma dayanımını artırır (34,46).

### **2.1.3 Bağlayıcı Ajan (Silan)**

Kompozit rezinlerde, inorganik doldurucu partiküller ile organik rezin matriksin birbirine kaynaşmasını sağlayan ara bağlayıcı ajana silan denir (47).

Rezin matriks ile doldurucu partiküllerin birbirleri arasında kimyasal ve mekanik bir bağlantı oluşabilmesi için monomer yapının doldurucu partikülleri iletmesi gerekmektedir. Bu yapının hem rezinin hem de doldurucuların özelliklerini taşıması gerekir (41). Silan çift fonksiyonlu bir moleküldür. Silan molekülünün sonundaki hidroksil grubu ile doldurucu partiküle, metakrilat grubu ile kompozitin polimerizasyonu esnasında rezin matrikse bağlanır (48). Silan, kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül ara yüzü boyunca su geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Kompozit rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (34).

#### **2.1.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler parikül büyüklüklerine, bu partiküllerin ağırlık yada hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılmıştır (34). Kompozit rezinlerin partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılmasının sebebi; içerdiği doldurucu boyutlarının, kompozitin estetiğini, polimerizasyon derinliğini, mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemesidir (49).

##### **2.1.4.1. Kompozit Rezinlerin inorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması**

- a) Homojen dolduruculu kompozitler
- b) Hibrit dolduruculu kompozitler
- c) Heterojen dolduruculu kompozitler olarak sınıflandırılabilir (46).

##### **2.1.4.1.1. Homojen dolduruculu kompozitler**

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlerdir. Doldurucular silanizasyon dışında herhangi bir modifikasyon yapılmadan monomer matrikse katılmışlardır (7,8,34,44,46, 50,51).

##### **2.1.4.1.2.Hibrit dolduruculu kompozitler**

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karıştırılması ile elde edilen kompozit rezinlerdir. Yapısındaki büyük partikülün şekline göre isimlendirilirler. Hibrit kompozitlerde, kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve hiçbir işlem uygulanmadan inorganik



doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Doldurucu oranları hacimlerinin % 60 – 70 ‘ini oluşturur (34,46,52,53).

#### **2.1.4.1.3.Heterojen dolduruculu kompozitler**

Viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 mm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküller modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere, Heterojen kompozitler adı verilir. Hem ön grup hem de arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler (7,8,34,44,46,51,52,54).

**Tablo 1. :** Kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklüğüne ve yüzdelere göre sınıflandırılması (55).

<b>Kompozit Rezin</b>	<b>İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü</b>	<b>İnorganik doldurucu partikül yüzdesi</b>
<b>Megafil</b>	<b>50 - 100</b>	<b>% 75 – 80</b>
<b>Makrofil</b>	<b>10 - 100</b>	<b>% 70 – 80</b>
<b>Midifil</b>	<b>1 - 10</b>	<b>% 70 – 80</b>
<b>Minifil</b>	<b>0.1 - 1</b>	<b>%75 – 85</b>
<b>Mikrofil</b>	<b>0.01 – 0.1</b>	<b>% 35 – 60</b>
<b>Hibrit</b>	<b>0.04 - 1</b>	<b>% 75 – 80</b>
<b>Nanofil</b>	<b>0.05 – 0.01</b>	

#### **2.1.4.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon yöntemlerine göre Sınıflandırılması**

- 1) Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- 2) Işık ile polimerize olan kompozitler
- 3) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler

#### **2.1.4.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine göre Sınıflandırılması**

- 1) Kondanse edilebilen kompozitler
- 2) Akışkan kompozitler

#### **2.1.5. Nanoteknoloji ve Nanokompozitler**

Nanoteknoloji, moleküler nanoteknoloji ve molekül mühendisliği olarak isimlendirilmektedir. Farklı kimyasal ve fiziksel metodlarla 0,1 ile 100 nanometre (nm) aralığında fonksiyonel materyallerin üretimini kapsamaktadır(56,57). Yunanca kökenli olan "nano" kelimesi milyarda biri, nanometre ise metrenin milyarda birini ifade eden bir ölçü birimidir. (1 nanometre =  $10^{-9}$  metre)(58). Nano partiküllü kompozit materyallerin organik yapısı, geleneksel ve hibrit

kompozitler gibi benzer polimer yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller iki ayrı kısımdan oluşmaktadır (59).

-Nanomerler

2-Nanomer gruplar (Nanoöbekler)

Nanokompozitlerin, öğütülmüş cam partikülleri ve ayrı nanopartiküller içeren nanohibrit tipi ve nanoboyutlarda doldurucu içeren nanofil tipi şekillerine nanomer, bunların birleştirilmiş şekillerine ise nanoöbekler adı verilir (12). Nanoöbekler, 50 nm den küçük nano partiküllerin gevşek bağlar ile oluşturduğu 20-75 nm boyutundaki kümeler şeklindeki halidir. Silika ve zirkonyum partikülleri içerirler (60).

Kompozit rezin içerisindeki nanomer grupları, restorayona gelen kuvvetler karşısında tek büyük bir partikül şeklinde direnç gösterirler ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında, yapıdan nanometrik düzeyde kopmalar meydana gelir. Nanoöbeklerin bu özelliği, hibrit kompozitler gibi aşınma direncinin ve mekanik özelliğinin artmasına, mikrofil kompozitler gibi cilalanabilme ve yüzey özelliklerinin uzun süre boyunca devam edebilmesini sağlamaktadır. Bu özelliklere dayanarak nanaokompozitlerin, klinik olarak hekimler tarafından hem anterior hemde posterior bölgelerde kullanımı uygundur (12, 61,62,63).

Nanokompozitlerin doldurucu oranlarının yüksek olması, organik yapısının hacimce azalmasına neden olmaktadır ve dolayısıyla polimerizasyon büzülme oranı azalmaktadır. Ayrıca nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışık dalga boyundan küçük olması, materyale hem estetik hem de optik özellikler kazandırmaktadır (12,64).

## **2.2.Cam İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer siman ilk olarak, Alan Wilson ve Brian Kent tarafından 1972 yılında üretilmiştir. Polikarboksilat simanların ve silikat simanların devamı olan cam iyonomer simanlar, alimunosilikat camların ve akrilik asit kopolimerlerinin sulu çözeltilerinin gerçekleştirdiği asit-baz reaksiyonu ürünüdür (65,66).

Cam iyonomer simanları, polikarboksilik asitler ve iyon salabilen camlara bağlı su molekülleridir. Molekül ağırlığı yüksek, organik ve inorganik bir komplekstir (67). Cam iyonomer simanlar, silikat simanların flor salabilme, çinko polikarboksilat simanların ise dış dokularına kimyasal olarak bağlanabilme yetenekleri birleştirilerek geliştirilmiştir (68).

### **2.2.1Geleneksel Cam İyonomer Simanının Yapısı**

Cam iyonomer simanlar, silikat simanlara benzer iyon salabilen cam partikülleri ve polikarboksilat simanlardaki gibi poliakrilik asidin sulu solüsyonlarını veya likit yerine toza ilave edilen akrilik veya maleik asit polimerlerini içermektedir (66).

Cam iyonomer simanların özellikleri; kimyasal kompozisyonuna, toz içinde dağılan partikül büyüklüğüne, molekül ağırlığına ve likidi oluşturan poliasidin konsantrasyonuna bağlıdır (69). Cam iyonomer simanların düşük aşınma direnci, kırılabilir olması, şekil verilmesi esnasında sudan kaçınılması gerekliliği ve başlangıç sertleşme süresinin uzun olması, materyalin kullanımını kısıtlamıştır (70). Cam iyonomerlerin antikaryojenik etkisi ve minye adezyonu üstün özelliklerini oluşturmaktadır (71,72,73). Kimyasal olarak mine ve dentine olan iyi adezyonu, oluşabilecek olan marjinal sızıntıyı önleyerek, retansiyonu arttırmaktadır (65).

Toz kısmı; silisyum oksit (% 29), aliminyum oksit (%16.6), karyolit (% 5), kalsiyum florur (%34.3), alüminyum florur (%5.2) ve (% 9.9) alüminyum fosfatın birleşmesiyle meydana gelen yüksek florur içerikli aliminosilikat camdır (74). Cam iyonomere katılan asitler, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2büten dikarboksilik asit kopolimeri ve polivinil fosforik asittir. Poliasit ya sulu solüsyon olarak likidin bir parçasıdır, ya da kurutulup dondurulmuş toz olarak simanın içerisine katılmaktadır. Toz olarak katıldığında likidi genellikle sudur (75).

Cam iyonomer simanlar likit olarak poliakrilik asit içerdiğinden, düşük pH'ı nedeniyle dokulara zarar verebilmektedir. Yüksek molekül ağırlığı ve asit konsantrasyonu simanın dayanıklılığını artırır ve sertleşme reaksiyonunu hızlandırır. Yapısında, poliasit mevcut olduğu sürece, yüksek molekül ağırlığı ve konsantrasyonu nedeniyle viskozitenin artması gibi problemler görülmektedir. Bu nedenle yapısına su ya da dilue tartarik asit, poliakrilik asidin dehidrate formu kullanılır (76). Likitteki poliakrilik asit miktarının artması, simanın dayanıklılığının artmasına sebep olmaktadır (66).

### **2.2.2. Cam İyonomer Simanların Türleri**

Cam iyonomer simanlar Tip I, Tip II ve Tip III şeklinde sınıflandırılmaktadır. Tip I simanlar kron köprü simantasyonunda, Tip II simanlar dolgu materyali olarak ve Tip III simanlar ise kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılırlar. Restoratif cam iyonomer simanlar, kendiliğinden sertleşen, kısmen ışıkla sertleşen, metalle modifiye edilmiş ve rezin modifiye şeklinde gruplara ayrılmaktadır (65). Kimyasal kompozisyonuna göre dental simanlar 3 bölümde ele alınmaktadır.

- a. Çinko fosfat simanlar
- b. Çinko polikarboksilat simanlar
- c. Cam polialkenoat simanlar

### **2.2.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Konvansiyonel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini arttırmak için rezin ilave ederek, rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. Cam iyonomer simanların bilinen asit baz reaksiyonu ve HEMA 'nın polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir (34). Rezin modifiye cam iyonomer simanların ışıkla sertleşmesi ve bunun diş hekimi tarafından kontrol edilebilir olması, uzun çalışma süresine izin vermektedir (67). Konvansiyonel cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında, sertleşme esnasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermesi, sebebiyle mikrosızıntı problemleriyle karşılaşılması, dental dokulara daha zayıf adezyonu ve daha az flor salınımı eğiliminde olması dezavantajlarını oluşturmaktadır (70).

### **2.2.4. Cam İyonomer Sermet Simanlar**

Cam iyonomer simanlara metal ilavesi ( amalgam, gümüş,altın) ile hem mekanik özellikler geliştirilmiş, hem de flor salınımı ve dolayısıyla antibakteriyel özellik bozulmamıştır (77,78).

Günümüzde cam iyonomer Sermet simanlar, kavite örtücüsü, kronta kor materyali, restoratif materyal, fissür örtücü, inley ve kronlarda defektli marjinlerin tamirinde ve kaide olarak kullanılmaktadır (79).

### **2.2.5.Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (Kompomer)**

Poliasit modifiye kompozit rezinler, % 30 cam iyonomer siman ve % 70 kompozit içermektedir. Yapılarında cam partikülleri içermelerine rağmen, asit-baz reaksiyonu oluşturacak düzeyde değildirler (80).

### **2.2.6.Kapsül cam iyonomer simanlar**

Kapsüle edilmiş cam iyonomer simanlar; düzenli ve birbirine uyumlu bir karışıma izin vererek en iyi şekilde üretici firmanın özellikleri doğrultusunda klinik kullanımı belirtilmiştir (81). Son on yıl içerisinde cam iyonomerlerin üretim metodunda önemli değişimler yapılarak, "auto cure" cam iyonomer simanları geliştirilmiştir. Bu değişiklikler, cam partiküllerinin yüzeyinden fazla kalsiyum kaldırılarak yüzey reaktivitesi arttırılmıştır. Bu materyaller yüksek dayanımlı "auto-cure" cam iyonomer simanlar olarak piyasaya sürülmüştür. Geleneksel cam iyonomerlerdeki gibi translüsensliğe sahip değildir. Özellikle yüksek çekme dayanımı ile diş hekimliğinde klinik uygulamalarda kullanılmıştır (82). Cam iyonomer simanların olumsuz fiziksel ve mekanik özellikleri "auto-cure" cam iyonomer simanların gelişmesine neden olmuştur. Cam iyonomer simanın su ile temasından sonra su emilimi ve dehidratasyonu sonucu çatlakların oluşması, simanın dayanımını, translüsensliğini ve estetik özelliklerini etkilemektedir (83). Yüksek dayanımlı cam iyonomer simanlar, posterior dişlerde atravmatik restoratif tedavi işlemlerinde kullanılmak üzere piyasaya sunulmuştur (84). Son dönem piyasaya sunulan, Fuji IX GP Extra yüksek dayanımlı auto cure bir cam iyonomer materyali olarak satılmaktadır. Yapısında reaktif aluminofluorosilicate cam tozları içermekte ve bu da; yaklaşık 2,5 dakika sertleşme süresi, yüksek translüsenslik ve 6 kat daha fazla florid salınımı sağlamaktadır.(GC,America) Ayrıca çürük aktif hastalarda, özürü ve yaşlı

hastalarda kullanımı uygundur (85). Bu materyalin kullanımının rezin kompozitlere göre pek çok avantajı vardır. Bunlar; mine ve dentine olan adeziv bağlanması ve ışıkla polimerize olan rezinlerin aksine büzülme stresleri görülmemesidir (86).

### **2.3.Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi**

Yapılan çalışmalarda, restoratif dental materyallerin fiziksel özelliklerin belirlenmesinde, sertlik derecesi ve pürüzlülük gibi parametreler değerlendirilmiştir.

Sertlik, bir materyalin sürekli yükleme veya penetrasyona karşı direnci olarak tanımlanır (87).

Sertlik, restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirler. Çizilme ve aşınmaya karşı direnci artırır ve materyalin çeşitli kuvvetler karşısında deforme olmasını önler (13).

Sertlik testlerinde, belirli bir zaman içerisinde, materyal üzerine belirli bir yük altında, elmas uç ile işaretleme yapılarak, yük sonrası işlemde elde edilen küçük izlerin uzunluğu bir mikroskop ile değerlendirilir (88).

Sertlik ölçümleri, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro ve nano derecede olarak tanımlanır. Materyallerin makrosertlik ölçümlerinde; küçük bir örnekten, bir materyal kütlesinin özellikleri elde edilir. Bunun için Brinell ve Rockwell gibi metotlar kullanılır. Materyaller ince bir mikro yapıya sahip oldukları zaman Knoop ve Vickers gibi mikrosertlik ölçümleri yapılır. Mikrosertlik testlerinde, makrosertlik testlerine göre, hem kullanılan yükler hem de elde edilen izler çok küçüktür ve 19 nm den daha az derinlikte sınırlıdır (89).



### **2.3.1.Sertlik Ölçüm Metotları**

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan ölçüm metotları ; Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore ve Barcol sertlik testleridir. Bu sertlik testlerinde; deforme olmayan küresel veya konik bir ucun deney materyaline batırılmasının ardından, buna karşı materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç, belli bir zaman süresince, belirli bir yük altında materyale batırıldığında materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek materyalin sertlik değerleri elde edilir. Materyalin sertliği bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Sertlik ölçümlerinde; materyalden birkaç ölçüm yapılarak ortalama değer alınır. Materyalin sertliği arttıkça bu değer de artar (90,91).

#### **2.3.1.1.Rockwell Sertlik Ölçüm Testi**

Konik bir elmas uç veya belirli çaptaki bir bilye kullanılarak, materyalin penetrasyon direnci ölçülür. İz çapının ölçülmesinden çok, penetrasyon derinliği ölçülür. Uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre sertlik değeri elde edilir. Ölçülen küçük iz alanları yüksek sertlik değerini ve sert materyali ifade eder. Farklı materyallerin test edilebilmesi için farklı boyutlarda pek çok batıcı uç vardır. Farklı yüklerin ve farklı uçların kombinasyonlarının her biri, spesifik bir Rockwell skalası oluşturur. A, B, C en yaygın kullanılan skalalardır. Farklı sertlik aralığına sahip materyaller için farklı skalalar kullanılır. Rockwell sertlik cihazı, kırılğan materyaller için uygun değildir, elastik materyaller için ise modifiye edilmesi gerekmektedir. Endüstride ve çeliklerin sertliklerinin belirlenmesinde kullanılır (87,89).

### 2.3.1.2.Vickers Sertlik Ölçüm Testi

Ölçüm yapılacak materyal üzerine, tepe açısı 136 derece olan, kare tabanlı, piramit şeklinde olan bir elmas uç ile kuvvet uygulanarak iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür (92,93). Ölçüm ekrandaki iki cetvel ile köşegenlerin uzunlukların ortalaması alınarak yapılır. Vickers sertlik değeri kg ile ifade edilen deney yükünün, mm<sup>2</sup> olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup,  $HV:1.854 \times \text{kuvvet}/(\text{taban köşegeni})^2$  formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçük ise, sertlik değeri o kadar büyük olur (87).

Vickers sertlik testinin pek çok avantajı vardır; genellikle doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun uzun zaman kullanılması ve tüm materyaller için kullanılmasıdır (94). Hem altın döküm alaşımları için hemde kırılğan materyallerin sertliğinin belirlemesi için kullanılmaktadır (89). Rezin kompozitler gibi polimerik materyallerin ölçümlerinde yüklenme sonrası oluşan elastik dönüşüm fenomeni ölçüm sonrası değerleri etkileyebilir (95).

### 2.3.1.3.Knoop Sertlik Ölçüm Testi

Materyallerin mikrosertliğini belirleyen testlerden biridir. Bu test metodunda, iki karşı yüzü arasında 172 derece olan ve diğer iki yüzü ile 130 derece açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde batıcı bir elmas uç kullanılarak, belirli miktar yük uygulanır (87). Oluşan izin dış hatları, eşkenar dörtgen ve ya köşegenlerin oranı ise 7:1 olan elmas şeklindedir (93). Yükün kaldırılması sonrasında kompozit rezinler için elastik bir düzelme meydana gelir. Bu olay; vickers testlerinde her iki köşegeni etkilerken, Knoop testinde sadece küçük köşegeni etkilemektedir. Bu yüzden ölçümler uzun köşegen üzerinden yapılır (88).

Knoop sertlik numarası; Newton olarak ifade edilen yükün, mm<sup>2</sup> olarak ifade edilen iz alanına bölümü olarak,  $KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / \text{uzun köşegeni}$  2 formülü olarak ifade edilir (96). Materyal ne kadar sert ise, Knoop sertlik numarası o kadar büyük olur. Knoop sertlik testlerinde, mine, rezin porselen ve diğer restoratif materyallerin sertlik değerleri değerlendirilebilir (89).

#### **2.3.1.4.Brinell Sertlik Ölçüm Testi**

Bu sertlik ölçümünde, belirli bir yük altında ve belirli bir çaptaki küresel karbit ve ya sert çelik bir bilye tarafından, cilalanmış ve parlatılmış materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel seklin çapı ölçülerek ölçüm yapılır. Bu ölçüm düşük büyütme, mikrometre ölçekli taşınabilir bir mikroskop kullanılarak yapılır. Brinell sertlik numarası, uygulanan kilogram cinsinden yükün, yüzeydeki iz yapan mm<sup>2</sup> cinsinden alana bölünmesiyle elde edilir. Çelik bilyenin oluşturduğu iz ne kadar küçük ise, Brinell sertlik numarası o kadar büyüktür. Dental materyaller için genellikle 1,6 mm çapında bilyeler ve 12,61 kg standart yük kullanılır (87). Diş hekimliğinde, metalik malzemelerin sertliklerinin ölçümünde kullanılır. Fakat; kırılğan ve elastik yapıli materyaller için uygun değildir (89).

#### **2.4.Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü; materyalin özelliklerine veya elde edilme yöntemlerine bağlı olarak yüzey dokusundaki düzensizliklerdir (97). Yapılan restorasyonlarda yüzey düzgünlüğünün sağlanması, ağız sağlığı ve estetik gereksinimler için oldukça önemlidir. Bitirme ve cila işlemlerinin temel amacı; restorasyona iyi bir kontör, okluzyon, embrasür ve düzgün yüzey kazandırmaktır (16). Kompozit rezin restorasyonlarda düzgün bir yüzey elde

edilmesi ile plak retansiyonu azaltılarak, gingival irritasyonların, yüzey renklenmelerinin ve rekkürent çürüklerin önlenebileceği bir çok çalışmada bildirilmiştir (98,99). Pürüzlü yüzeyler kırılmaya eğimli olduklarından, yüzey düzgünlüğünün sağlanması ile kırılma riskinin de azaldığı belirtilmiştir (100).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünde; doldurucu tipinin ve oranının etkili olduğu bilinmektedir (101). Hibrit ve mikrohibrit kompozitlerde kullanılan partiküller nanokompozitlerde kullanılan partiküllere oranla daha büyüktür. Nanokompozitler nanoteknoloji sayesinde daha yüksek doldurucu içermektedirler. Bu sayede yüzeyde daha fazla ve daha küçük partikül bulunmakta ve yüzey pürüzlülüğü değerleri düşmektedir (102). Mitra ve ark. (2003) nanopartiküllerin güçlü kimyasal bileşimi ve partikül büyüklüğü nedeniyle, yüzeydeki kopmaların hibrit kompozitlerde olduğu gibi büyük parçacıkların kopması şeklinde değil, kendi içinde daha küçük parçalara ayrışma şeklinde olduğunu bildirmiştir

#### **2.4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirme işlemlerinde, tarayıcı elektron mikroskobu (SEM), Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi metotlar kullanılmaktadır (103).

##### **2.4.1.1. Profilometreler**

Profilometreler, mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tiptedir. İki metotta da benzer pürüzlülük parametreleri kullanılarak sayısal ölçümler yapılmaktadır (104).

#### **2.4.1.1.1 Mekanik Profilometreler**

Mekanik profilometreler, iki boyutlu ölçüm yaparlar. Belirli bir elmas uç yardımı ile yüzeye temas ederek taranması ile ölçüm yapılır. Sensor X ekseninde boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Çalışılan bölgedeki yüzeyin paralelliği önemlidir (104). Mekanik profilometreler, hem dijital hem de analog sistemlerle değerleri kaydetmektedir (15).  $R_a$ ; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasını belirtir.

$R_{max}$  ; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi belirtir.

$R_z$  ; belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtir.

Yüzey pürüzlülüğü ( $R_a$ ) genellikle aritmetik ortalama olarak ifade edilir (105).

#### **2.4.1.1.2 Optik Profilometreler**

Optik profilometreler, üç boyutlu ölçüm sağlarlar. Yüzey ile mekanik bir temas yoktur ve optik ışınla tarama yapmaktadır (104). Cihazın optik parçaları  $100 \text{ nm}^2$  lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlamaktadır (104). Optik profilometrelerde yüzey topoğrafisi 3 boyutludur ve bu yüzden, yüzeyin doğal karakteri gösterilir (103).

### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastanesi Sert Doku Laboratuvarında yürütüldü. Çalışmamızda iki farklı restoratif materyalin çeşitli içecekler karşısındaki yüzey sertliği ve pürüzlülüklerinde değişimin incelenmesi amaçlandı.

#### 3.1.Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda ışıkla sertleşen bir nanohibrid kompozit restoratif materyali ile yüksek viskoziteli güçlendirilmiş geleneksel cam iyonomer restoratif materyali kullanıldı.( Tablo 2). Tüm restoratif materyaller standart olarak A2 renginde seçildi. Restoratif materyaller farklı özellikteki içeceklerde belirli aralıklarda bekletilerek meydana gelen yüzey değişimleri incelendi. Çalışmamızda kontrol grubu olarak distile su; deney grubu olarak kola, buzlu kola (1/3 su), portakal suyu, Nestea limon ve Nestea şeftali kullanıldı. (Tablo 3)

**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin ticari marka, içerik ve ürün numaraları.

Ürün	Üretici	Renk	Kod no
Fuji IX GP EXTRA Geleneksel cam iyonomer siman	GC Corp,Tokyo,Japan	A2	0904031
KALORE Nanohibrid kompozit	GC Corp,Tokyo,Japan	A2	0911131

**Tablo 3** :Çalışmada kullanılan içeceklerin ticari marka ve pH değerleri.

İçecek	Ticari marka	Üretici firma	pH
Kola	Coca-cola	Coca-cola(Amerika Birleşik Devletleri)	2.533
Portakal suyu	Cappy	Coca-cola(Amerika Birleşik Devletleri)	3.877
Nestea şeftali	Nestea	Nestle(Amerika Birleşik Devletleri)	3.712
Nestea limon	Nestea	Nestle(Amerika Birleşik Devletleri)	3.478
Distile su			6.676
1/3 su+ 2/3 kola (karışım)	Coca-cola	Coca-cola(Amerika Birleşik Devletleri)	2.945

### 3.1.1. KALORE,GC

Kalore, GC geliştirilmiş kompozit teknolojisinin ve nanoteknolojinin kombinasyonu ile üretilen, universal bir restoratif materyal olup görünür ışıkla aktive olan, radyopak, yüksek yoğunluklu polimerize edilmiş doldurucu (HDR) ve DX-511 içeren bir nano hibrit kompozittir. Yapısı itibariyle yüksek cilalanabilme, yüksek aşınma direnci, düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptir. Kalore matriksinin yapısında, UDMA, dimethacrylate co-monomerleri ve DX-511 monomeri bulunmaktadır, Bis-GMA içermemektedir.(Tablo 4). İnorganik doldurucu partiküllerinin ağırlıkça % 60 'ı yaklaşık 400 nm boyutta modifiye stronsiyum camları, 700 nm silanlanmış stronsiyum camları, 700 nm silanlanmış fluoroaluminosilicate camları, nano boyutta silika ve ağırlıkça % 20 100 nm boyutunda lanthanoid floriden oluşmaktadır. Fotopolimerizasyon başlatıcısı olarak komforokinon ve amin kullanılmıştır. 26 farklı renk seçeneğine

sahiptir. Çalışmada A2 renğinde Kalore Kompozit materyali kullanıldı (Resim 1) (106).

**Tablo 4:** Kalore (GC, Corp) ‘nin monomer yapısı, doldurucu ve partikül büyüklüğü.

Monomer yapısı	Doldurucu ve Partikül Büyüklüğü
UDMA	Fluoroaluminosilicate camları (silanlanmış) 700 nm
Dimethacrylate	Stronsiyum camları (silanlanmış) 700 nm
DX-511	Polimerize edilmiş doldurucular 17 nm
	Silikon dioksit (silanlanmış) 16 nm





**Resim 1:** Çalışmamızda kullanılan A2 rengindeki kompozit materyali.

### 3.1.2. FUJI IX GP EXTRA, GC

Fuji IX GP Extra, packable self curing bir restoratif cam iyonomer simandır. Fuji IX GP Extra güçlendirilmiş yüksek viskoziteli bir cam iyonomer materyali olup, yapısındaki bioaktif materyaller ile diş dokusunu korumaktadır. Mükemmel uygulanabilirlik ve yüksek fiziksel özelliklere sahiptir. Yapısında yeni jenerasyon cam doldurucuları içermektedir. Smart Glass adı verilen bu cam partikülleri cam iyonomer simana yüksek translüenslik, yüksek florid salınımı, hızlı sertleşme ve reaksiyon zamanı sağlamaktadır. Karıştırma süresi 10 saniyedir. Çalışma süresi 1 dakika 15 saniyedir. Likit kısmın yapısı; % 30-40 poliakrilik asit, % 5-15 patentli içeriklerden oluşmaktadır. Toz kısmının yapısı ise; % 5-10 poliakrilik asit, % 90-100 aluminosilikat camlarından oluşmaktadır. 8 farklı renk seçeneğine sahiptir. Çalışmada A2 rengindeki FUJİ IX GP EXTRA materyali kullanılmıştır. ( Resim 2) (106).



**Resim 2** :Çalışmamızda kullanılan A2 rengindeki geleneksel cam iyonomer materyali.

### **3.2. Kullanılan İçecekler**

#### **3.2.1. Coca Cola, Coca-Cola Company**

İçeriğinde; su, şeker (sakkaroz/glikoz şurubu), karbondioksit, renklendirici (karamel), asitliği düzenleyici (fosforik asit), Coca-Cola özütü ve kafein bulunmaktadır. (Resim 3).

#### **3.2.2.Nestea Ice Tea Şeftali Aromalı İçecek, Coca-Cola Company**

İçeriğinde, su, şeker (sakkaroz/glikoz şurubu), asit düzenleyiciler (sitrik asit ve sodyum sitrat), çay özütleri, doğal ve doğala özdeş şeftali aromaları, şeftali suyu konsantresi bulunmaktadır. (Resim 3).

### 3.2.3. Nestea Ice Tea Limon Aromalı İçecek, Coca-Cola Company

İçeriğinde, su, şeker (sakkaroz/glikoz şurubu), asit düzenleyiciler (sitrik asit ve sodyum sitrat), çay özütleri, doğal çay ve doğala özdeş limon aromaları, antioksidan (askorbik asit), limon suyu konsantresi bulunmaktadır.(Resim 3).

### 3.2.4. %100 Portakal Suyu, Cappy, Cola Cola Company

İçeriğinde, konsantreden üretilmiş portakal parçacıklı portakal suyu (%100), su, aromalar bulunmaktadır. (Resim 3).



**Resim 3:** Çalışmada kullanılan içecekler.

### 3.3.Kullanılan Cihazlar

Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici bilgileri Tablo 5’de gösterilmektedir.

**Tablo 5:** Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici bilgileri.

<i>Cihaz</i>	<i>Marka ve modeli</i>	<i>Üretici firma</i>
Yüzey profilometresi	Mahr Perthometer M1/M1, PRN-10	Mahr GmbH, Göttingen, Germany
Buehler	BUEHLER, USA	BUEHLER, USA
Etüv	Memmert UM400	Memmert GmbH, Schwabach, Germany
Halojen Işık Cihazı	Optilux 501	Kerr Switzerland
pH metre	Seven Multi Metter Toledo GmbH 8603	Schwerzenbach,Switzerland

### 3.4. Örneklerin Hazırlanması

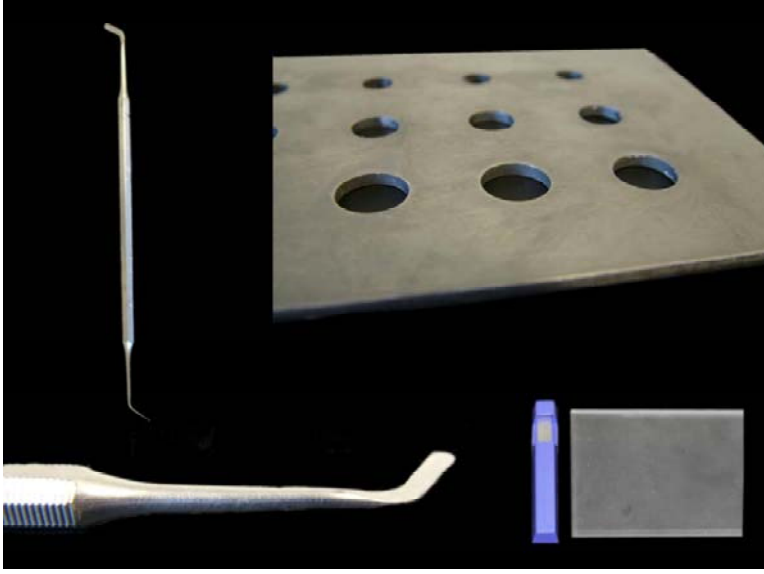
Çalışmamızda iki farklı restoratif materyal (GC Kalore ve GC FUJI GP EXTRA ) beş farklı içecek kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan iki farklı restoratif materyalden 5 mm çapında 2 mm kalınlığında diskler hazırlamak için paslanmaz çelik kalıp kullanıldı.(Resim 4). Işıkla polimerize olan kompozit örneklerinin hazırlama prosedüründe, öncelikle paslanmaz çelik kalıpların iki yüzeyine cam ve şeffaf bant yerleştirildi.(Resim 4). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda kompozit rezin materyali ağız spatülü kullanılarak kalıp

içerisindeki yuvaya taşındıktan sonra hava kabarcığı oluşmayacak şekilde fulvar ile sıkıştırılarak taşan fazlalıklar alındı. Üretici firmanın önerdiği sürede Optilux 501 halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.(Resim 5). Örneklerin hazırlanmasında 2 mm kalınlığındaki paslanmaz çelik kalıp, ağız spatülü, şeffaf bant ve siman camı kullanıldı.(Resim 4).

Işık ucu kompozit örneklerin üst yüzeyine dik gelecek şekilde yerleştirildi ve 20 sn süre ile ışık uygulandı. Tüm örneklere standart mesafeden polimerizasyon uygulamak için kullanılan ışık kaynağının ucu şeffaf bant yüzeyine temas edecek şekilde tutuldu. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra ardından şeffaf bantlar uzaklaştırıldı. Örneklerin üst yüzeylerine 300.000 rpm sabit hızındaki döner alete takılan ekstra ince sarı bantlı alev uçlu elmas bitirme frezi ile su soğutması altında çentik oluşturuldu ve yüzey sertliği ölçümü yapılacak yüzey işaretlendi.

Kapsül formunda kullanılan geleneksel cam iyonomer restoratif materyali Fuji IX aynı şekilde üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulandı. Aktive edilmiş kapsül otomatik karıştırıcıda 10 sn süre ile karıştırıldı. Karıştırma işlemi yapılan cam iyonomer restoratif materyali, 5mm çapında ve 2mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıba tabanca yardımı ile uygulandı. Kalıbın alt yüzeyine siman camı ve şeffaf bant, üst yüzeyine şeffaf bant ve siman camı yerleştirilerek restoratif materyalin sertleşmesi için bekletildi. Hazırlanan cam iyonomer örneklerinin üst yüzeylerinde 300.000 rpm sabit hızındaki döner alete takılan ekstra ince sarı bantlı alev uçlu elmas bitirme frezi ile su soğutması altında (Acurata ) çentik oluşturuldu ve yüzey sertliği ölçümü yapılacak yüzey işaretlendi.

Her iki restoratif materyalden ( Fuji GP Extra , Kalore) 60 örnek olmak üzere toplam 120 örnek hazırlandı. (Resim 6).



**Resim 4:**Örneklerin hazırlanmasında kullanılan 2 mm kalınlığındaki paslanmaz çelik kalıplar, ağız spatülü, şeffaf bant ve siman camı.



**Resim 5:** Polimerizasyonda kullanılan ışık aleti; Optikux 501 (Kerr,Switzerland).



**Resim 6:** Fuji IX GP Extra ve Kalore materyalinden hazırlanan örnekler.

Grupların oluşturulmasından sonra hazırlanan örnekler ilk ölçümleri yapılmadan önce distile su içerisinde ağzı kapalı 10 ml 'lik plastik tüplerde 24 saat 37 °C etüv içerisinde bekletildi. (Resim 7).



**Resim 7:** Örneklerin saklandığı plastik tüp.

Gruplara ayrılan restoratif materyaller, içeceklerde bekletilmeden önce standart bir yüzey oluşturmak amacı ile her iki yüzeylerinden 1200 gritlik SiC ile su soğutması altında, polisaj cihazı (Phoenix Beta Grinder/ Polisher, Buehler, Germany) kullanılarak cilalandı. (Resim 8).





**Resim 8:**Çalışmada kullanılan polisaj cihazı (Phoenix Beta Grinder/ Polisher, Buehler, Germany)

### **3.5.Grupların Hazırlanması**

Kompozit ve geleneksel cam iyonomer materyalinden hazırlanan örnekler iki gruba ayrıldı. (Tablo 6).

Kompozit grupları K1, K2, K3, K4, K5 ve KK (kontrol ) olmak üzere alt gruplarına ayrıldı.

K1 grubundaki kompozit örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml kolada 4'er saat boyunca bekletildi.

K2 grubundaki kompozit örnekleri 1. ,2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 3 ml su ve 6 ml koladan oluşan karışımda 4'er saat boyunca bekletildi.

K3 grubundaki kompozit örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml Nestea Şeftali içeceğinde 4'er saat boyunca bekletildi.

K4 grubundaki kompozit örnekleri 1. ,2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml Nestea Limon içeceğinde 4 'er saat boyunca bekletildi.

K5 grubundaki kompozit örnekleri 1. ,2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml portakal suyunda 4 'er saat boyunca bekletildi.

KK kontrol grubundaki kompozit örnekleri çalışma süresince distile suda bekletildi.

Geleneksel cam iyonomer grubu örnekleri ise; C1, C2, C3, C4, C5 ve CK olarak alt gruplarına ayrıldı.

C1 grubundaki cam iyonomer örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde 9 ml kolada 4'er saat boyunca bekletildi.

C2 grubundaki cam iyonomer örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 3ml su ve 6 ml koladan oluşan karışımda 4 'er saat boyunca bekletildi.

C3 grubundaki cam iyonomer örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml Nestea Şeftali içeceğinde 4 'er saat boyunca bekletildi.

C4 grubundaki cam iyonomer örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml Nestea Limon içeceğinde 4'er saat boyunca bekletildi.

C5 grubundaki cam iyonomer örnekleri 1. , 2. ve 3. gün plastik tüpler içerisinde, 9 ml portakal suyunda 4' er saat boyunca bekletildi.

CK kontrol grubundaki cam iyonomer örnekleri çalışma süresi boyunca distile suda bekletildi.

Çalışma boyunca, tüplerin hava ile teması kesilecek şekilde ağızları kapalı tutuldu ve içecekler günlük olarak kullanıldı.

**Tablo 6:** Çalışmada kullanılan kompozit ve cam iyonomer materyallerinin alt grupları.

<i>Kompozit Örnek Grupları</i>	<i>Cam İyonomer Örnek Grupları</i>
<b>K1: KOLA</b>	<b>C1: KOLA</b>
<b>K2: 1/3 SU+ KOLA</b>	<b>C2: 1/3 SU+ KOLA</b>
<b>K3: NESTEA ŞEFTALİ</b>	<b>C3: NESTEA ŞEFTALİ</b>
<b>K4: NESTEA LİMON</b>	<b>C4: NESTEA LİMON</b>
<b>K5: PORTAKAL SUYU</b>	<b>C5: PORTAKAL SUYU</b>
<b>KK: DİSTİLE SU( KONTROL)</b>	<b>CK: DİSTİLE SU( KONTROL)</b>

Gruplara ayrılan kompozit ve cam iyonomer restoratif materyallerinden hazırlanan örnekler 3 gün, günde 4 saat boyunca 9 ml asitli içeceklerde bekletildi. Bu süreç; restoratif materyallerin 1 sene süresince günde 2 dakika asitli içeceklere maruz kalma süresine denk gelmektedir (107,108).

Örnekler 1 2. ve 3. gün asitli içeceklerde 4 saat bekletildikten sonra musluk suyunda yıkanarak kurutulup tekrar distile suda bekletildi. Bu işlem 3 gün boyunca aynı saat itibariyle tekrarlandı. Çalışma boyunca örnekler 37 C° de etüvde bekletildi. (Resim 9). Örnekler, asitli içeceklerde bekletildikten sonra ölçümler tekrarlandı.



**Resim 9:** Çalışma süresince örneklerin bekletildiği etüv.

Ölçümlerin öncesinde içeceklerin pH değerleri, pH metre cihazı (Seven Multi Metter Toledo GmbH 8603) ile ölçüldü. (Resim 10).



**Resim 10** : Çalışmada kullanılan pH metre cihazı (Seven Multi Metter Toledo GmbH 8603).

### **3.6. Ölçümlerin Yapılması**

#### **3.6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü**

Çalışmadaki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri örneklere içecekler uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra yapıldı. Hazırlanan örnekler distile su ile yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu. Örneklerin işaret konulmamış yüzeylerinden ilk yüzey pürüzlülük ölçümleri Profilometre cihazı (Perthometer M1, Mahr, Almanya) kullanılarak ölçüldü. (Resim 11). İncelenen örnek yüzeyi üzerinde kaydedici bir uç, belirli bir hızda 7 sn içerisinde belirli bir gidiş mesafesinde gezerek yüzeydeki pürüzlülükleri  $\mu\text{m}$  cinsinden kaydederek, her örneğin merkezinde olacak şekilde ölçüm yapıldı. Her yüzeyden değişik alanlarda 4 ölçüm yapıldı, her bir örnek için 4 pürüzlülük ölçümünün ortalaması

alındı. Ayrıca ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazının kalibrasyonu kalibrasyon plakası ile yapıldı.

Hazırlanan örnekler üzerine ipekler uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülük ölçümleri, örneklerin aynı yüzeylerinde aynı şekilde tekrarlandı ve elde edilen değerler kaydedildi.



**Resim 11:** Örneklerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için kullanılan yüzey profilometresi.

### 3.6.2. Yüzey Sertliği Ölçümü

Hazırlanan örneklerin çentik oluşturulmuş yüzeylerinden yüzey sertlik ölçümleri Vickers mikrosertlik cihazı (Buehler) ile yapıldı. (Resim 12). Her örneğin üst yüzeyinde 100 gramlık yük 15 sn uygulanarak / 0.1 mikronluk çentik cihazda ölçülerek, değerleri Vickers sertlik biriminden kaydedildi. Her yüzeyden değişik alanlardan 5 ölçüm yapıldı. Her bir örnek için 5 sertlik ölçümünün ortalaması alındı. Yüzey sertlik ölçümleri hazırlanan örneklerin içeceklere uygulanmasından sonra tekrarlandı. Elde edilen değerler istatistiksel olarak değerlendirildi.



**Resim 12:**Çalışmada kullanılan Buehler Vickers sertlik ölçüm cihazı.

### 3.7. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken, parametreler normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında, Oneway Anova testi ve farklılık çıkan grubun tespitinde ise Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında, Student t testi; parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında da paired sample t testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirildi.

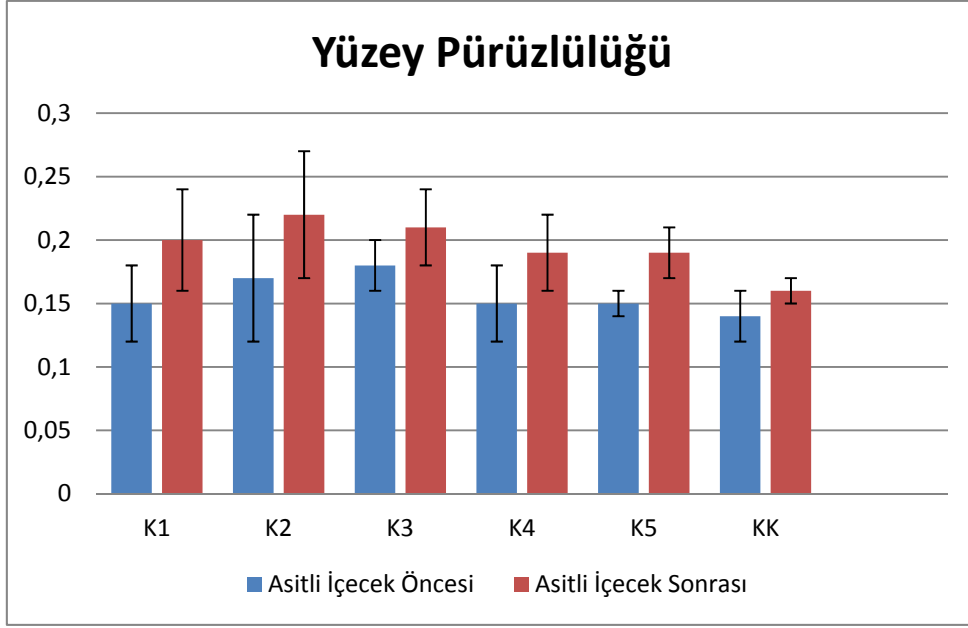


## 4. BULGULAR

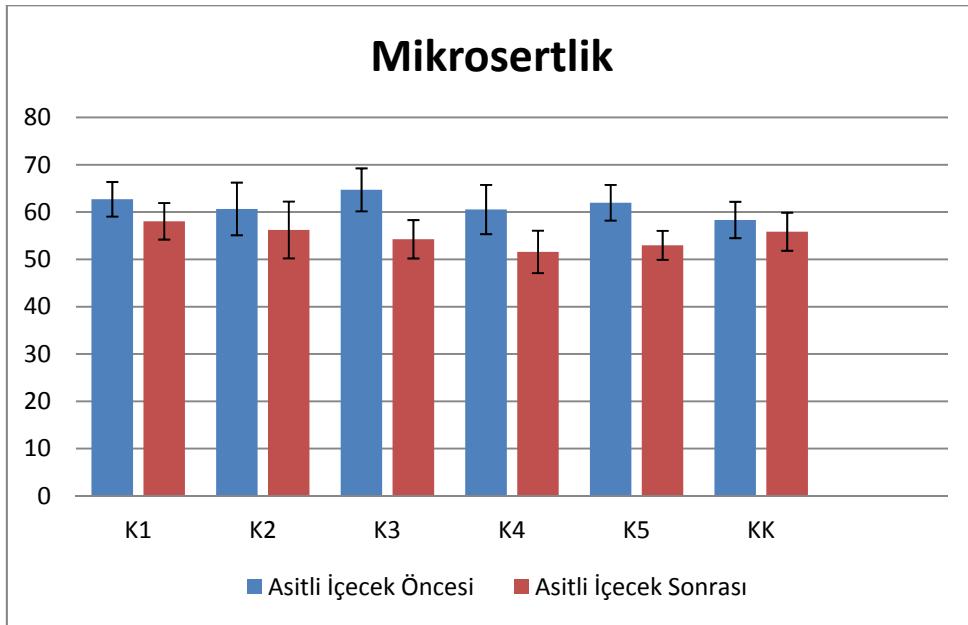
Çalışmamızda, bir nanofil kompozit rezinden ve bir geleneksel cam iyonomer simandan elde edilen örneklerin başlangıç mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri belirlendi. Farklı asidik karaktere ve pH 'ya sahip içeceklerde (kola, su ile seyreltilmiş kola, Nestea Şeftali, Nestea Limon ve portakal suyu) belirli sürelerde bekletilmelerinin ardından görülen ortalama mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları gösterilmiştir. ( Tablo 7), (Tablo 8), (Grafik 1), (Grafik 2), (Grafik 3), (Grafik 4).

**Tablo 7:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları.

Gruplar	Yüzey Pürüzlülüğü		Mikrosertlik	
	Asitli İçecek Öncesi	Asitli İçecek Sonrası	Asitli İçecek Öncesi	Asitli İçecek Sonrası
	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>
K1: KOLA	0,15±0,03	0,20±0,04	62,71±3,67	58,06±3,87
K2: 1/3 SU+ KOLA	0,17±0,05	0,22±0,05	60,67±5,57	56,22±6,01
K3: NESTEA ŞEFTALİ	0,18±0,02	0,21±0,03	64,71±4,54	54,26±4,06
K4: NESTEA LİMON	0,15±0,03	0,19±0,03	60,55±5,20	51,59±4,48
K5: PORTAKAL SUYU	0,15±0,01	0,19±0,02	61,98±3,77	52,97±3,06
KK: DİSTİLE SU( KONTROL)	0,14±0,02	0,16±0,01	58,33±384	55,85±4,03



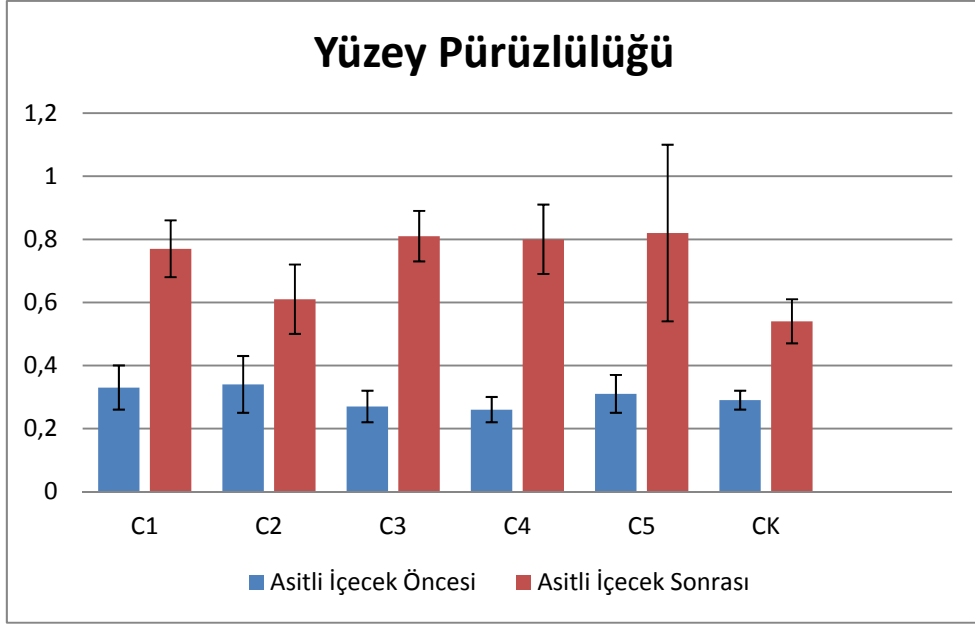
**Grafik 1:** Kontrol grubu ve deney grubu kompozit örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları.



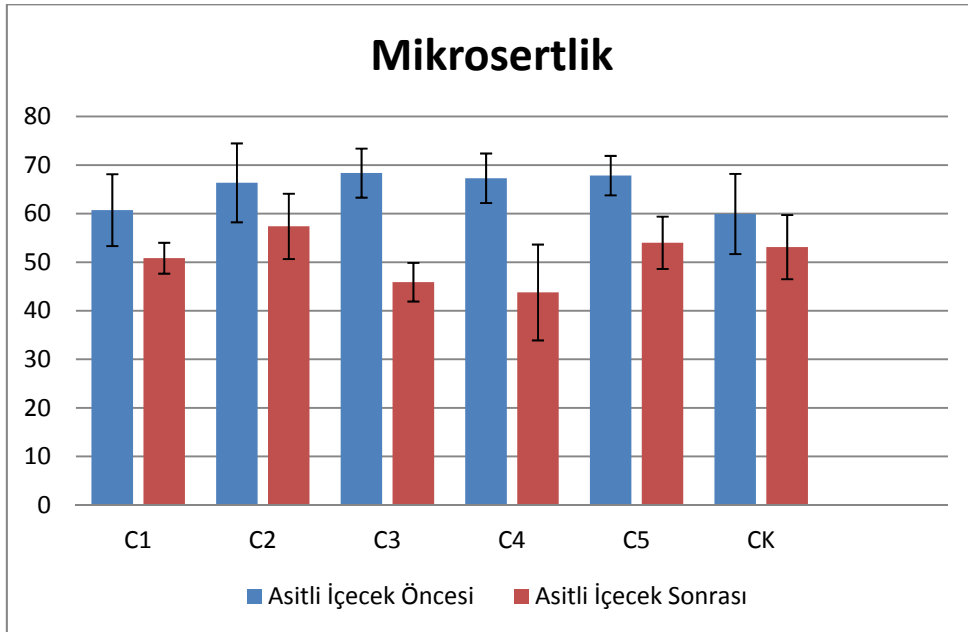
**Grafik 2:** Kontrol grubu ve deney grubu kompozit örneklerinin ortalamaları mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları.

**Tablo 8:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değeri ve standart sapmaları.

Gruplar	Yüzey Pürüzlülüğü		Mikrosertlik	
	Asitli İçecek ncesi	Asitli İçecek Sonrası	Asitli İçecek ncesi	Asitli İçecek Sonrası
	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>	<i>Ort±SS</i>
C1: KOLA	0,33±0,07	0,77±0,09	60,73±7,40	50,83±3,18
C2: 1/3 SU+ KOLA	0,34±0,09	0,61±0,11	66,35±8,13	57,39±6,72
C3: NESTEA ŞEFTALİ	0,27±0,05	0,81±0,08	68,36±5,05	45,89±3,98
C4: NESTEA LİMON	0,26±0,04	0,80±0,11	67,30±5,10	43,78±9,87
C5: PORTAKAL SUYU	0,31±0,06	0,82±0,28	67,84±4,06	54,01±5,39
CK: DİSTİLE SU( KONTROL)	0,29±0,03	0,54±0,007	59,94±8,26	53,12±6,61



**Grafik 3:** Kontrol grubu ve deney grubu cam iyonomer örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları .



**Grafik 4:** Kontrol grubu ve deney grubu cam iyonomer örneklerinin ortalama mikrosertlik değerleri ve standart sapmaları

#### 4.1.Kompozit Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması

Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değer farkları Tablo 9 ' da gösterilmiştir.

**Tablo 9:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değer farkları.

Kompozit	Yüzey Pürüzlülüğü Farkı	Mikrosertlik Farkı
	Ort±SS	Ort±SS
K1	0,05±0,03	4,65±3,50
K2	0,05±0,02	4,45±4,10
K3	0,03±0,02	10,44±4,23
K4	0,04±0,02	8,96±5,67
K5	0,04±0,01	9,00±3,13
KK	0,02±0,01	2,48±1,91

<sup>+</sup> Oneway ANOVA Test

<sup>++</sup> Paired Sample t test

\*  $p<0.05$

\*\*  $p<0.01$

Bu farklara göre, kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri değerlendirildiğinde, K1 grubu ( örneklerin kolada bekletildiği grup) , K2 (örneklerin su ile seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), K3 ( örneklerin Nestea Şeftali içeceğinde bekletildiği grup), K4 (örneklerin Nestea Limon içeceğinde bekletildiği grup) ve K5 (örneklerin portakal

suyunda bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece KK ( kontrol grubu) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. (Tablo 10).

K2 grubu (örneklerin su ile seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), K3 ( örneklerin Nestea Şeftali içeceğinde bekletildiği grup), K4 (örneklerin Nestea Limon içeceğinde bekletildiği grup) ve K5 (örneklerin portakal suyunda bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece KK ( kontrol grubu ) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. (Tablo 10).

K3 grubunun ( örneklerin Nestea Şeftali içeceğinde bekletildiği grup), K4 (örneklerin Nestea Limon içeceğinde bekletildiği grup), K5 (örneklerin portakal suyunda bekletildiği grup) ve KK ( kontrol) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Tablo 10).

K4 grubunun (örneklerin Nestea Limon içeceğinde bekletildiği grup), K5 (örneklerin portakal suyunda bekletildiği grup) ve KK ( kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Tablo 10).

K5 grubunun (örneklerin portakal suyunda bekletildiği grup), KK ( kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Tablo 10).

**Tablo 10:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey przllg ve mikrosertlik farkının post hoc Tukey HSD test sonuçları.

Kompozit	Yüzey Przllg	Mikrosertlik
	p	p
K1- K2	1,000	1,000
K1-K3	0,780	0,026*
K1-K4	0,954	0,196
K1-K5	0,884	0,186
K1-KK	0,042*	0,878
K2-K3	0,615	0,019*
K2-K4	0,866	0,155
K2-K5	0,750	0,147
K2-KK	0,020*	0,920
K3-K4	0,999	0,979
K3-K5	1,000	0,982
K3-KK	0,636	0,001**
K4-K5	1,000	1,000
K4-KK	0,356	0,008**
K5-KK	0,495	0,032*

\*  $p < 0.05$

\*\*  $p < 0.01$

## **4.2.Kompozit Gruplarının Mikrosertliği İle İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması**

Asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası kompozit gruplarının ortalama mikrosertlik değerleri değerlendirildiğinde, K1 grubu (rneklelerin kolada bekletildiği grup), K2 (rneklelerin su ile seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), K4 (rneklelerin Nestea Limon ieeğinde bekletildiği grup), K5 (rneklelerin portakal suyunda bekletildiği grup) ve KK (kontrol) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece K3 (rneklelerin Nestea şeftali ieeğinde bekletildiği grup) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 10)

K2 grubu (rneklelerin seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), K4 (rneklelerin Nestea Limon ieeğinde bekletildiği grup), K5 (rneklelerin portakal suyunda bekletildiği grup) ve KK (kontrol) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece K3 (rneklelerin Nestea şeftali ieeğinde bekletildiği grup) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. (Tablo10).

K3 grubu (rneklelerin Nestea şeftali ieeğinde bekletildiği grup), K4 (rneklelerin Nestea Limon ieeğinde bekletildiği grup) ve K5 (rneklelerin portakal suyunda bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece KK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur. (Tablo 10).

K4 grubu (rneklelerin Nestea Limon ieeğinde bekletildiği grup), K5 (rneklelerin portakal suyunda bekletilen grup) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; KK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur. (Tablo 10).

K5 grubunun (rneklelerin portakal suyunda bekletildiği grup), KK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.(Tablo 10)



### 4.3.Cam iyonomer Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması

Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik farkları Tablo 11 ' de gösterilmiştir.

**Tablo 11:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası pürüzlülük ve sertlik farklarının değerlendirilmesi

Cam İyonomer	Yüzey Pürüzlülüğü Farkı	Mikrosertlik Farkı
	Ort±SS	Ort±SS
C1	0,43±0,10	10,53±5,42
C2	0,28±0,06	8,96±3,96
C3	0,55±0,08	22,55±6,99
C4	0,54±0,10	23,51±6,73
C5	0,52±0,2	13,34±3,55
CK	0,24±0,06	6,81±2,79

<sup>+</sup> Oneway ANOVA Test

<sup>++</sup> Paired Sample t test

\*  $p < 0.05$

\*\*  $p < 0.01$

Bu farklara göre, cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri değerlendirildiğinde; C2 grubu (rneklerin su ile seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), C5 (rneklerin portakal suyunda bekletildiği grup), C1 (rneklerin kolada bekletildiği grup), C4 (rneklerin Nestea Limon ieeğinde bekletildiği grup) ve CK (kontrol) grupları ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece C3 (rneklerin Nestea şeftali ieeğinde bekletildiği grup) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 12).

C5 grubu (örneklerin portakal suyunda bekletildiği grup), C1 (örneklerin kolada bekletildiği grup), C3 (örneklerin Nestea Şeftali ieinde bekletildiği grup) ve C4 (örneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; sadece CK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 12).

C1 grubu (örneklerin kolada bekletildiği grup), C3 (örneklerin Nestea Şeftali ieinde bekletildiği grup), C4 (örneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) ve CK (kontrol) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 12).

C3 grubu (örneklerin Nestea Şeftali ieinde bekletildiği grup), C4 (örneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; CK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 12).

C4 grubunun (örneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup), CK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.(Tablo 12).

**Tablo 12:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerleri farkının post hoc Tukey HSD test sonuçları.

Cam İyonomer	Yüzey Pürüzlülük	Sertlik
	p	p
C2-C5	0,120	0,439
C2-C1	0,570	0,987
C2-C3	0,049*	0,001**
C2-C4	0,061	0,001**
C2-CK	1,000	0,935
C5-C1	0,970	0,868
C5-C3	1,000	0,005**
C5-C4	1,000	0,001**
C5-CK	0,048*	0,079
C1-C3	0,860	0,001**
C1-C4	0,894	0,001**
C1-CK	0,346	0,648
C3-C4	1,000	0,998
C3-CK	0,019*	0,001**
C4-CK	0,023*	0,001**

\*  $p < 0.05$

\*\*  $p < 0.01$

#### **4.4.Cam iyonomer Gruplarının Mikrosertliği ile İlgili Bulguların İstatistiksel Karşılaştırılması**

Asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası cam iyonomer gruplarının ortalama mikrosertlik değerleri değerlendirildiğinde; C2 grubu (rneklerin su ile seyreltilmiş kolada bekletildiği grup), C5 (rneklerin portakal suyunda bekletildiği grup), C1 (rneklerin kolada bekletildiği grup) ve CK (kontrol ) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; C3 (rneklerin Nestea şeftali İeinde bekletildiği grup) ve C4 ( rneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur.( Tablo 12).

C5 grubu (rneklerin portakal suyunda bekletildiği grup), C1 (rneklerin kolada bekletildiği grup) ve CK (kontrol) grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermezken; C3 (rneklerin Nestea şeftali İeinde bekletildiği grup) ve C4 ( rneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur.( Tablo 12).

C1 grubu (rneklerin kolada bekletildiği grup), CK (kontrol) grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; C3 (rneklerin Nestea şeftali İeinde bekletildiği grup) ve C4 (rneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grupları ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur.( Tablo 12).

C3 grubu (rneklerin Nestea şeftali İeinde bekletildiği grup), C4 ( rneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup) grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken; CK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur.( Tablo 12).

C4 grubunun (rneklerin Nestea Limon ieinde bekletildiği grup), CK (kontrol) grubu ile arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulunmuştur.(Tablo 12).

#### **4.5.Kompozit ve Cam İyonomer Örneklerinin Asitli İçeceklere Bağlı Olarak Gösterdiği Değişim Farkının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması**

Asitli içeceklerin, cam iyonomer ve kompozit örneklerinin yüzey pürüzlülüğü etkilerine baktığımızda; tüm asitli içecekler ve distile su cam iyonomer örneklerinin yüzeylerinde, kompozit yüzeylerine göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü meydana getirmiştir. (Tablo 13).

Asitli içeceklerin, cam iyonomer ve kompozit örneklerinin mikrosertliği üzerine etkilerine baktığımızda ise; Nester Şeftali içeceği, Nester Limon içeceği ve distile su, cam iyonomer örneklerinin mikrosertlik değerlerini, kompozit örneklerine göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı azaltırken; kola, su ile seyreltilmiş kola ve portakal suyu cam iyonomer örneklerinin mikrosertlik değerlerini, kompozit örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmışlardır. (Tablo 13).

**Tablo 13:** Kompozit ve cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

		Yüzey Pürüzlülüğü Farkı	Mikrosertlik Farkı
		Ort±SS	Ort±SS
KOLA	K1	0,05±0,03	4,65±3,50
	C1	0,43±0,10	10,53±5,42
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,013*</b>
1/3 SU+ 2/3 KOLA KARIŞIMI	K2	0,05±0,02	4,45±4,10
	C2	0,28±0,06	8,96±3,96
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,041*</b>
NESTEA ŞEFTALİ	K3	0,04±0,02	10,45±4,23
	C3	0,55±0,08	22,55±6,99
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,001**</b>
NESTEA LİMON	K4	0,04±0,02	8,96±5,67
	C4	0,54±0,10	23,51±6,73
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,001**</b>
PORTAKAL SUYU	K5	0,04±0,01	9,00 ±3,13
	C5	0,51±0,28	13,34±3,54
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,011*</b>
KONTROL DİSTİLE SU	KK	0,02±0,01	2,48±1,91
	CK	0,24±0,06	6,81±2,79
	<sup>+</sup> <i>p</i>	<b>0,001**</b>	<b>0,001**</b>

## 5.TARTIŞMA

Çalışmamızda asitli içeceklerin restoratif materyallerden son dönemde en çok kullanılan iki türü üzerine etkileri incelenmiştir. Çünkü; Toplum tarafından tam olarak bilinmeyen, diş yüzeyinde önemli bir harabiyetle sonuçlanan dental erozyonun; meyve suyu, enerji içecekleri ve kolalı içecekler gibi asidik potansiyele sahip yiyecek ve içeceklerle olan ilişkisi, birçok çalışmada belirtilmiştir ve bu içeceklerin restoratif materyaller üzerine etkileri de ağız ortam açısından büyük önem taşır (21,109,110,111,112).

Asitli yiyecek ve içeceklerin kullanılan restoratif materyallere etkisinin incelendiği çalışmalarda restoratif materyallerin yüzey sertliğini farklı oranlarda düşürdüğü tespit edilmiştir. Bu nedenle, bu çalışmada da pH düzeyi düşük içeceklerin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği gibi özelliklerinin araştırılması amaçlanmıştır (20,111).

Erozyona uğramış dişlerin tedavisinde, fazla madde kaybı yaratmadan kompozit rezinler ve cam iyonomer materyalleri kullanarak restorasyon yapılır. Dolayısıyla bu tip ağızlarda kullanılan kompozit ve cam iyonomer materyallerinin özellikleri ön plana çıkar (20).

1970 yıllarda üretilen kompozit rezinler estetik restorasyonlarda ilk tercih edilen materyallerdir. Cam iyonomer simanlar ise 1972 yılında restoratif diş hekimliğinde kullanıma girmiştir. Kompozit rezinler, mükemmel estetik özellikleri, diş yapılarına iyi bağlanmaları, dayanıklılıkları, fiziksel ve mekanik özellikleri açısından yaygın olarak kullanılırlar (113). Geliştirilmiş özellikleri nedeniyle hem ön grup hem de arka grup dişlerde kullanımları giderek artmaktadır (114). Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, yeme içme esnasında aralıklı olarak kimyasal ajanlara maruz kalmaktadır (115).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin oral kavite içinde dayanırlıklarını uzun dönem korumaları gereklidir. Oral şartlarda, restoratif materyaller, aralıklı ve sürekli olarak dental restoratiflerin ömrünü etkilediği ve bozduğu kabul edilen gıdalar, içeceklerde bulunan kimyasal ajanlar, pH ve sıcaklık değişimleri gibi kompleks bir çevre ile temas halindedir (116,117). Dental restoratif materyaller ağız ortamında diyetle birlikte alınan yiyeceklerdeki ve içeceklerdeki bir çok maddeye maruz kalırlar. Bu etkilere başarılı şekilde karşı koyabilmeleri için restoratif materyallerin yeterli sertliğe sahip olmaları gerekmektedir. Yapılan çalışmalar hem cam iyonomerlerin hem de rezin kompozitlerin çeşitli içecekler karşısında dirençsiz olduğunu göstermiştir (118,119,120,121,122).

Çalışmamızda, diş hekimliğinde kullanılan farklı tipteki iki restoratif materyalin yüzey özelliklerinin, farklı pH değerlerine sahip içeceklerden etkilenip etkilenmediği değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda direkt restorasyonlarda yaygın olarak tercih edilen restoratif materyallerden bir kompozit rezin ve bir geleneksel cam iyonomer siman kullanılmıştır. Başlangıç mikrosertlik ve pürüzlülük değerleri ölçülerek, bu materyallerin yüzey özellikleri pürüzlülük ve mikrosertlik değerleri ölçülerek değerlendirilmiştir. Bu alanda yapılan çalışmalarda bu iki yöntem öncelikli kullanılmıştır (111).

Nanofil kompozitlerden 1990 yılında bahsedilmesiyle birlikte pek çok direkt kompozit materyalleri üretilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız kompozit materyali, 2007 yılında GC firması tarafından piyasaya sunulmuştur. Nanohibrit bir kompozit olan KALORE, yüksek yoğunluklu radyopak polimerize olmuş doldurucu ve DX-511 monomeri içeren yapıya sahiptir. Yapısında 400 nm boyutunda modifiye stronsiyum camları ve 17 nm boyutunda HDR doldurucu partikülleri içermektedir. Yeni DuPont esaslı DX-511 monomeri içermektedir. Urethane dimethacrylate kimyasına dayanarak kombine edilmiş yapısı ile yüksek düzeyde fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (123). Kalore, hem



restoratif diş hekimliğinde kullanılan yeni bir materyal olması nedeniyle, hem de Bis-GMA içermeyen monomer yapısından dolayı çalışmamıza dahil edilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız FUJI IX GP EXTRA ise, yüksek yoğunluklu ‘‘auto-cure’’ bir cam iyonmer materyalidir. Yapısındaki, cam partiküllerinin yüzeyindeki fazla kalsiyum iyonları kaldırılmış ve partikül büyüklük ve dağılımları geliştirilmiştir. Piyasada yüksek dayanımlı ‘‘auto-cure’’ cam iyonmer materyali adı altında satılmaktadır. Yapılan pek çok çalışmada bu materyalin su ile temas ettiğinde, su emilimine erozyona ve dehidratasyondan kaynaklanan çatlak oluşumlarına karşı dayanıklı olduğu bildirilmiştir (82).

In vitro deneylerin başarılı olabilmesi için kullanılan farklı tipteki materyallerin standardizasyonlarına dikkat edilmesi gerekmektedir(124). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan, cam iyonmer restoratif materyal için kapsül formu tercih edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan KALORE kompozit restoratif materyali ve FUJI IX GP EXTRA cam iyonmer materyali için yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi A2 rengi kullanılmıştır (125, 126).

Restoratif materyallerin yapısal özellikleri restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. Bu nedenle restoratif materyaller , materyalin temel özelliklerine yönelik fiziksel testler ile değerlendirilmektedir(127). Restoratif materyallerin diş hekimliğini en çok ilgilendiren özelliklerden biri, kullanılan materyalin sertlik derecesidir (128,129). Yüzey sertliği, sadece kompozitleri çevreleyen ortamdan etkilenmez. Kullanılan kompozitin kalınlığı da sertlik üzerine etkili olmaktadır. Görünür ışıkla aktive olan kompozit rezinler için önerilen, 2mm ‘lik parçalar halinde yerleştirilerek polimerize edilmesi gerekmektedir. Koyu renkli kompozit rezinler için kalınlıklarının 2 mm’den bile daha az olması gerekir (130). Çalışmalarda, kompozit rezinin kalınlığı arttıkça, sertlik değerinde azalma kaydedilmiştir (131,132). Bu nedenle çalışmamızda; uniform ve maksimum bir polimerizasyon sağlamak için, kompozit rezin örnekleri diğer çalışmalara benzer olarak 2mm kalınlığında hazırlanmıştır (133). Kompozit rezin örneklerinin hazırlanması sırasında hava ile temastan kaynaklanan oksijen

varlığı, rezin polimerizasyonunu bir dereceye kadar inhibe etmektedir (134,135). Restorasyon yüzeyindeki oksijen nedeni ile tamamlanamayan polimerizasyonun, kompozit rezinlerin görünümünü etkileyebileceği bildirilmiştir (134). Düşük sertlik değerlerine sahip bir oksijen inhibisyon tabakasını en aza indirmek ve düzgün bir yüzey oluşturmak için, çalışmamızda ışıkla polimerizasyon öncesi kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine matriks stripler yerleştirilmiştir. Üst yüzeydeki matriks striplerin üzerine, hem rezini kalıp içerisinde tutmak hem de kompoziti aradaki boşluğa yerleştirmek için, yapılan çalışmalara paralel olarak 1mm kalınlığında cam yerleştirilmiştir (136).

Restoratif materyallerin sertliğinin belirlenmesinde, çeşitli metodların kullanabildiği gözlenmektedir (137,138). Yapılan bir çalışmada, Knoop ve Vicker's sertlik değerleri karşılaştırıldığında, her iki ölçüm metodunun birbiriyle pozitif korelasyon gösterdiği belirtilmiştir (88). Ayrıca yapılan pek çok çalışmada Vickers testi en çok kullanılan test yöntemidir (19,139,140, 141). Çalışmamızda diğer çalışmalara uyumlu olarak hazırlanan tüm örneklerin sertlik ölçümlerinin belirlenmesi için Vickers ölçüm metodu kullanılmıştır. Çalışmamızda , mikrosertlik testi, Vickers ucu bulunan bir test cihazı ile yapılmıştır. Mikrosertlik değerleri, baklava şeklinde olması gereken Vickers çentiği elde edildiği zaman okunmuştur.

Bir restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi de yüzey kalitesidir. Yüzey kalitesi, restorasyonun ömrünü uzatırken, pürüzlü yüzeyler, plak birikimine, rekürrent çürüklere ve restorasyonun kaybına neden olur (142). Yüzey pürüzlülüğü; restoratif materyalin yapısı, bitirme ve cilalama işlemleri ile yakından ilişkilidir (143,144).

Restorasyonun estetik görünümü, kullanılan bitim ve cila tekniğindeki kaliteye bağlıdır. Restorasyonun görünümü, cila işleminden sonra meydana gelen ve restorasyondan yansıyan ışığa dayanan yüzey parlaklığından da etkilenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış, yansıyan ışık demetinin

dağılmasına yol açacak ve parlaklığı azaltacaktır. Sonuç olarak pürüzsüz ve parlak bir yüzey, bütün cila işlemleri için amaçlanan bir durumdur (145).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü; yüzey profilometresi yardımıyla Ra ( $\mu\text{m}$  veya  $\mu\text{inch}$ ) ve Rz ( $\mu\text{m}$  veya  $\mu\text{inch}$ ) gibi değerler üzerinden ölçülebilmektedir. Ra (pürüzlülük ortalaması), pürüzlülük profil ordinatlarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Parametreler genellikle, örnekleme uzunluğu üzerinden tanımlanır. Ortalama bir parametre tahmini, bütün bireysel örneklenen uzunlukların parametre tahminlerinin aritmetik ortalamasını alınarak hesaplanır (146).

Yüzey pürüzlülüğü için kullanılan ölçüm aletleri göz önüne alındığında pek çok araştırmada bu çalışmada olduğu gibi yüzeyi, mekanik bir sensör yardımı ile tarayan alet kullanılmıştır. Bu alet ile çalışılırken , örneklerin yüzeyinde çatlak ve olukların varlığı göz önünde bulundurularak farklı açılarla ölçümler yapılmalıdır (105). Çalışmamızda hazırlanan örneklerin yüzeylerinden farklı açılarla 4'er ölçüm yapılarak Ra değeri belirlenmiştir.

Mekanik ve optik sensörler karşılaştırıldığında optik sensörlerin daha yüksek pürüzlülük değeri verdiği belirtilmiştir. Ra değerlerinde iki sensör uyumlu sonuçlar verirken; Rz, Rpm ve Rt ölçümlerinde farklılıklar oluşmaktadır (147). Ra değeri yüzey özelliklerinin belirlenmesinde zayıf bir gösterge olsa da dental materyallerin yüzey topografisinin belirlenmesinde en sık kaydedilen değerdir (16,99,148). Çalışmamızda Ra değeri göz önüne alınarak inceleme yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün klinik önemi, restorasyonun estetik görünümü ile ilişkilidir. Pürüzlülük artışı, restoratif materyalin zaman içerisinde bütünlüğünü kaybetmesine neden olur (147).

Yapılan çalışmalara göre; klinikte yapılan restorasyonlarda, şeffaf bant altında bitirilen yüzey, rezin matriks bakımından zengindir ve ağız içi ortamında kolaylıkla aşınabilmektedir. Restorasyonun yüzeyi cilalanmaz ise; sert, inorganik doldurucu materyal ortaya çıkmakta ve yüzeyde hava kabarcıkları oluşabilmektedir. Oluşan pürüzlülüğü ortadan kaldırmak için cila yapılmalıdır (149,150).

Çalışmamıza uyumlu olarak, mikrosertlik ve pürüzlülük ölçümlerinin yapılması için cilalı ve düz bir yüzey oluşturulması amacı ile bazı araştırmacılar cilalama işeminde 1200 gritlik silikon karbid kullanmışlardır(145,151,152). Çalışmamızda, hazırlanan cam iyonomer ve kompozit rezin örneklerinin alt ve üst yüzeylerine 1200 gritlik silikon karbit ile cila işlemi yapılmıştır.

Çalışmamızda farklı pH değerlerine sahip içecekler kullanılarak, bu içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Meyve suyu ve kolalı içeceklerin tüketiminin, asiditelerinden dolayı erozyona neden olabildiği düşünülmektedir. Erozyon dişlerde çürük ve travmadan sonra tedavi gereksinimi oluşturan, herhangi bir bakteriyel etken olmaksızın kimyasal reaksiyonlar ile dişte oluşan sert doku kaybı olarak tanımlanmaktadır (153). Dental erozyonun gelişiminde diyet özellikle de asitli içeceklerin tüketimi dikkati çekmektedir(19,154). Asitli içeceklerin mine yüzeyinde aşınmaya kadar varan morfolojik değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (155). Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller, yeme içme esnasında dişler temizleninceye kadar aralıklı olarak gıda ve içeceklerdeki kimyasal ajanlara maruz kalmaktadır (156). Genel olarak düşük pH 'ya sahip içeceklerin daha büyük eroziv etkiye sahip olduğu bilinmektedir (24,157). Bu nedenle çalışmamızda, farklı pH değerlerine sahip içecekler kullanılarak, bu içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmamıza benzer olarak, restoratif materyallerin , meyve suyu, enerji içecekleri ve kolalı içecekler gibi asidik potansiyele sahip yiyecek ve içeceklerle ilişkisi birçok çalışmada rapor edilmektedir (21,19,141,158,159,156).

Asidik içecek ve yiyeceklerin restoratif materyaller üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda, çeşitli zaman dilimlerinde bekletme süreleri planlanmıştır. Bazı çalışmalarda 1 saatten başlayarak 15 güne kadar örnekler solüsyonlara tabi tutulurken bazı çalışmalarda ise 3 aydan başlayarak 1 yıla kadar değişen zaman dilimlerinde bekletme süreleri planlanmıştır (19,20,160,161,162). Yapılan bir çalışmada restoratif materyallerin bekletme sürelerinin toplam olarak 24 saat olarak tutulduğu ve bunun 1 yıl boyunca günde 4 dakika içeceğe maruz kalma süresine denk geldiği belirtilmiştir. Bekletilme süresini 3 gün 8 ‘er saat uygulayarak bu periyodun tamamlandığı açıklanmıştır (107) .

Başka bir çalışmaya göre, toplam 24 saatlik solüsyonda bekletme süresinin, restoratif materyallerin 2 sene boyunca günlük 2 dakika solüsyona maruz kalma sürecine denk olduğu belirtilmiştir (108).

Yapılan bu çalışmalara dayanarak, çalışmamızda kullandığımız restoratif materyaller ( Kalore; GC, Fuji IX GP Extra; GC) farklı pH değerlerine sahip asidik içeceklerde, 12 saat süre bekletilmiştir. Bu süreç, yapılan bir çalışmaya benzer şekilde 3 periyoda bölünmüştür (107). Restoratif materyaller asidik içeceklerde günde 4 saat bekletilmiştir. Çalışmamızda belirlediğimiz sürenin, içeceklerin uzun süre ağız içerisinde tutulmasını yansıtabileceği düşünülmekte ve bireylerin her gün bu yiyecek ve içeceklerden 2 dakika tükettikleri kabul edilerek planlama yapılmıştır. Bu süreç, restoratif materyallerin toplam 1 sene boyunca günde 2 dakika içeceğe maruz kalmasına denk geldiği düşünülmektedir. Her döngü için yeni bir solüsyon (9 ml) kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız Kalore materyali, yapısında Bis-GMA içermeyen bir kompozit rezindir. Yapılan bir çalışmaya göre; kompozit resin materyalinin dayanıklılığı, yapısında bulunan doldurucu tipine ve matriks yapısının hidrofilik olmasına bağlanmıştır. Kompozit resinin yapısındaki hidrofobik yapıli Bis-GMA monomerinin varlığı, materyale düşük absorpsiyon özelliği vermektedir. Hidrofobik matriks içeren kompozit rezinler, sıvı ortamlarda bekletildiklerinde hidrofilik matriks içeren kompozit rezinlere kıyasla daha düşük su absorpsiyonu göstermektedir (163,164). Kompozit resinin, matriksinin absorpsiyonu sonucu yapı içerisinde por oluşarak, buralardan organik materyal salınımı görülmektedir. Böylece, kompozit rezinden kütle kaybı görülerek, yapının içerisinde doldurucu partiküller arasındaki bağların hidrolitik yıkımı oluşmaktadır (165, 166). Bu nedenle, çalışmamızda yapısında Bis-GMA monomeri bulunmayan kompozit resin tercih ederek, sıvı ortam içerisinde dayanıklılığını incelemeyi düşünmekteyiz.

Çalışmamızda yapılan pek çok araştırmaya uyumlu olarak farklı pH değerlerine sahip içecekler kullanılmıştır (126,139,140,167). Restoratif materyallere uygulanan bu içeceklerin seçiminde öncelik olarak bireylerin günlük tüketimi ve diyet içeriği göz önünde tutulmuştur. Gün boyunca bireylerin belirli aralıklarda içecekleri tükettikleri düşünülerek, bu değişimler in vitro şartlarda tekrarlanmaya çalışılmıştır.

Çalışmalarda, pH değeri düşük meyve sularının kısa süreli uygulamaları görülürken, bazı çalışmalarda kolalı içecekler ve spor içecekleri kullanılmıştır. (111,126). Çalışmamızda bu araştırmalara dayanarak deney grubu olarak kola, su ile seyreltilmiş kola, portakal suyu, Nestea şeftali içeceği, Nestea Limon içeceği ve kontrol grubu olarak ise distile su kullanılmıştır.

Lee ve ark' nın (1998) yaptıkları araştırmaya dayanarak çalışmamıza, asitli içecek olarak; tüketimi fazla olan, eroziv etkisinin yüksek, düşük pH'ı ve düşük kalsiyum- florid konsantrasyonu nedeniyle kola dahil edilmiştir (168). Ayrıca günümüzde kolanın yaygın kullanımı nedeniyle, pek çok bireyin buz ekleyerek

kolayı tüketmesi sebebiyle çalışmamızda (Grup 2) kola, 1/3 oranında sulandırarak kullanılmıştır. Böylece kolanın seyreltilmesi ile pH değerinin 2.95'e yükseltilmesi sonucu restoratif materyaller üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

J.S.Rees ve ark' nın (2006) yaptıkları araştırmada, portakal suyu düşük pH değeri ve eroziv özelliği nedeniyle dahil edilmiştir ( 169). Günümüzde portakal suyunun içecek formulasyonlarının tüketimi giderek artmaktadır. Bu nedenle çalışmamıza pH değeri 3.87 olan portakal suyu dahil edilmiştir.

Ayrıca, J.Phelan ve J.Rees (2003) yaptıkları araştırmaya paralel olarak, çalışmamızda, içeriğinde çay bulunan içecekler kullanılmıştır(170). Bu içeceklerin yapısında, çayın meyve içecekleriyle birlikte hazırlanmış formulasyonlarında, yüksek oranda sitrik asit bulunmaktadır. Buda; yüksek eroziv potansiyeli olarak bilinmektedir (171).

Çalışmamızda kompozit gruplarının mikrosertlik ölçümlerini incelediğimizde; içeceklerde bekletilmeden önce yapılan mikrosertlik ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu grupların içeceklerde bekletildikten sonra yapılan mikrosertlik ölçüm ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Kompozit grupları incelendiğinde; Nestea Şeftali içeceğinde bekletilen grubun (Grup K3) içecek öncesine göre içecek sonrası sertlik değerlerinde görülen düşüşün ortalama değeri, kolada (Grup K1) ve su ile seyreltilmiş kolada (Grup K2) bekletilen gruplardan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Kola ve seyreltilmiş kola, Nestea şeftali içeceğine kıyasla daha düşük pH değerlerine sahiptirler. Nestea Şeftali içeceği içerdiği meyve asitleri ve çay nedeni ile daha eroziv özelliktedir. Meyve içeren çay içeceklerinin çoğu, yüksek oranda sitrik asit içermektedir. Buda yüksek oranda eroziv potansiyeli olarak bilinmektedir (171). Kola, yapısında fosforik asit içermektedir ve kalsiyum ile şelasyon yapmamasından dolayı cam iyonmer materyaline daha az yıkıcı etkileri vardır

(158). Kompozit rezinler kimyasal olarak asidik içeceklere ve sıvılara maruz kaldıkları zaman yapılarında yumuşama ve doldurucu-rezin arayüzünde sızıntı oluşmaktadır(111). Bu çalışmalara dayanarak, kompozit örneklerinin mikrosertlik değerlerine, Nestea Şeftali içeceğinin kolaya kıyasla daha fazla etki ettiğini görmekteyiz ve meyve asitlerinin fosforik aside kıyasla, kompozit rezinin yapısının degradasyonunda daha etkin olduğunu düşünmekteyiz.

Distile suda bekletilen kontrol grubunda ise içecek öncesine göre içecek sonrası sertlik değerlerinde görülen düşüşün ortalama değeri, Nestea şeftali, Nestea limon ve portakal suyunda bekletilen gruplara kıyasla anlamlı şekilde düşüktür. Çünkü; distile su asit içermemektedir ve eroziv değildir.

Çalışmamıza paralel olarak yapılan bir araştırmada, distile suda bekletilen kompozit örneklerin mikrosertlik değerleri incelendiğinde, kola ve meyve sularına kıyasla, mikrosertlik değerlerinde daha az azalma elde edildiği belirtilmiştir (141). Dental restoratif materyallerin farklı pH'lara sahip içeceklerde bekletilmesi ile yapılan bir çalışmada, materyallerin yüzey sertlik ve pürüzlülük değerleri incelenmiştir. Yapılan bu çalışmada elma suyu, portakal suyu ve kola kullanılmıştır. Portakal suyunun, sitrik asit ve kolanın ise fosforik asit içerdiği belirtilmiştir. Portakal suyu ve elma suyunun, kolaya kıyasla daha agresif yapıda olduğu kaydedilmiştir (19). Yapılan bu çalışmaya paralel olarak çalışmamızda, kolada bekletilen kompozit örneklerinde yüzey pürüzlülük değerlerinde farklılık kaydedilmiştir. Kolanın yapısındaki fosforik asitin restoratif materyalin yüzeyinde pürüzlülüğe neden olduğu kaydedilmiştir. Kompozit örneklerinin sertlik değerlerinde, kolaya kıyasla Nestea şeftali içeceğinin, daha düşük değerlere sebep olduğu kaydedilmiştir. Nestea şeftali içeceği yapısındaki sitrik asit gibi meyve asitlerinin materyalin degradasyonunda daha etkin olduğu düşünülmektedir.



Kolada ve sulandırılmış kola karışımında bekletilen kompozit örneklerinde, asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası sertlik değerlerinde görülen düşüş miktarları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Sulandırılmış kolanın pH değeri 2,95'tir. Kolanın pH değeri 2,53 'tür. Her iki içeceğin pH değeri arasında fark olmasına rağmen, bu içeceklerin içerdikleri asit tipi aynıdır. Dolayısı ile kompozit rezinin mikrosertlik ölçümleri değerlendirilirken, içeceğin pH değerinin yanı sıra asit tipinde önemli etken olduğunu düşünmekteyiz. Her iki çalışma grubumuz (Grup K1-Grup K2) yapısal olarak fosforik asit içermektedir bu nedenle, asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası setlik değerleri arasında fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda kompozit gruplarının pürüzlülük ölçümlerini incelediğimizde; içeceklerde bekletilmeden önce yapılan pürüzlülük ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır. Bu grupların içeceklerde bekletildikten sonra yapılan pürüzlülük ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Distile suda bekletilen kontrol grubunun içecek sonrası pürüzlülük ortalamasında görülen artış, kolada, su ile seyreltilmiş kolada ve Nestea Şeftali içeceğinde bekletilen gruplardan anlamlı şekilde düşüktür.

Kolada ve su kola karışımında bekletilen kompozit örneklerinde; asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük fark değerlerinde görülen artış miktarları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Her iki grubun (Grup K1-Grup K2) pH değerleri farklı olmasına rağmen, asit tipinin aynı olmasından dolayı, değerlerin arasında fark görülmediğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın sonuçlarına paralel olarak, nanofil, mikrohibrit, hibrit, nanohibrit ve ormoser kompozitlerin kullanıldığı bir çalışma incelendiğinde; hazırlanan örnekler kolada bekletilmiştir ve 1 yıl sonrasında restoratif materyallerin mirosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalmalar elde edilmiştir. Yapılan bu çalışmada, kullanılan restoratif materyalin ve bekletilen

solüsyon tipinin, bekletme süresinin materyalin yüzey sertlik değerlerini etkilediği ve bu değerlerin zamanla azaldığı belirtilmiştir (141).

Yapılan bir çalışmada restoratif materyaller kola ve portakal suyunda bekletilerek yüzey sertlik ve pürüzlülük değerleri değerlendirilmiştir. Restoratif materyallerin portakal suyu ve koladan sonra önemli ölçüde yüzey pürüzlülük değerlerinde artış gözlenmiştir. pH değeri düşük yiyecek ve içeceklerin restoratif materyaller üzerinde, daha düşük mikrosertlik değerine ve daha fazla yüzey pürüzlülük değerine sebep olduğu kaydedilmiştir. Çalışmamızda da; bu çalışmaya benzer olarak aynı sonuçlar elde edilmiştir (126).

Benzer bir çalışmada ise; farklı restoratif materyallerin mikrosertlik değerleri pH değerleri farklı içeceklere uygulandıktan sonra değerlendirilmiştir. Portakal suyunda bekletilen örneklerin mikrosertlik değerlerinde anlamlı değişiklikler kaydedilmiştir. Kolanın test edilen restoratif materyaller üzerinde yumuşama etkisi diğer içeceklere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Kolanın restoratif materyallerin mikrosertlik değerlerinde, portakal suyuna kıyasla daha fazla azalma kaydedilmiştir (140). Bu çalışmanın sonuçları çalışmamıza ters düşmektedir, çalışmamızda meyve asitlerinin restoratif materyalin sertlik değerlerinin azalmasında, fosforik asite sahip koladan daha etkin olduğu elde edilmiştir.

McKenzie ve ark'nın (2004) yaptıkları çalışmada, restoratif materyallerinden hazırlanan örnekleri kola ve portakal suyunda bekleterek yüzey sertlik değerlerini incelemişlerdir. Portakal suyunun içeriğindeki karboksilik asitin, kolanın içeriğindeki fosforik asite kıyasla daha yıkıcı etkilere sahip olduğunu açıklamışlardır. Portakal suyunun içeriğindeki karboksilik asitin, kalsiyum ile şelasyona uğrayarak su içerisinde çözünebilen bir yapı meydana getirerek, restoratif materyallerin sertlik değerlerinde etkisinin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (19).

Pek çok çalışmada erozyonun etiolojisinde yiyecek ve içeceklerin rolü araştırılmıştır. Sitrik asit, malik asit ve fosforik asit içeren asitli içeceklerin belirli oranda erozyon potansiyelini arttırdığı gösterilmiştir (172,173). Çalışmalarda, erozyonun asit tipine bağlı olduğu belirtilmiştir (174,175,176,177). Yapılan pek çok araştırmaya ve çalışmamıza dayanarak; kompozit materyalinin pH değeri farklı içeceklerde bekletilme işleminden sonra elde edilen pürüzlülük ve sertlik değerlerine göre; içeceğin pH değerinin belirleyici tek faktör olmadığını, içekteki asit tipinin etkisinin de değerlendirilmesi gerektiği elde edilmiştir. Çalışmamızda pH: 3.87 olan portakal suyunun, pH:3.47 olan Nestea Limon'un ve pH:3.71 olan Nestea Şeftali içeceğinin pH değeri 2.53 olan kolaya kıyasla daha eroziv etkisinin olduğu kaydedilmiştir. pH değeri daha yüksek olmasına rağmen; yapısında sitrik asit içeren meyve asitlerine sahip içeceklerin, fosforik asit içeren koladan daha fazla yıkıcı etkisinin olduğu kaydedilmiştir.

İçecekler içerisindeki eroziv etkiye sahip asitler değerlendirildiğinde; meyve asitlerinin; tartarik, malik, laktik ve askorbik asitin, sitrik ve fosforik asit ile karşılaştırıldığında, mikrosertlikte daha az değişim yarattıkları belirtilmiştir (178).

Yapılan çalışmalara uyumlu olarak restoratif materyallere, kolanın yapısındaki fosforik asitin etkisinin, portakal suyu içerisindeki meyve asitine (sitrik asit) kıyasla daha az olduğu kaydedilmiştir (179).

Asidik içeceklere maruz kalan tüm restoratif materyallerde zamanla degradasyon görülmektedir (180,181,182). Restoratif materyallerin, içecekler içerisindeki maddelere maruz kalması, restoratif materyallerin yumuşamasına yol açtığını belirtmişlerdir (183).

Örtengren ve ark' nın (2001) yaptıkları çalışmada farklı pH'lara sahip solüsyonların, matriksin hidrolizi ve doldurucu sızıntısı sonucu kompozit rezinin kimyasal yapısını bozduğunu belirtilmiştir (19). Dental kompozitlerin sıvı içerisinde bekletilmeleri sonucu materyalde su emilimi görülmektedir. Bu olay, rezin matriksin yumuşamasına, reaksiyona girmemiş ürünlerin salınımına, monomer yapısının saflığının bozulmasına, doldurucu iyonlarının erimesine ve degradasyona neden olmaktadır. Kompozit rezinlerin degradasyonu suda bekletilmeleri ile artmaktadır. Oluşan bu degradasyon, kompozit rezinin sertlik ve aşınma dayanımı gibi pek çok fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir (24,184,185,186,187,188,189,190). Degradasyon sonucunda; kompozit rezinin yapısındaki, silan- doldurucu partiküller arası bağlanmanın veya doldurucu partiküller -rezin matriks arası bağlanmanın hidrolitik yıkımı meydana gelmektedir. Su hareketinin yoğunluğu boyunca rezin yapısında bir yumuşama meydana gelmektedir (22,191,192,194).

Kompozit rezinin, doldurucu yüzeyinin hidrolitik degradasyonu ve doldurucu içeriğinin filtrasyonu nedeniyle oluşan doldurucu içeriğinin kaybı, doldurucu-matriks arayüzünde çatlaklara neden olmaktadır (195,196,197,198,199).

Yap ve ark'nın (2000) ve (2002) yaptıkları çalışmalarda kompozit rezinin doldurucu matriks arayüzünde meydana gelen bozulmanın, mikrosertlikteki azalmayı büyük ölçüde etkilediğini belirtmişlerdir (157,200).

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri yapısındaki doldurucu içeriğine bağlıdır. Doldurucu miktarının artması, hem ağırlık olarak hem de hacimce, kompozit rezinin sertliğini, aşınma ve kırılma direncini arttırmaktadır (201,202). Yüksek doldurucu içeren kompozit rezinler iyi bir kinik performans sergilemektedir (203). Kompozitlerin hacimsel inorganik doldurucu içeriği ile sertlik arasında pozitif bir korelasyon olduğu belirtilmiştir (204,205). Yapılan çalışmalarda, restoratif materyaller arasındaki farklılıkları,

farklı doldurucu içerikleriyle açıklamışlardır. Yüksek doldurucu oranına sahip materyallerin, yüksek sertlik derecesine sahip olduğu belirtilmiştir (205, 206).

Kompozit rezinin, inorganik doldurucu ve organik matriks yapısındaki değişikliklerle restoratif materyalin özellikleri geliştirilmiştir. Bu amaçla geliştirilen nanodoldurucu teknolojilerini temel alan dental kompozitler geliştirilmiştir (207).

Çalışmamızda kullandığımız Kalore ağırlıkça % 82 doldurucu oranına sahip bir kompozit rezindir. Kalore, doldurucu oranının yüksek, monomer oranının düşük olması sonucu olarak; daha fazla polimerizasyon gerçekleşmekte ve sertlik değeri yüksektir. Böylece, içeceklerde bekletilen kompozit örneklerinde, içecekler materyalin sertliğini çok az değiştirmekte ve yüzeyden sıvı ortama monomer geçisi daha az olmaktadır. Bu sonuç Manhart ve ark' nın (2000), Gökay ve Türkün (2002), çalışmalarının bulgularıyla uyumludur (94)(202). Ayrıca çalışmamıza göre; Kalore 'nin partikül boyutları çok küçük olduğundan hacimsel doldurucu oranını artırarak, sertliği artırma özelliğinin yanı sıra; nanopartiküller içeren nanohibrit yapıdaki kompozit materyali Kalore' nin, cam iyonomer materyaline kıyasla daha sert yüzeye sahip olduğu gözlemlenmiştir.

Kompozit rezinin mikrosertlik değerinin azalması ise; organik asit ile yapının ıslanmasıyla Bis-GMA bazlı polimer yapının yumuşaması ile açıklanmıştır. Böylece, TEGDMA gibi seyreltici ajanların erimesine neden olmaktadır (208).

Yapılan pek çok çalışmada, Bis-GMA /TEGDMA polimeri içeren kompozit rezinlerin Vickers sertlik derecelerinde azalma görülmüştür. Bu azalma hidrolitik enzim ile açıklanmaktadır. Esterazların sebep olduğu mikrosertlik değerlerindeki yaklaşık % 15 'lik olan azalma, kompozit rezinlerin yüzeyinden başlayarak aşınma ile birlikte artmaktadır (209,210,211) .

Bis-GMA içeren rezinler hidrofobik yapıda olup, HEMA ve UDMA (hydroxyethyl methacrylate) içeren hibrit yapıdaki materyallerin sulu ortama uyum sağlayamazlar (8). Yüksek organik matriks yapısına sahip materyaller, su absorpsiyonuna karşı daha fazla duyarlıdır ve bu da materyalin bütünlüğünün bozulmasına neden olur. Oysaki, hidrofobik matriks yapısına sahip materyaller su absorpsiyonuna engel olarak materyalin mikrosertliğine destek olmaktadır (212). Bis-GMA bazlı polimerlerin kimyasal yumuşamaya veya saldırılara karşı oldukça hassas olduklarını göstermiştir (213,214,215,216). Bis-GMA matriksli kompozit rezinler yiyecek ve içecekler karşısında yüzey sertliklerinin azaldığını ve bu tip kompozit rezinlerin yumuşamaya karşı hassas oldukları belirtilmiştir (217).

Çalışmamızda kullandığımız Kalore GC, Bis-GMA monomeri içermeyen bir kompozit rezindir. Materyalin mikrosertlik değerlerinde görülen azalmanın, meyve asitlerine sahip düşük pH değeri olan içeceklerin etkisiyle meydana gelen yumuşamanın sonucu olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız cam iyonomer materyali, Fuji IX GP, geleneksel asit- baz reaksiyonu şeklinde sertleşmesine rağmen, cam iyonomerlerin tersine yüksek fiziksel ve mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir. Yapısındaki cam partiküllerinin dağılımında ve miktarında yapılan modifikasyonlar, yüzey reaktivitesini değiştirerek bu yeni materyale daha hızlı sertleşme reaksiyonu sağlamaktadır. Böylece sulu ortamlarda, suya karşı duyarlılığı azalarak, sertleşme sonrası sulu ortamlarda çözünürlüğü azalmaktadır (218).

Hotta ve ark' nın (1992) diğer cam iyonmerlerin Fuji IX GP 'ye kıyasla sulu ortama maruz kaldıklarında, tebeşirimsi bir görüntü elde edilerek, fiziksel özelliklerinin azaldığını bildirmişlerdir (219).

Bir araştırmada ise, Fuji IX GP ile hazırlanan örneklerin başlangıç sertleşmesi tamamlanmadan sulu ortama maruz kalmamaları gerektiğini bildirmiştir (82). Yapılan başka çalışmalarda göre cam iyonmer materyalinden hazırlanan örneklerin kurumaması için genellikle seçilen yöntemin suda bekletme olduğunu bildirmişlerdir(220,221). Çalışmamızda Fuji IX ile hazırlanan örnekler, çalışmalara paralel olarak başlangıç sertleşmesi sonrasında distile suda bekletilmiştir.

Çalışmamıza uyumlu olarak, yapılan bir araştırmada cam iyonmer materyalinin sulu ortamda bekletilmesi sonucu, materyalin yapısında geri dönülmez zararlı etkiler oluşturacağı ve materyalin yüzeyini aşındırarak hidrolize neden olabileceği bildirilmiştir. Böylece materyalin yapısındaki komponentleri çözerek yüzey sertliğinde azalma meydana geldiği bildirilmiştir (222).

Cam iyonmer materyalinden hazırlanan örneklerin kuru ortamda bekletilmesi, zamanla sertlik değerlerinin artmasına neden olmaktadır, nemli ortamda bekletildiğinde ise sertlik değerlerinde artış gözlenmemektedir. Bunun sonucunda materyalin sertlik değeri, bekletilen ortamdaki nem miktarına bağlı olduğu tespit edilmiştir ( 223).

Başlangıç sertleşmesini tamamlamış cam iyonmer materyali, sulu ortama maruz bırakıldığı zaman yüzeyinde yumuşama meydana gelmektedir. Bu da materyalin sertleşmesi tamamlanmadan, solüsyon ile temas geçtiğinde matriks yapısındaki iyonların kaybı ile açıklanmaktadır (224) .Bu iyonlar, solüsyondaki polialkenoik asit sayesinde, cam partiküllerinin degradasyonu ile oluşmaktadır. Sert bir polyalkenoate ağı oluşturmak için carboxylate grupları ile reaksiyona girerler. Matriksi oluşturan bu iyonlar bağlı olmadıkları için,

yumuşamış cam iyonomer materyalinin yüzeyinden kolayca hareket ederek uzaklaşırlar (225). Çalışmamızda cam iyonomer gruplarının mikrosertlik ölçümlerini incelediğimizde; cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır. Asitli içecek sonrası sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulunmuştur.

Cam iyonomer gruplarımızı incelediğimizde; Nestea Limon içeceğinden oluşan (Grup C4) grubun solüsyon sonraki sertlik ortalaması, su kola karışımı (Grup C2), portakal suyu (Grup C5) ve distile su (Grup CK kontrol) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Bu sonuçlara göre; meyve asitleri ve çay ile oluşturulan Nestea limon içeceğinin, kolaya, portakal suyuna ve distile suya kıyasla eroziv etkisinin daha yüksek olduğunu görmekteyiz. J.Phelan ve J.Rees (2003) yaptıkları çalışmaya göre ise; yüksek miktarda sitrik asit ve askorbik asit içeren Nestea Limon gibi çay içeren içecekler portakal suyuna kıyasla daha yüksek eroziv etkinliğe sahiptir (170). Ayrıca; Nestea limon içeceğinin sitrik asit seviyesi portakal suyundan daha fazladır, bu da daha fazla erozyona neden olduğunu açıklamaktadır. Kalsiyumla şelasyona girme kabiliyetinden dolayı yüksek erozyon potansiyeline sahiptir (226,227).

Çalışmamıza ters düşmekte olan, Okada ve ark 'nın (2001) yapmış oldukları çalışmalarında; IX GP'den hazırlanan örnekleri 40 gün süresince distile suda bekleterek yüzey sertliklerinde yaklaşık %20 oranında artış elde ettiklerini bildirmişlerdir (223). Başka bir çalışmada ise yine Fuji IX GP' den hazırlanan örneklerin 56 gün suda bekletilmesi ile %21, 40 gün suda bekletilmesi ile % 39 artış görüldüğü rapor edilmiştir. (82).

Cam iyonomerlerin dayanıklılığının artmasının, yapısındaki bağlı suyun materyalden hidratasyonu sonucu olduğunu bildirmişlerdir(228). Çalışmamızda Fuji IX ile hazırlanan örneklerin distile suda bekletilmiş gruplarında, sertlik değerlerinde anlamlı düşüş kaydedilmiştir. Fuji IX kullanılarak yapılan bir çalışmada, 180 gün distile suda bekletilen örneklerde, sertlik değerlerinde



belirgin olarak artış gözlenirken, 720 gün sonrasında ise mikrosertlik değerlerinde farklılık gözlenmemiştir. (229).

Cam iyonomer materyalinin mikrosertlik değerinin azalması ise; yapısındaki cam partiküllerinin yüzeyindeki matriks çözünmesiyle ilişkili bulunmuştur. Ayrıca yapısındaki hidrojel tabakanın çözünmesiyle açıklanmıştır(208).

Farklı pH değerlerine sahip solüsyonlarda bekletilen cam iyonomer materyallerinin, çözünmesi solüsyonun pH değerine bağlıdır. Portakal suyu, citric asit ve elma suyu; malic asit içermektedir. Bunlar gibi, carboxylic asit içeren meyve asitleri; simanın yapısındaki kalsiyum gibi iyonlarla şelasyon yapabilmekte ve su içerisinde çözünebilen bir yapı oluşturmaktadır. Buna karşın, kola gibi içeceklerin yapısındaki fosforik asit kalsiyum ile şelasyon yaptığı zaman suda çözünmeyen bir yapı meydana gelmektedir. Böylece, içeceklerin yapısında carboxylic asit bulundurması, içeceklere yüksek miktarda yıkıcı etki sağlamaktadır. Buda meyveli içeceklerin yıkıcı etkilerinin, sadece düşük pH değerlerinden dolayı değil, yapılarındaki carboxylic asit içermesi ile açıklanmıştır (230)(231).

Bu çalışmalara dayanarak, çalışmamızda da meyve asitleri içeren portakal suyu nestea şeftali ve nestea limon içeceğinin kolaya ve su ile seyreltilmiş kolaya kıyasla cam iyonomer materyali üzerine daha yıkıcı etkilerinin olduğu görülmüştür. Bu içeceklerin asitliğini de, sahip olduğu sitrik asit ile malik asit miktarı belirlemektedir. Meyve içeceklerindeki carboxylic asitin, kolanın yapısındaki fosforik aside kıyasla daha etkin olduğunu görmekteyiz. İçeceğin yıkıcı etkisinin belirlenmesinde, içeceğin asit tipinin yanında pH değerinde önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Hannig ve ark 'nın (2009) yaptıkları çalışmaya uyumlu olarak çalışmamızda, restoratif materyaller üzerine kolanın yapısındaki fosforik asitin etkisinin, portakal suyu içerisindeki meyve asitine (sitrik asit) kıyasla daha az olduğu kaydedilmiştir (179).

Çalışmamızda cam iyonomer gruplarının yüzey pürüzlülük ölçümlerini incelediğimizde; cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi yüzey pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulunmaktadır.

Grupların asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Su kola karışımından oluşan grubun( Grup C2) asitli içecek öncesine göre asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde görülen artışın ortalama değeri, Nesta şeftali (Grup C3) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

McKenzie ve ark'nın (2003) yaptıkları çalışmada, cam iyonomer materyalinden hazırlanan örnekleri kola, portakal suyu ve elma suyunda bekletmişlerdir. Kolada bekletilen örneklerde, portakal suyu ve elma suyuna kıyasla, daha az çözünme elde edilmiştir. Kolanın yapısındaki kalsiyum ve fosfat iyonlarının su içerisinde çözünmemesinden dolayı, cam iyonomer materyalinin bu içecek karşısında diğer içeceklere kıyasla erozyona uğramadığı belirtilmiştir (232). Bu çalışmaya paralel olarak çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Benzer olarak, Fuji IX ve kompozit rezinin kullanıldığı bir çalışmada; farklı içeceklerin estetik restoratif materyallerin yüzey özelliklerini etkilerini inceleyerek, Fuji IX 'un kompozit rezinlere kıyasla daha yüzey pürüzlülüğü gösterdiği belirtilmiştir. Fuji IX'un yapısında degradasyon oluşması buna kıyasla kompozit rezinde ise matriks arayüzünde ve doldurucu arayüzünde bozulmalar kaydedilmiştir (233).

Yapılan çalışmalarda cam iyonmer ve kompozit rezin materyallerinin yüzey sertliklerinde görülen azalma, materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili bulunmuştur (234).

Asidik içecekler karşısında, cam iyonmer materyalinde matriks degradasyonu görülmektedir (213,214,235,236,237). Bu nedenle tüm asidik ortam altında en yüksek sağlamlılığı kompozit materyal göstermektedir (213,238). Çalışmamızda buna uyumlu olarak kompozit rezin materyalinden elde edilen sertlik ve pürüzlülük değerleri, cam iyonmere kıyasla daha yüksek kaydedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına uyumlu olarak yapılan bir araştırmada, in vitro ve in vivo olarak yapılan çalışmalarda içeceklerdeki sitrik, malik ve fosforik asitin eroziv etkisi bahsedilmiştir. Sitrik asitin en etkili asit olduğu ve bu asit karşısında cam iyonmer materyalinin tamamen çözündüğü belirtilmiştir. Kompozit rezinin ise, içecekler karşısında sertlik değerlerinin tamamen azaldığı ve yüzey pürüzlülük değerlerinin ise kısmen etkilendiği görülmüştür (111). Çalışmamızda bu araştırmaya benzer olarak, sitrik asit içeren içecekler karşısında cam iyonmer materyalinin çok fazla çözündüğü; kompozit rezinin ise sertlik ve pürüzlülük değerlerinin kısmen etkilendiği görülmüştür.

Cam iyonmer materyalinin asidik solüsyonlara , kompozit rezine kıyasla daha hassas olduğunu görmekteyiz. Cam iyonmer materyalinin yapısında bulunan orta büyüklükteki partiküllerin varlığı, materyalin yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir. Kompozit rezin materyali ise asidik solüsyonlarda daha az çözünen ve daha sağlam bir yapıya sahiptir. Eroziv içeceklerin araştırmamızda incelenen restoratif materyallerin yüzey sertlik ve pürüzlülükleri üzerine etkili oldukları gözlenmiştir. Klink çalışmalarda, restorasyonun hastanın diyet tüketimi göz önünde bulundurularak yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇLAR

Tamamını in-vitro koşullarda gerçekleştirdiğimiz çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere göre;

1. Farklı asit değerlerine ve yapılarına sahip içeceklerin, zamana bağlı olarak tüm restoratif materyallerde yüzey özelliklerinde; pürüzlülük değerlerinde artma ve mikrosertlik değerlerinde azalma şeklinde değişimlere sebep olduğu belirlenmiştir.
2. Hazırlanan kompozit ve geleneksel cam iyonomer örneklerinin distile suda bekletilen kontrol gruplarında, diğer içeceklerde bekletilen gruplara kıyasla daha az yüzey pürüzlülük ve mikrosertlik değişimi gözlenmiştir.
3. Nestea şeftali içeceğinde bekletilen kompozit örneklerinin, mikrosertlik değerlerindeki azalma genel olarak diğer içecek gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derece fazladır.
4. Kolada ve su ile seyreltilmiş kolada bekletilen kompozit örneklerinin, yüzey pürüzlülük değerlerindeki değişim, diğer içecek gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
5. Nestea şeftali ve Nestea limon içeceklerinde bekletilen cam iyonomer örneklerinin, mikrosertlik değerlerindeki azalma genel olarak diğer içecek gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır.
6. Su ile seyreltilmiş kola, kompozit ve cam iyonomer materyalinin yüzey pürüzlülük ve mikrosertlik değerlerinde, kolaya kıyasla farklı değişim göstermediği gözlenmiştir.

7. Farklı pH değerlerine sahip asitli içeceklerin, sadece pH değerlerinin eroziv etkinliği belirleyici faktör olmadığı ve içeceklerin yapısındaki asit tipinin etkisinin de belirlenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.
8. Nanohibrit kompozit rezinin, geleneksel cam iyonomer materyaline kıyasla asitli içecekler karşısında daha yüksek fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu elde edilmiştir.
9. Asidik içeceklerin in vivo şartlarda da kompozit rezinlerin ve cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğünü ve mikrosertliğini etkileyebileceğini; bu nedenle, kullanılacak olan restoratif materyalin seçiminin, hastanın beslenme alışkanlıkları göz önünde bulundurularak yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

## 7.KAYNAKLAR

1. Goldstein RE. Esthetics in Dentistry. Volume 1. 2 ed. Hamilton, Ontario: BC Decker Inc, 2002.
2. Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler Cilt 2 Quintessence, 2006.
3. Newman SM. Amalgam alternatives : what can complete? J.A.D.A, 122: 67-71, 1991.
4. Leinfelder KF. Posterior composite. State of the art clinical application. Dent Clin North Am, 37: 411-418, 1993.
5. Gross LC, Griffen AL, Cassamassimo PS. Compomers as class II restorations in primary molars. Pediatr Dent, 23: 24-27, 2001.
6. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. Dental Clinics Of North America, 45: 7-29, 2001.
7. Leinfelder KF. Composite resins. Dent Clin North Am, 29: 359-371, 1985.
8. Williems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in thr 21st century. Quintessence İnt, 24: 641-657, 1993.
9. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd.Sti, ss 4-20, 2000.
10. Turssi CP, Ferrancane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversation of particulate dental resin composites. Biomaterials, 26: 4932-4937, 2005.
11. Blalock JS, Chan DC, Browning WD, Callan R, Hackman S. Measurement of clinical wear of two packable composite after 6 months in service. J Oral Rehabil, 33: 59-63, 2006.
12. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J.A.D.A., 134: 1382-1390, 2003.
13. Sonugelen M, Artunç C, Güngör MA. Farklı yöntemlerle polimerize edilen estetik restoratif materyallerde aşınma ve sertliğin incelenmesi. Ege Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 21: 1-10, 2000.

14. Aykent F, Yondem I, Özyeşil AG, Günal SK, Avunduk MC, Özkan S. Effect of diggerent finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103: 221-7, 2010.
15. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42: 613-627, 1998.
16. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry*, 29: 203-211, 2004.
17. Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16: 347–353, 2005.
18. Rios D, Hanario HM, Francisconi FL, Magalhaes CA, Machado MA, Aparecida M, Buzalof RAM. In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and enamel adjacent to these materials. *Journal of Dentistry*, 36: 152-157, 2008.
19. Aliping Mckenzie M, Linden RWA, Nicholson JW. The effect of coca-cola and fruit juice on the surface hardness of glass ionomer and compomer. *J Oral Reh*, 31: 1046-1052, 2004.
20. Çoğulu D, Ersin N, Topaloğlu A. Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. *Dicle Diş Hek Derg*, 9: 7-12, 2008.
21. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revised: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dental Ass*, 135: 1109-18, 2004.
22. Örtengen U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE . Water sorption and solubility of dental composite and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Reh*, 28: 1106-1115, 2001.
23. Silva MA, Fardin AB, Vasconcellos RC, Santos LM, Tonholo J, Silva JG JR, Reis JI. Analysis of roughness nd surfave hardness of dental composite using atomic free microscopy and microhardness testing. *Microsc Microanal*, 17: 446-51, 2011.
24. Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbriojn D. Effect of acidic food and drink on surface hardness of enamel , dentine, and tooth coloured filing materials. *J Dent*, 34: 214-220, 2006.

25. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl –silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate U.S.Patent no:3, 27: 06-112, 1962.
26. Buonocore M, Wileman W, Brudevold FA. Report on an resin composition capable of bonding to human dentin surface. *J Dent Res*, 35: 846-851, 1956.
27. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res*, 34: 849-853, 1955.
28. Silverstone LM, Dogan IL. The acid etch techniques: in vitro studies with special reference to the enamel surface and the enamel resin interface. Editors proceeding of the international symposium on the acid etch technique. North Central Publishing Co, 13- 39: 292, 1975, St.Paul Minnesota.
29. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 66: 57-64, 1963.
30. Powers JM, Sakaguchi RL. Resin Composite Restorative Materials. In: Craig's Restorative Dental Materials. Twelfth Edition, Mosby, Missouri, 190-212, 2006.
31. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J.A.D.A.*, 131: 375-383, 2000.
32. Manhart J, Kunzelman KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Materials*, 53: 353-61, 2000.
33. Hickel R, Dasch W, Janda R. New Direct Restorative Materials. *International Dental Journal*, 48: 3-16, 1998.
34. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitapevi Ltd Şti Ankara, 2000.
35. O'Brien WJ. Polymers and Polymerization. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd. ed. Hanover Park, IL Quintessence Publishing Co Inc, pp 74 89, 2002.
36. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites /glass ionomer the Materials. *Adv Dent Res*, 6: 44-9, 1992.
37. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105: 97-116, 1997.
38. Sturdevant M, Roberts TM, Heyman HO. The art and science of operative dentistry 3rd edition St Louis Mosby, 2000.



39. Rawls KJ, Esquivel – Upshaw J. Restorative resins In Phillips Science Of Dental Materials 11th Edition St.Louis W.B Saunders, pp 399-437, 2003.
40. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polimerization shrinkge of elasticity of flowable composites and filler adhesive. Dent Materials, 15: 128-37, 1999.
41. Ferrancane JL. Current trends in dental composite. Crit Rev Oral Biol Med, 6: 302-18, 1995.
42. Bayne SC, Thompson JY, Taylor DF. Dental Materials In Sturdevants Art and Science Of Operative Dentistry, pp 134-233, 2002.
43. Ferrancane JL. In Vitro Evoluation of Resin composite structure properiety relationship, development of assessment criteria. Trans Acad Dent Mater, 2: 6-35, 1989.
44. Craig Robert G. Direct Esthetic Restorative Dental Materials, pp 244-246, 2000.
45. Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. Fundamentals of Operative Dentistry. USA Quintessence Publishing Co, pp 141- 86, 1996.
46. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO. The and science of operative dentistry 3rd edition St.Louis Mosby-Year Book, pp 252-263,1995.
47. Pu Z, Mark JE, Jethemalani JM, Ford WT. Effects of dispersion and aggregation of silica in the reinforcement of poly elastomers. Chem Materials, 9: 2442-7, 1997.
48. Wilson K, Antonucci JM. Interphase structure –property relationship in thermoset dimethacrylate nanocomposites. Den Material, 22: 995-1001, 2006.
49. Burgess JO, Walker W, Davidson JM. Posterior resin based composites Review of literature Pediatric Dentistry, 24: 465-479, 2002.
50. Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of compsite. J Dent Res, 64: 1396-1404, 1985.
51. Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res, 69: 3852-856, 1990.
52. Bayne SC, Herman HO, Edward J, Swift JR. Update on dental composites restorations. J.A.D.A, 125: 687-701, 1994.
53. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Glhane Tıp Dergisi, 47: 77-82, 2005.

54. Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of compsite. *J Dent Res*, 64: 1396-1404, 1985.
55. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. *J.A.D.A.*, 107: 575-5809, 1983.
56. Chen MH. Update on nanocomposites. Critical review in oral biology medicine *J Dent Res*, 89: 549-560, 2010.
57. Van Noort R. Introduction to Dental materials. 3rd ed. London UK Elsevier, 2007.
58. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30: 10-15, 2003.
59. Davis N. A nanotechnology composite. *Compendium of continuing education in dentistry*, 24: 662-667, 2003.
60. Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a new restorative system in posterior teeth. *J Dent Res*, 81: 1276, 2003.
61. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Materials in advance dental materials the J.A.D.A.*, 134: 1382-90, 2003.
62. Roberson TM, Heyman HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* 4th ed. Mosby, Missouri, 2002.
63. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89: 549-60, 2010.
64. Condon JR., Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*, 23: 3807-3815, 2002.
65. Croll TP. Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *J.A.D.A.*, 123: 51-54, 1992.
66. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132: 133-5, 1972.
67. Lorente MAC, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mat*, 15: 71-78, 1999.
68. Swift EJ. An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int*, 19: 125, 1988.

69. Wilson AD, Kent BE. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J*, 135: 322-6, 1973.
70. Nicholson JM, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int*, 28: 705-714, 1997.
71. Wilson NHF. Direct adesive materials: current perceptions and evidence-future solutions. *J Dent*, 29: 307-316, 2001.
72. Phillips RW. The glass ionomer cement. *J.A.D.A.*, 120: 19, 1990.
73. Kotsanos N. An intraora study of caries induced on enamel in contact with fluoride-releasing restorative materials. *Car Res*, 35: 200- 204, 2001.
74. Wilson AD, Kent BE. Floroaluminium silicate glass powder for use as dental cement. *Ger Offen*, 2061-513, 1971.
75. Albers HF. Glass Ionomers. Tooth-colored restoratives principals and technique. (9th ed.) Hamilton, Ontario BC Dacker Inc, pp 43-57, 2002.
76. Davidson CL, Mjör IA. Advances in glass ionomer cements. Quintessence publishing Co, Inc, 1999.
77. Ertuğrul F, Eltem R, Eronat C. A comparative study of plaque mutans streptococci levels in children receiving glass ionomer cements and amalgam restorations. *J Dent Child*, 70: 10-4, 2003.
78. Mclean JW. Cermet cements . *J.A.D.A.*, 120: 43-47, 1990.
79. McLean JW. Glass cermet cements. *Quintessence Int*, 16: 333-343, 1985.
80. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ege Univ. Diş Hekimliği Fak. Yayınları Bornova, İzmir, 2001.
81. Nomoto R, McCabe JF. Effect of Mixing on the compressive strength og glass ionomer cements. *Journal of Dentistry*, 29: 205-10, 2001.
82. Jakop Leirskar, Hakan Nordbo, Graham J Mount. The influence of resin coating on the shear punch strength auto-cure glass ionomers. *Dental Materials*, 19: 87-91, 2003.
83. Crips S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass ionomer cements G.A study of erosion and water absorbtion of in both neutral and acidic media. *J Dent*, 8: 68-74, 1980.
84. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass ionomer chemistry. *Biomaterials*, 19: 479-83, 1998.

85. Burke TJF, Wilson NHF. Glass ionomer restorations in stres bearing and difficult to access cavities. In Davidson CL, Mjor IA, editors *Advances in glass ionomer cements*. Chicago, Quint Pub Co, pp 253-68 , 1999.
86. Mjör IA, Gordan VV. Failure, repair, refurbishing, and longevity of restorations. *Operative Dentistry*, 27: 528-34, 2002.
87. O Brien WJ. *Dental materials and their selection* (2nd ed.) Chicago, Quintessence Pub Co, pp 18-114, 1997.
88. Poskus LT, Placido E, Paulo E, Cardoso C. Influence of placement techniques on Vickers and knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20: 726-732, 2004.
89. Rawls KL. Mechanical properties of dental materials In Phillips science of dental materials (11th ed.) Anusavice KJ, WB Saunders, St Louis, pp 69-143, 2003.
90. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İ Ü Diş Hek Fak Derg*, 30: 145-52, 1996.
91. Van Noort R. *Introduction to dental materials* (2nd Ed.). London, England Mosby, Int Pub Ltd pp 96-123, 2002.
92. Wassel RW, MC Cabe JF, Walls AWG. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, 8: 28-223, 1992.
93. Pober R. Reporting microhardness data in scientific publication. *J Dent Res*, 77: 1766, 1998.
94. Türkün LŞ, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozit ile karşılaştırılması. *Ege Univ Diş Hek Fak Derg*, 23: 137-143, 2002.
95. Souza SA. *Ensaaios mecanicos de materiais metalicos. Fundamentos teoricos e praticos* (5th ed.) Edgard Blücher, Sao Paulo, pp 121-30, 1982.
96. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composite after acelerated aging. *Dent Mater*, 19: 612-619, 2003.
97. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in Dentistry*. (1st. Ed.) Elseiver-mosby, China, 2004.
98. Weitmann RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J.A.D.A.*, 91: 101-106, 1975.

99. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27: 50-58, 2002.
100. Drummond JL, Jung H, Savers E, Novicks D, Toepke TR. Surface roughness of polished amalgams. *Operative Dentistry*, 17: 129-134, 1992.
101. Sarac D, Sarac S, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, 96: 33- 40, 2006.
102. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface Texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*, 32: 45-52, 2007.
103. Kakaboura A, Fragouli, M, Rahiotis, C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of material science, materials in medicine*, 18: 155-163, 2007.
104. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31: 39-46, 2006.
105. İnan H, Tamam E, Bağış B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerimin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 17: 171-176, 2008.
106. GC, Kalore Technical Overview, GC America.
107. El-Badrawy WAG, McComb D, Wood RE. Effect of home use fluoride gels on glass ionomer and composite restorations. *Dent Mater*, 9: 63-67, 1993.
108. Yap AUJ, Tan BWY, Tay LC, Chang KM, Loy TK, Mok BYY. Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. *Operative Dentistry*, 28: 740-746, 2003.
109. Attin T, Weiss K, Becker K, Buchalla W, Wiegand A. Impact of modified acidic soft drinks on enamel erosion. *Oral Diseases*, 11: 7-12, 2005.
110. Devlin H, Bassiouny MA, Boston D. Hardness of enamel exposed to Coca-Cola and artificial saliva. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33: 26-30, 2006.
111. Ibrahim M Hamouda. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, 23: 315-22, 2011.

112. Barbosa CS, Kato MT, Buzalaf MAR. Effect of supplementation of soft drinks with green tea extract on their erosive potential against dentine. *Australian Dental Journal*, 56: 317–32, 2011.
113. Turkun LS, Turkun M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent*, 16: 290-301, 2004.
114. Lee I, Chang J, Ferrance J. Slumping resistance and viscoelasticity prior to setting of dental composites. *Dental Materials*, 24: 1586-1593, 2008.
115. Rios D, Honorio HM, Francisconi LF, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf RA. In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *J Dent*, 36: 152-157, 2008.
116. Mante MO, Saleh N, Tanna NK, Mante FK. Softening patterns of light cured glass ionomers cements. *Dent Mater*, 15: 303-309, 1999.
117. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent resin based filling material. *Oper Dent*, 29: 669-676, 2004.
118. Chiing KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*, 69: 852, 1990.
119. Asmüssen E. Restorative resins, hardness and strength vs quantity of remiaining double bonds. *Seand J Dent Res*, 90: 490, 1982.
120. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater*, 10: 353-62, 1994.
121. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*, 33: 389-98, 2005.
122. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J Esthet Dent*, 12: 258-63, 2000.
123. Influence the new DuPont monomer (DX-511) on the longevity of Kalore, GC Corporation R&D May, 2009.
124. Amaechi B, Higham S, Edgar W, Milosevic A. Thickness of acquired salivary pellicle as a determinant of the sites of dental erosion. *J Dent Res*, 78: 1821-8, 1999.

125. Gönül N. Nanodolduruculu kompozitlerde farklı bitim ve cila tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisi. Ondokuzmayıs Üniversitesi, Doktora tezi , Samsun, 2009.
126. Sarı ME, Koyutürk AE, Çankaya S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 20: 153-161, 2010.
127. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Levent A. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi A Ü Diş Hekimliği Fak Yayınları, Ankara, 17: 195-257, 1993.
128. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. J Prosthet Dent, 82: 272-276, 1999.
129. Chombe EC, Shaglouf MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical properties of direct core build up materials. Dent Mater, 15: 158-165, 1999.
130. Visible light cured composite and activating units Council on dental materials instrument and equipment. J.A.D.A, 110: 100-103, 1985.
131. Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int, 24: 517-241, 1993.
132. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives. Influence of shade and opacity. J Oral Rehabil, 22: 337-342, 1995.
133. Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement : impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent, 25: 113-120, 2000.
134. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled / filled composite system. J Dent Res, 69: 1652-1658, 1990.
135. Gordan VV, Patel SB, Barrett AA , Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin based composite. Oper Dent, 28: 560-567, 2003.
136. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Materials, 17: 309-315, 2001.
137. Taşveren S. The comparison of the surface hardness of two different restorative materials. C Ü Diş Hek Fak Der, 8: 94-97, 2005.

138. Pagniano RP, Johnston WM. The effect of unfilled resin on composite resin hardness and abrasion resistance. *J Prosthet Dent*, 70: 214-218, 1993.
139. Ellakuria J, Triana R, Minquez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, Garcia-Godoy F. Effect of one year water storage on the surface microhardness of resin modified versus conventional glass ionomer cements. *Dental Material*, 19: 286-290, 2003.
140. Wangkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbiraj D. Effect of acidic food & drink on surface hardness of enamel dentine and tooth coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, 34: 214-220, 2006.
141. Yanıkoğlu N, Durmuş ZY, Yılmaz B. Effect of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials*, 28: 344-351, 2009.
142. Lopes GC, Vieira LC, Araujo E. Direct composite resin restorations a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *J Esthet Restor Dent*, 16: 19-32, 2004.
143. Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Restor Dent*, 15: 297-303, 2003.
144. Turssi CP, Saad JR, Duarte SL Jr, Rodrigues AL Jr. Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent*, 13: 136-8, 2000.
145. Watanabe T, Miyazaki M, Moore BK. Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quintessence Int*, 37: 61-67, 2006.
146. Marsurf I Mobile Roughness Measurement Devices Katalog. *Almanya*, 2005.
147. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22: 146-165, 2006.
148. Yap AUJ, Mok BYY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27: 161-166, 2002.
149. Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int*, 30: 169-173, 1999.
150. Krejci I, Lutz F, Boretti R. Resin composite polishing-Filling the gap. *Quintessence Int*, 30: 490-495, 1999.
151. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* 17:102-109, 2005.



152. Türkün LŞ, Leblebicioğlu EA. Stain retention and surface characteristics of posterior composites polished by one-step systems. *Am J Dent*, 19: 343-347, 2006.
153. Jarvinen V, Rytomaa II, Heinonen OP. Risk factors in dental erosion. *J Dental Res*, 70: 942-7, 1991.
154. Smith BGN. Tooth wear: aetiology and diagnosis. *Dent Update*, 16: 204, 1989.
155. Von Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. *Gen Dent*, 52: 308-312, 2004.
156. Rios D, Honorio HM, Francisconi LF, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf RA. In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *J Dent*, 36: 152-157, 2008.
157. Yap AUJ, Low JS, Ong LFKL. Effect of foodsimulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent*, 25: 170-176, 2000.
158. Han L, Okomoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of flowable resin composite surface eroded by acidic and alcoholic drinks. *Dental Materials*, 27: 455-65, 2008.
159. Örtengen U, Andersson F, Terselius BEU, Karlsson S. Influence of ph and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal Of Dentistry*, 29: 35-41, 2001.
160. García-Godoy F, García-Godoy A. Effect of bleaching gels on the surface roughness, hardness, and micromorphology of composites. *Gen. Dent*, 50: 247-250, 2002.
161. Wan AC, Yap AU, Hasting GW. Acid baseComplex reactionsin resin- modified and convensional glass ionomer cements. *J Biomed Mater Res*, 48: 7004, 1999.
162. Fleming GJ, Zala DM. An assesment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomerrestoratives. *Oper Dent*, 28: 168-77, 2003.
163. Örtengen U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Sortion solubility and identification of substance released from composite materials in an aqueous environment. *Journal Of Oral Rehabilitation Accepted for publication*, 2000.
164. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin based materials following in adequate polymerization by visible light curing system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16: 57-61, 1989.

165. Göpferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*, 17: 103-14, 1996.
166. Toledano MR, Osorio E, Osorio V, Fuentes C, Prati F, Garcia –Godoy. Sorption and solubility of resin based restorative dental materials. *Journal of Dentistry*, 31: 43, 2003.
167. Seow WK, Thong KM. Erosive effects of common beverage on extracted premolar teeth. *Aust Dent J*, 50: 173-8, 2005.
168. Lee SY, Huang HM, Lin CY, Dhih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strength *Journal of Oral Rehabilitation*, 25: 575-88, 1998.
169. Jeremy S Rees, Loyn T, Rowe W, Kunst Q, McAndrew R. The ability of fruit teas to remove the smear layer: an in vitro study of tubule patency. *Journal of Dentistry*, 34: 67-76, 2006.
170. Phelan J, Rees J. The Erosive potential of some herbal teas. *Journal Of Dentistry*, 31: 241-246, 2003.
171. Hughes JA, West NX, Parker DM, Van den Braak MH, Addy M. Effect of ph and concentration of citric, malic and lactic acids on enamel in vitro. *Journal of Dentistry*, 28: 147-52, 2000.
172. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Research*, 38: 34-44, 2004.
173. Smith BG, Barlett DW, Robb ND. The prevalence etiology of management of tooth wear in the United kingdom. *Journal of Prosthodontics Dentistry*, 78: 367-72, 1997.
174. Kargul B, Caglar E, Lussi A. Erosive and buffering capacities of yogurt. *Quintessence Int*, 38: 381–5, 2007.
175. Grobler SR, Senekal PJ, Laubscher JA. In vitro demineralisation of enamel by orange juice, apple juice, pepsicola and diet pepsicola. *Clin Prev Dent*, 12: 5-9, 1990.
176. Meurman JH, Harkonen M, Naveri H, Koskinen J, Torkko H, Rytomaa I. Experimental sports drinks with minimal erosive effect. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 98: 120–8, 1990.
177. Baker NJ, Parker DM, Addy M, Hughes JA, West NX, MacDonald E. Reduction of the erosive potential of low calorie soft drinks. *Journal of Dental Research*, 77: 846, 1998.

178. Beyer M, Reichert J, Bassert J, Siquusch BW, Watt DC, Jandt KD. Acids with an equivalent taste lead to different erosion of human dental enamel. *Dental Materials*, 27: 1017-23, 2011.
179. Hannig C, Berngt D, Hoth Hanning W, Hannig M. The effect of acidic beverage on the ultrastructure of the acquired pellicle an in situ study. *Archives of oral biology*, 54: 518-526, 2009.
180. Jaeggi T, Gruninger A, Lussi A. Restorative therapy of erosion. *Monographs in Oral Science*, 20: 200-290, 2006.
181. Hengtrakool C, Kukiattrakoon B, Kedjarune- Leggat U. Gradual surface degradation of restorative materials by acidic agents. *Gen Dent*, 59: 50-62, 2011.
182. Roulet J, Walti C. Influence of oral fluid on composite resins and glass ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52: 182-189, 1984.
183. Ferrance JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res*, 71: 13-19, 1992.
184. Martin N, Jedynekiewicz N. Measurement of water sorption in dental composite. *Biomaterials*, 19: 77-83, 1998.
185. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74: 617-26, 2005.
186. Martin N, Jedynekiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restorative. *Dental Materials* 19: 77-86, 2003.
187. Mohamed Tahir MA, Tan HY, Woo AA, Yap AU. Effects of pH on the microhardness of resin based restorative materials. *Operative Dentistry*, 30: 661-666, 2005.
188. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composite *Operative Dentistry* 30: 213-219, 2005.
189. Turssi CP, Hara AT, Serra MC, Rodrigues AL Jr. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin based restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29: 864-871, 2002.
190. Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restorative. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28: 1015-1021, 2001.

191. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Romeo A, de la Higuera B, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility testing of orthodontic bondind cements in different solutions. *J Biomed Mater Res*, 76: 251-6, 2006.
192. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption solubility and modulus of elasticity of light cured dimethacrylate based dental resins. *Biomaterials*, 24: 655-665, 2003.
193. Asaoka K, Hirano S. Diffusion coefficient of water through dental composite resin. *Biomaterials*, 24: 975-9, 2004.
194. Marcos G, Draughn RA. In vitro surface degradation of composite by water and thermal cycling. *Dental Materials*, 2: 193-197, 1986.
195. Söderholm KJM. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res*, 60: 1867-1873, 1981.
196. Söderholm KJM. Filler leachability during water storage of six composite materials. *Scand J Dent Res*, 98: 82-88, 1990.
197. Söderholm KJM, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res*, 75: 1692-1699, 1996.
198. Sarret DC, Coletti DP, Peluso AR. The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mater*, 16: 62-67, 2000.
199. Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res*, 71: 13-19, 1992.
200. Yap AUJ, Chew CL, Ong LF, Teoh SH. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J Oral Rehabil*, 29: 87-97, 2002.
201. Bayne SC. Where are we and where are we going? *journal of dental education Dental Biomaterials* 69: 571-585, 2005.
202. Manhart J, Kunzelman KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light cure packable composite resins. *Dental Materials*, 16: 33-40, 2000.
203. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int*, 24: 641-657, 1993.
204. Pilo R, Cardash HS. Post irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light activated resin composite. *Dent Mater*, 8: 299-304, 1992.
205. Hoffman N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength

- modulus and hardness of photoactivated resin composite. *Clin Oral invest*, 4: 140-147, 2000.
206. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada. H, Hannigan A. Surface hardness of light activated resin composites cured by two different visible light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*, 32: 401-405, 2001.
  207. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behaviour of new composite restoratives. *Operative Dentistry*, 29: 269-274, 2004.
  208. Lee SY, Huang HM, Lin CY, Dhih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strength. *Journal of Oral Rehabilitation* 25: 575-88, 1998.
  209. Gee de AJ, Wendt SL, Werner A, Davidson CL, Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composite. *Biomaterials*, 17: 1327-1332, 1996.
  210. Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res*, 99: 254-261, 1991.
  211. Larsen IB, Freund M, Munksgaard EC. Change in surface hardness of Bis-GMA/TEGDMA polymer due to the enzymatic action. *J Dent Res*, 71: 1851-1853, 1992.
  212. Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F. Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resin compomers. *Dental Materials*, 15: 196-201, 1999.
  213. Wu W, Mc kinney JE. Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*, 61: 1180-1183, 1982.
  214. Asmussen E. Softening of Bis-GMA based polymers by ethanol and organic acids of plaque. *Scand J Dent Res*, 92: 257-261, 1984.
  215. MC Kinney JE, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res*, 64: 1326-1331, 1985.
  216. Lee SY, Greener EH, Mueller HJ. Effect of food and oral simulating fluids on structure of adhesive/composite systems. *J Dent*, 23: 27-35, 1995.
  217. Fong H. Effects of water contents and postcuring conditions on Bis-GMA / TEGDMA dental restorative composite resins. *J Appl Polym Sci*, 94: 492-502, 2004.
  218. Croll TP. Alternatives to silver amalgam and resin composite in pediatric dentistry. *Quintessence Int*, 29: 697-703, 1998.

219. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K. Effect of coating materials on restorative glass ionomer cement surface. *Operative Dentistry*, 17: 57-61, 1992.
220. Eliades G, Palaghias G. In vitro characterization of visual light cured glass ionomer liners. *Dental Materials*, 9: 198-203, 1993.
221. Peutzfelt A, Garcia –Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *American Journal Of Dentistry*, 10: 15-7, 1997.
222. Cattani Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on physical properties of resin modified glass ionome cements. *Dental Materials*, 15: 71-78, 1999.
223. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume R. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17: 34-39, 2001.
224. Wilson AD, McLean JW. *Glass ionomer cement*. Chicago, Quintessence Publishers, 1988.
225. Roeland JG, De Moor Ronald, Verbeeck MH. Change in surface hardness of conventional restorative glass ionomercements. *Biomaterials*, 19: 2269-2275, 1998.
226. Geigy JR, editor *Documenta geigy scientific tables* (5th ed.) Switzerland, Pp 230-3 , 1956.
227. TenCate JM. *Chemistry of demineralization and remineralization of enamel and dentine. Tooth wear and sensitivity*. Martin Dunitz, London, pp 153-60, 2000.
228. Wilson AD, Paddon JM, Crisp S. The hydration of dental cement. *J Dent Res*, 58: 1065-71, 1979.
229. Zanata LR, Magalhaes AC, Lauris JRP, Atto MT, Wag L, Navorra LMF. Microhardness and chemical analysis of high viscous glass ionomer cements after 10 yerars of clinical service as Art restorations. *Journal of Dentistry*, 39: 834-840, 2011.
230. Yamamoto A, Mizukami E, Miyazaki M. Ligand-exchange ion chromatographic determination of malic acid in apple juice with photometric detection. *J Chromatogr*, 585: 315-7, 1991.
231. Dreissens FCM, Planell JA, Boltong MG, Khairoun I, Ginebra M. Calcium phosphate bone cements. *Proc Ins Mech Eng H*, 212: 427-35, 1998.
232. McKenzie MA, Linden RWA, Nicholson JW. The physical properties of conventional and resin modified glass ionomer dental cements stored in saliva

233. Bogheri R, Burrow MF, Tyas MJ. Surface characteristic of easthetic restorative materials on SEM study. *J Oral Rehab*, 34: 68-76, 2007.
234. Beyer M, Reichert J, Bossert J, Sigusch BW, Watts DC, Jandth KD. Acids with an equivalent taste lead to different erosion of human dental enamel. *Dental Materials*, 27: 1017-1023, 2011.
235. McKinney JE, Antonucci JM, Rugg NW. Wear and microhardness of a silver sintered glass ionomer cement. *J Dent Res*, 67: 831-5, 1988.
236. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI. Short term contamination of luting cements by water and saliva. *Dental Materials*, 12: 83-7, 1996.
237. Dupuis V, Moya F, Payan J, Bartala M. Depth Microhardness of glass ionomer cements. *Biomaterials*, 17: 71-4, 1996.
238. Jaeggi T, Gruninger A, Lussi A. Restorative therapy of erosion. *Monographs in Oral Science*, 20: 200-14, 2006.

## 8. EKLER

**Tablo 14:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri.

K1	K2	K3	K4	K5	KK
0,194	0,243	0,152	0,179	0,132	0,154
0,197	0,125	0,174	0,170	0,141	0,112
0,167	0,149	0,199	0,152	0,135	0,134
0,134	0,265	0,160	0,160	0,150	0,142
0,179	0,136	0,145	0,145	0,154	0,158
0,126	0,149	0,198	0,112	0,142	0,121
0,152	0,164	0,201	0,111	0,163	0,154
0,144	0,156	0,190	0,155	0,163	0,142
0,125	0,131	0,217	0,189	0,177	0,170
0,127	0,162	0,163	0,119	0,152	0,174

**Tablo 15:** Kompozit gruplarının asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değeri.

K1	K2	K3	K4	K5	KK
0,203	0,321	0,174	0,199	0,167	0,174
0,313	0,194	0,196	0,215	0,186	0,160
0,204	0,235	0,216	0,185	0,157	0,139
0,232	0,293	0,242	0,240	0,175	0,166
0,200	0,193	0,182	0,197	0,191	0,165
0,169	0,190	0,267	0,177	0,207	0,163
0,184	0,203	0,221	0,133	0,205	0,183
0,185	0,210	0,220	0,174	0,183	0,148
0,173	0,174	0,252	0,211	0,228	0,184
0,175	0,185	0,189	0,162	0,190	0,184



**Tablo 16:** Kompozit gruplarının asitli içecek öncesi mikrosertlik ortalama değerleri.

K1	K2	K3	K4	K5	KK
59,240	56,500	62,980	65,780	66,900	56,920
61,140	71,840	66,280	69,800	56,080	59,860
64,300	69,500	62,860	59,600	65,040	57,380
63,660	56,760	75,320	65,260	62,700	61,080
64,080	60,000	61,880	52,400	60,840	57,840
62,980	59,720	58,420	57,900	55,980	55,280
63,200	54,760	68,380	60,740	63,820	53,780
66,800	59,440	63,940	60,740	65,880	54,480
67,100	58,160	63,380	57,840	60,160	59,840
54,640	60,060	63,680	55,420	62,380	66,860

**Tablo 17:** Kompozit gruplarının asitli içecek sonrası mikrosertlik ortalama değerleri.

K1	K2	K3	K4	K5	KK
63,040	47,720	56,320	48,060	54,940	56,520
57,420	56,240	52,760	49,180	51,580	60,480
58,960	67,740	54,820	54,160	56,440	55,160
54,760	47,840	58,120	60,480	55,200	59,320
59,540	60,300	55,620	45,520	56,420	55,080
60,580	59,300	47,820	48,800	46,600	51,600
56,020	52,400	57,260	55,400	52,740	52,900
59,580	59,200	59,560	52,040	51,340	49,180
61,220	55,600	52,760	54,060	50,580	56,060
49,500	55,900	47,620	48,180	53,880	62,200

**Tablo 18:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri.

C1	C2	C3	C4	C5	CK
0,272	0,435	0,294	0,250	0,329	0,259
0,285	0,403	0,236	0,254	0,323	0,319
0,270	0,410	0,219	0,227	0,402	0,290
0,240	0,463	0,379	0,257	0,209	0,338
0,326	0,208	0,312	0,230	0,289	0,302
0,365	0,181	0,252	0,284	0,316	0,283
0,398	0,320	0,269	0,332	0,307	0,238
0,381	0,274	0,219	0,282	0,235	0,347
0,450	0,395	0,272	0,192	0,329	0,270
0,341	0,274	0,206	0,316	0,369	0,314

**Tablo 19:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri.

C1	C2	C3	C4	C5	CK
0,678	0,774	0,912	0,708	0,494	0,518
0,599	0,639	0,759	0,612	0,565	0,473
0,762	0,753	0,814	0,913	0,713	0,598
0,858	0,702	0,761	0,876	0,867	0,644
0,765	0,560	0,888	0,793	1,445	0,473
0,789	0,419	0,745	0,727	0,976	0,540
0,823	0,549	0,960	0,939	0,759	0,495
0,728	0,642	0,758	0,939	0,571	0,633
0,763	0,586	0,776	0,696	0,927	0,590
0,911	0,516	0,764	0,826	0,942	0,454

**Tablo 20:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek öncesi mikrosertlik ortalama değerleri

C1	C2	C3	C4	C5	CK
65,360	75,020	68,640	63,780	70,900	59,380
55,880	60,120	79,160	71,920	72,140	63,980
62,560	58,680	71,560	75,980	62,880	56,060
48,540	55,560	68,260	71,020	68,460	63,380
56,640	65,340	69,460	67,640	69,020	71,400
68,480	83,140	67,700	69,680	72,440	63,820
70,540	67,820	66,100	61,780	69,580	69,220
67,520	62,760	60,200	61,700	65,060	58,060
52,020	65,880	69,500	68,680	67,960	46,200
59,740	69,180	63,040	60,800	59,960	47,880

**Tablo 21:** Cam iyonomer gruplarının asitli içecek sonrası mikrosertlik ortalama değerleri.

C1	C2	C3	C4	C5	CK
54,820	59,600	37,780	45,220	62,140	49,820
48,300	51,960	47,500	49,420		54,260
50,000	55,240	41,875	55,640	47,860	52,320
46,940	43,500	49,140	50,240	51,480	56,380
	57,200	49,120	52,380	58,340	61,840
52,520	69,100		50,140	53,680	58,920
53,500	57,520	49,840	41,740	55,660	61,200
53,580	56,420	46,420	26,020	56,060	49,160
46,960	61,520	44,040	36,400	56,440	44,240
	61,820	47,280	30,620	44,480	43,100

## 9.ÖZGEÇMİŞ

1984 yılı Kayseri doğumludur. İlkokulu Samsun Gülsüm Sami Kefeli İlköğretim okulunda, orta ve lise öğrenimini Samsun Milli Piyango Anadolu Lisesinde tamamlamıştır. 2002 yılında girdiği Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 2008 yılında mezun olup aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında Master eğitimine başlamıştır.