



**DAİMİ RESTORATİF MATERYAL OLARAK KULLANILAN  
GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM İYONOMER SİMANLARIN  
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**Seda Nur KARAKAŞ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Hacer TURGUT**

**Uzmanlık Tezi 2019**

**T.C.**  
**İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**Seda Nur KARAKAŞ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**  
**Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı**

**Dr. Öğr. Üyesi Hacer TURGUT**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
tarafından TDH- 2018-1330 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA**

**2019**

## UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

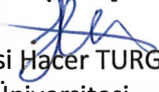
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Araştırma Görevlisi Dt. Seda Nur Karakaş'ın "Daimi Restoratif Materyal Olarak Kullanılan Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi" isimli tezi 18.06.2019 tarihinde aşağıda isimleri yer alan jürimiz tarafından incelenerek başarılı bulunmuş ve kendisinin sınava alınmasına karar verilmiştir.



**Jüri Başkanı**


Doç. Dr. Emrullah BAHŞI  
Dicle Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

**Jüri Üyesi (Danışman)**



Dr. Öğr. Üyesi Hacer TURGUT  
İnönü Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

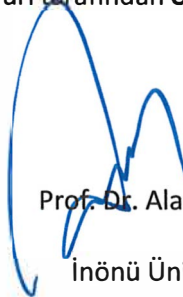
**Jüri üyesi**



Dr. Öğr. Üyesi Burak DAYI  
İnönü Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

### Onay

Bu çalışma yukardaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Alaadin POLAT  
İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan

**Uzmanlık Tezi**

**MALATYA 2019**

# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xii
1.GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Cam İyonomer Simanlar .....	3
2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS) .....	4
2.1.1.1. Toz İçeriği.....	5
2.1.1.2 Polimerik Asitler.....	5
2.1.1.3 Sertleşme Reaksiyonu.....	6
2.1.1.4. Diş Dokularına Bağlanma.....	7
2.1.1.5. Flor İyonu ve Antibakteriyel Özellikleri .....	8
2.1.1.6. Geleneksel Cam İyonomerlerin Genel Özellikleri.....	8
2.1.2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS).....	9
2.1.3. Nano Özellikli Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer) .....	10
2.1.4. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler) .....	10
2.1.5. Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanlar .....	11
2.1.5.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS) .....	11
2.1.5.2. Giomer .....	12
2.1.5.3. Cam Karbomerler .....	13
2.1.5.4. Zirconomer.....	14
2.2. Kompozit Resinler .....	15
2.2.1. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması .....	17
2.2.2. Kompozit Resinlerin Özellikleri.....	17
2.3. Amalgam.....	19
2.4. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri.....	19
2.4.1. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri .....	19
2.4.1.1. Makaslama(Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi.....	20
2.4.2. Mikrosızıntı.....	21
2.4.2.1. Boyar madde penetrasyon testleri.....	22

2.4.4. Yüzey Sertliği .....	23
2.4.5. Yüzey Pürüzlülüğü .....	25
2.4.5.1. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	26
2.4.6. Basma Dayanımı Testi.....	26
3. MATERYAL VE METOT .....	27
3.1. Kullanılan Materyaller .....	27
3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı .....	29
3.2.1. Örneklerin Hazırlanması.....	30
3.2.2. Deneyin Yapılışı .....	31
3.3. Mikrosızıntı Testi.....	33
3.3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	33
3.3.2 Termal Siklus Uygulaması ve Mikrosızıntının İncelenmesi.....	35
3.4. Yüzey Sertliği Testi.....	37
3.4.1. Örneklerin Hazırlanması ve Deneyin Yapılışı.....	38
3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi .....	39
3.5. Örneklerin Hazırlanması ve Deneyin Yapılışı .....	40
3.6. Basma Dayanıklılığı Testi .....	41
3.6.1. Örneklerin Hazırlanması ve Deneyin Yapılışı.....	42
3.7. İstatistiksel Analiz .....	42
4. BULGULAR.....	44
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi .....	44
4.2. Mikrosızıntı Testi.....	45
4.3. Yüzey Sertliği Testi .....	48
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Testi .....	50
4.5. Basma Dayanımı Testi .....	54
5.TARTIŞMA .....	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR .....	78
EKLER.....	103
EK 1. Özgeçmiş Formu .....	103
EK 2. Etik Kurul Kararı.....	104

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışması sürecimde anlayışla bana yardımcı olan, benden fikir ve desteğini esirgemeyen, danışman hocam Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hacer TURGUT'a,

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında asistanlığım süresince, uzmanlık eğitimime katkıda bulunan hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burak DAYI'ya,

Tez çalışması sürecinde yardımcı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Güler YILDIRIM AVCU'ya,

Tez çalışmamızın istatistik kısmında yardımlarını esirgemeyen Bioistatistik Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Saim YOLOĞLU'na,

Acısıyla tatlısıyla, dostlukları sayesinde geçen 3,5 senede, bir an olsun yalnız bırakmayan, zorluklara birlikte atlattığımız değerli eş kıdemlilerim Arş. Gör. Dt Kübra ARSLAN ve Arş. Gör. Dt Elif Nihan KÜÇÜKYILDIZ'a

Uzmanlık eğitimim boyunca, iş arkadaşlığının ötesinde güzel dostluklar kurduğum, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim değerli arkadaşlarım Öğr. Gör. Dt Enis ŞİMŞEK, Arş. Gör. Dt Gizem AYAN, Arş. Gör. Dt Abdullah ARSLAN, Arş. Gör. Dt Fikri ÖCAL ve Arş. Gör. Dt Tuba SARICI'ya,

Uzmanlık eğitimimde tanıştığım, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim, güzel dostluklarıyla günlerimi güzelleştiren, canım arkadaşlarım Arş. Gör. Dt Raziye KURU ve Dr. Öğr. Üyesi Ayşe ÖZCAN KÜÇÜK'e,

Birlikte çalıştığımız fakültede ki tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölümümüzün bütün personeline ve fakülte personelimiz Osman KARATAŞ'a

Hayatım boyunca nereye gidersem gideyim maddi manevi desteğini benden esirgemeyen, ihtiyacım olan her zaman yanımda olan, sevgilerini doyasıya hissettiren annem Şenay KAPLAN'a ve babam Musa KAPLAN'a, abim Alper KAPLAN'a

Desteklerinden dolayı eşimin değerli ailesine,

Sevgisi, ilgisi ve sabrıyla, her zaman destek olan, her anımda yanımda olduğu gibi uzmanlık tezi çalışmalarım sırasında da hep yanımda olan, kendisine sahip olduğum için şanslı hissettiğim sevgili eşim, Arş.Gör. Dr Hakan KARAKAŞ'a,

Bütün kalbimle teşekkür ediyorum.

## ÖZET

### **Daimi Restoratif Materyal Olarak Kullanılan Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi**

**Amaç:** Bu çalışmada, güçlendirilmiş cam iyonomer materyaller arasında gösterilen, yüksek viskoziteli cam iyonomer ve giomerin, daimi restoratif materyal olarak kullanımının bir kompozit rezinle mekanik özellikler açısından karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda Equia Forte, Beautifil II, Solare X olmak üzere 3 grup kullanılmıştır. Makaslama bağlanma dayanıklılığı testi için 48(n=16), mikrosızıntı testi için 27(n=9) adet çekilmiş 3. molar dişi kullanılmıştır. Basma dayanımı, yüzey sertliği ve pürüzlülüğü testlerinden her bir test için 30(n=10) örnek hazırlanmıştır. Makaslama ve basma dayanımı testi universal test cihazı kullanılarak yapılmıştır. Mikrosızıntı testi için dişin bukkal ve lingual yüzeylerine standart sınıf V kavite hazırlanmıştır. Dişlere termal siklus (5-55°Cx10.000) uygulanmış ve %0.5'lik bazik fuksinde 24 saat boyunca bekletilmiştir. Yüzey sertliği ve pürüzlülük ölçümleri için vickers mikrosertlik testi ile AFM yöntemi kullanılmıştır. İstatistiksel analizler SPSS for Windows Version 22.0 kullanılarak yapılmıştır.

**Bulgular:** İstatistiksel sonuçlara göre makaslama bağlanma testinde, yüzey sertliğinde, basma dayanımı testinde ve mikrosızıntı testlerinde bütün gruplar arasında fark vardı (p<0.05). Yüzey pürüzlülük değerlerine göre gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir (p>0.05). En yüksek makaslama bağlanma dayanımını Solare X göstermiştir. Mikrosızıntı testinde Equia Forte' en düşük değerler gözlemlendi. Yüzey sertliğinde en yüksek sertlik Equia Forte'da görülmüştür. En yüksek basma dayanımını Beautifil II göstermiştir.

**Sonuç:** Makaslama bağlanma testi dışındaki testlerde, güçlendirilmiş cam iyonomer simanların kompozit rezine göre benzer veya daha iyi mekanik özellikler gösterdiği görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** AFM yöntemi, giomer, güçlendirilmiş cam iyonomer, makaslama bağlanma dayanımı, mikrosızıntı, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği

## ABSTRACT

### **Investigation Of Mechanical Properties Of Reinforced Glass Ionomer Cements Used As Permanent Restorative Materials**

**Aim:**In this study, it is aimed to evaluate the usage of the reinforced glass ionomer materials like high viscosity glass ionomer and giomer as a permanent restorative material, in comparison with the composite resin in terms of the mechanical properties.

**Materials and Methods:**In our study, three groups were used: Equia Forte, Beautifil II and Solare X . For the shear bond strength test 48 (n=16) and for the microleakage test 27 (n = 9) extracted 3<sup>th</sup> molar teeth were used. 30 samples (n=10) were prepared for each compression strength test and surface hardness and roughness tests. Shear and compressive strength tests was performed by using universal test device. Standard class V cavities were prepared on the buccal and lingual surfaces of the tooth for microleakage test. Thermal cycling (5-55°Cx10.000) was applied to the restored teeth and kept in 0.5% basic fuchsin for 24 hours. Surface hardness and roughness tests were performed by using the vickers microhardness test and AFM method. Statistical analysis was performed by using SPSS for Windows Version 22.0.

**Results:**According to the statistical analyze, difference was found between all groups in shear bond strength, surface hardness, compressive strength and microleakage tests (p <0.05). There was no significant difference between the groups according to surface roughness values (p> 0.05). Solare X showed the highest shear bond strength. Equia Forte showed the lowest value in the microleakage test. The highest hardness in surface hardness was obtained in Equia Forte. Beautifil II showed the highest compressive strength.

**Conclusion:**Reinforced glass ionomer cements had similar and better mechanical properties than composite resin in all of the tests except the shear bond strength test.

**Keywords:** AFM method, giomer, Reinforced glass ionomer, shear bond strength, surface roughness, surface hardness



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde
<b>ADA</b>	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
<b>AFM</b>	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>ART</b>	: Atravmatik Restoratif Tedavi
<b>ASPA</b>	: Alumino-Silikat-Poliakrilik-Asit
<b>BaSO<sub>4</sub></b>	: Baryum sülfat
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol Glisil Metakrilat
<b>Ca</b>	: Kalsiyum
<b>CİS</b>	: Cam İyonmer Siman
<b>CPP-ACP</b>	: Kazein Fosfopeptit-Amorf Kalsiyum Fosfat
<b>d</b>	: İz alanı
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>EGDMA</b>	: Ethilenglikol Dimethakrilat
<b>F</b>	: Uygulanan kuvvet
<b>GCİS</b>	: Geleneksel cam iyonmer simanların
<b>HEMA</b>	: Hidrosietil Metakrilat
<b>ISO</b>	: İnternational Organization for Standardization
<b>K</b>	: Potasyum
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>La</b>	: Lantan
<b>La<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Lantan oksit
<b>LED</b>	: Light Emitting Diode
<b>Max</b>	: Maximum

<b>Min</b>	:Minumum
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetre kare
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>Na</b>	: Sodyum
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>PRG</b>	: Pre-reacted glass ionomer
<b>pH</b>	: Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu
<b>Ra , Sa</b>	: Ortalama pürüzlülük
<b>RMCİS</b>	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>SiO</b>	: Silisyum oksit
<b>Sn</b>	: Saniye
<b>Sr</b>	: Stronsiyum
<b>SrO</b>	: Stronsiyum oksit
<b>TEGDMA</b>	: Trietilenglikol Dimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Urethan Di Metakrilat
<b>USPHS</b>	: United States Public Health Service
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>YVCİS</b>	: Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar
<b>Zn</b>	: Çinko
<b>µm</b>	: Mikro metre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil No.</b>	<b>Sayfa No.</b>
Şekil 2.1. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu (31) .....	6
Şekil 2.2. Vickers test şeması .....	25
Şekil 2.3. Elmas ucun yüzeyde bıraktığı izin mikroskopik görüntüsü .....	25
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller .....	29
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan universal test cihazı .....	30
Şekil 3.3. Makaslama test örnekleri.....	31
Şekil 3.4. Cihaz içerisine yerleştirilmiş bir örneğin görüntüsü .....	32
Şekil 3.5. Materyal-dentin sınırına dik yerleştirilen ucun görüntüsü .....	32
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan stereomikroskopun görüntüsü .....	33
Şekil 3.7. Mikrosızıntı hazırlanan örnekler .....	34
Şekil 3.8. Mikrosızıntı değerlerinin skorlaması.....	36
Şekil 3.9. Termal siklus cihazı görüntüsü.....	36
Şekil 3.10. Kesit alma cihazı .....	37
Şekil 3.11. Kesit alma cihazı içerisine yerleştirilmiş bir örnek .....	37
Şekil 3.12. Sertlik cihazı görüntüsü.....	38
Şekil 3.13. Teflon kalıplar ve hazırlanan örnekler .....	38
Şekil 3.14. AFM cihazının görüntüsü.....	40
Şekil 3.15. Teflon kalıplar ve hazırlanan örnekler .....	40
Şekil 3.16. Basma testinde kullanılan universal test cihazının görüntüsü.....	41
Şekil 3.17. Kullanılan kalıplar ve hazırlanan örneklerin görüntüsü .....	42
Şekil 4.1. Materyallerin ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	44
Şekil 4.2. Oklüzal ve gingival duvar mikrosızıntı skor grafiği .....	46
Şekil 4.3. Mikrosızıntı skorlarına göre stereomikroskop görüntüleri .....	48
Şekil 4.4. Materyallerin ortalama sertlik değerleri .....	49
Şekil 4.5. Materyallerin ortalama pürüzlülük değerleri .....	50
Şekil 4.6. Grup 1'deki (Equia Forte) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü.....	51
Şekil 4.7. Grup 1'deki (Equia Forte) en yüksek pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü.....	51

<b>Şekil 4.8.</b> Grup 2'deki (Beautiful II) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü.....	52
<b>Şekil 4.9.</b> Grup 2'deki (Beautiful II) en en yüksek pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü.....	52
<b>Şekil 4.10.</b> Grup 3'deki (Solare X) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü.....	53
<b>Şekil 4.11.</b> Grup 3'deki (Solare X) en yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü.....	53
<b>Şekil 4.12.</b> Materyallerin ortalama basma dayanımı değerleri .....	54



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo No.</b>	<b>Sayfa No.</b>
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....	28
<b>Tablo 4.1.</b> Test edilen materyallerin makaslama bağlanma değerleri.....	44
<b>Tablo 4.2.</b> Materyallerin ikili karşılaştırmaları .....	45
<b>Tablo 4.3.</b> Kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı .....	45
<b>Tablo 4.4.</b> Gruplardan elde edilen mikrosızıntı skorları. ....	45
<b>Tablo 4.5.</b> Materyallerin okluzal ve gingivaldeki mikrosızıntı dağılımlarının gösterimi.....	46
<b>Tablo 4.6.</b> Materyallerin vickers sertlik değerleri.....	49
<b>Tablo 4.7.</b> Materyallerin ikili karşılaştırılması.....	49
<b>Tablo 4.8.</b> Materyallerin pürüzlülük değerleri .....	50
<b>Tablo 4.9.</b> Test edilen materyallerin basma dayanımı değerleri .....	54
<b>Tablo 4.10.</b> Materyallerin ikili karşılaştırmaları .....	55

# 1.GİRİŞ

Günümüzde diş hekimliğinde, adeziv yöntemlerdeki gelişmeler ile koruyucu ve önleyici tedavilerde de ilerlemeler sağlanarak, sağlıklı diş yapılarının korunması önem kazanmıştır. Konservatif tedavi uygulamalarında dişin restore edilmesi kadar, restorasyon sonrası kalan diş dokusunun uzun süreli olarak korunmasında çok önemlidir (1). Bu nedenle diş tedavilerinde tercih edilen restoratif materyallerin, iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları, minimal kavite preparasyonu kullanmaları, antikaryojenik özellikler taşımalıdır.

Daimi direkt restoratif materyaller arasında bulunan amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar rutin klinik uygulamalarda kullanılmaktadır.

Restoratif materyal olarak amalgam, kullanımın kolay ve dayanıklı bir yapıya sahip olması sebebiyle kullanılırken, son zamanlarda estetik kaygı, kaviteye mekanik olarak tutunmasıyla ekstra kavite preparasyonu gerekmesi ve civa toksisite riskinin bulunması sebebiyle kullanımı azalmıştır (2, 3). Son yıllarda diş hekimliğinde minimal girişimsel tedavi tekniklerinin benimsenmesinin yanı sıra estetik restorasyonlara olan ilginin artması sonucunda, cam iyonomer simanlar ve kompozit rezin materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır (4).

Restoratif diş hekimliği alanında dental kompozit rezinlerin kullanımı oldukça yaygındır ve amalgama iyi bir alternatiftir (5). Kompozit rezinlerin uygulanmaları sırasında yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi, nem kontaminasyonuna oldukça hassas olması, tabakalama yöntemiyle kaviteye yerleştirilmeleri ve çürük aktivitesi yüksek olan hastalarda klinik olarak başarıları olamaması gibi dezavantajları vardır (2). Bu dezavantajların yanı sıra son dönemlerde kompozit rezinlerin toksisite riski de gündemdedir (6).

Restoratif diş hekimliğinde diğer bir yaygın kullanılan restoratif materyallerden biri de cam iyonomer simanlardır. Cam iyonomer simanların (CİS) kullanım kolaylığı olması, flor iyonu salınımı ve reşarj olabilme özellikleri sayesinde antikaryojenik potansiyellerinin bulunması, biyouyumlu olması, diş dokularına kimyasal bağlanabilmeleri, termal genleşme katsayılarının diş dokularına benzer olması gibi avantajları bulunur. Fakat bu avantajların yanı sıra sertleşme aşamasında neme karşı çok

hassas olmaları, aşınma dirençlerinin, sıkışma ve eğilme dayanımlarının zayıf olması sebebiyle mekanik özelliklerinin zayıflığı, fazla strese maruz kalan posterior bölgelerde restoratif materyal olarak kullanımlarını sınırlandırmaktadır (7).

Remineralizasyon potansiyellerinin bulunması ve antikaryojenik özellikleri ile oldukça popüler hale gelen CİS'lerin geliştirilmeye ihtiyaç duyulması, güçlendirilmiş cam iyonomer siman türlerine yönelik çalışmaların yapılmasını sağlamıştır (1, 8). Cam iyonomerin toz ve likit kısmında ikinci bir faz partikülü olarak metal, seramikler ve cam fiberler partiküller eklenip farklı modifikasyonlarla geliştirerek, CİS'in fiziksel ve mekanik özellikleri ve antibakteriyel aktivitesi geliştirilmeye çalışılmıştır (9, 10).

Bu çalışmalar sonucu piyasaya çıkan materyallerden olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS), erken dönemde neme karşı hassasiyetleri azaltılarak, sertlik ve aşınma dirençleri artırılmış ve yoğun çiğneme kuvvetlerinin görüldüğü posterior bölgelerde kullanılabilir duruma getirilmiş materyallerdir (11).

Cam iyonomerin başka bir modifikasyonu da giomerlerdir. Giomer aktif cam iyonomer tanecikleri içeren, flor iyonu salınımı yapabilen ve ışıkla sertleşen güçlendirilmiş restoratif bir materyal olarak kullanıma sunulmuştur. Pre-reacted glass iyonomer (PRG) doldurucuları, florealuminasilikat cam tozlarıyla polialkenoik asitin sulu ortamda oluşan asit-baz reaksiyonu sonucu meydana gelirler (12). PRG doldurucuları, CİS yapısında olup flor iyonu salınımdan sorumludur (13, 14).

Bu çalışmanın amacı, güçlendirilmiş cam iyonomer materyaller arasında gösterilen, YVCİS'in ve giomerin, daimi restoratif materyal olarak kullanımının makaslama bağlanma dayanımı, mikrosızıntı, basma dayanımı, yüzey sertliği ve pürüzlülüğü gibi mekanik özellikleri açısından kompozit materyaliyle karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Cam İyonomer Simanlar

1950'li yıllından bu yana, araştırmacılar dental alanda yeni materyaller arayışlarına başlamışlardır. Smith tarafından 1968 yılında ilk çinko-poliaklenat siman geliştirilmiştir. Smith, çinko oksit öjenol simanın yapısı üzerinde çalışarak, likitinde öjenolün yerine poliakrilik asit kullanarak oluşturduğu materyal ile diş dokularına iyi bağlanabilen polikarboksilat simanları bulmuştur (15). Cam iyonomer simanları, 1972 yıllarında Wilson ve Kent geliştirmiştir (16). Silikat ve çinko polikarboksilat siman formlarının karıştırılmasıyla oluşan CİS'ler, silikat simanların dirençli olmaları, sertliklerinin yüksek olması ve flor iyonu salmaları gibi özellikleriyle, diş dokularına bağlanma ve biyouyumluluk özellikleri bulunan poliakrilik asit likitinin birleştirilmesi sonucu oluşmuştur (17). Cam iyonomer simanlar, doldurucu olarak reaktif fluoroaluminosilikat camın, matriks olarak ise karboksil gruplarından oluşan iki kısım arasında ortaya çıkan asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, su bazlı restoratif materyallerdir (18). CİS'ler toz-likit sistemi karıştırılması ile aktive olmakta ve sonucunda oluşan materyalin estetik görüntüsü kompozit rezinlere benzemekte, fakat içeriğinde bulunan iyonomerler materyalin mine dokusuna göre opak görünmesine neden olmaktadır (19).

Klinik kullanıma sunulan ilk ticari preparatın adı Alumino-Silikat-Poliakrilik-Asit olan içeriğin baş harfleri oluşan ASPA olmuştur (20). CİS'lar Avrupa'da 1975, Amerika Birleşik Devletleri'nde 1977 yılında ASPA-I ismiyle piyasaya tanıtılmıştır (21). Wilson ve Crisp tarafından materyalin sertleşme reaksiyonunu geliştirmek amacıyla, içerisine tartarik asit eklenerek ASPA II adını alan, açık renkli ve biraz opaklığı bulunan ilk klinik olarak kullanılabilir cam iyonomer simanlar oluşturulmuştur. Poliakrilik asitin zamanla kendi içerisinde bağ oluşturup jelleşmesi kullanılan materyali de geliştirmelerine sebep olmuş bu durumu engellemek için, metil alkol eklenerek ASPA III simanı geliştirilmiştir. Ancak ASPA-III'ün de klinik kullanımda yeterli görülmediği için likit, akrilik asit kopolimerleri olan itakonik, alkenoik, maleik ve fumarik asitten oluşan bir kopolimere dönüştürerek ASPA-IV oluşturmuşlardır (20, 22-25).

Cam iyonomer simanlar flor iyonu salmalarına bağlı olarak antikaryojenik özelliklerinin bulunması, biyouyumlu olmaları ve diş yapılarına kimyasal olarak bağlanabilmeleri onları cazip bir materyal grubu haline getirmiştir (26). Ancak kırılma



dayanıklılıkları, sertlik ve aşınmaya dirençlerinin düşük olması gibi zayıf mekanik özellikleri ortadan kaldırmak için yeni formüller geliştirilmiştir.

Geleneksel cam iyonomerler yeniden formüle edilerek, az miktarda, ışıkla sertleşebilen rezin grupları eklenmiştir. Böylece cam iyonomerlerin avantajları korunup, nem hassasiyetleri azaltılarak, estetik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yeni materyallere, hibrit cam iyonomer simanlar veya rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) olarak adlandırılmaktadır (27).

Cam iyonomerlerin fiziksel kabiliyetlerini geliştirmek için, materyalin içeriğine amalgam alaşımı tozları ve gümüş doldurucular ilave edilerek, Ser-Met simanlar oluşturulmuştur (28).

Geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS), viskozitesi ve dayanıklılığı artırılmış versiyonları olan YVCİS'ler günümüzde çok geniş alanda kullanılmaktadır. Bu materyallerin sertleşme zamanları kısaltılarak, estetik özellikleri geliştirilmiş, neme duyarlılıkları azaltılmış ve kapsül formunda pratik bir kullanım imkanı sunulmuştur (29).

Cam iyonomer simanlarda yapılan gelişmeler sonucunda 1994 yılında materyallerin sertleşme reaksiyonlarına göre McLean JW ve arkadaşları tarafından tanımlanan bir sınıflama yapılmıştır (30).

**Tip I:** Yapıştırma için kullanılan cam iyonomer simanlar

**Tip II:** Restoratif cam iyonomer simanlar

- a) Estetik cam iyonomer simanlar
- b) Güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar (Cam Sermet)

**Tip III:** Çabuk sertleşen cam iyonomer simanlar

- a) Cam iyonomer esaslı kaide maddeleri
- b) Cam iyonomer esaslı fissür örtücüler

### **2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)**

Geleneksel cam iyonomer simanlar, toz ve likit sisteminin karıştırılmasıyla meydana gelmektedir. GCİS'ler, fluoroalimünosilikat partiküllerinin, iyonlar ile çapraz

bağlanmış polimer matriksten oluşur (31). Farklı modifikasyonları bulunabilmesine rağmen, tüm geleneksel cam iyonomer simanlar içeriğinde; polikarboksilik asit, fluoroalüminosilikat cam, su ve tartarik asit bulunmaktadır (32).

#### **2.1.1.1. Toz İçeriği**

Cam iyonomer simanın toz içeriğinde asitin çözebildiği kalsiyum fluoroalüminosilikat cam bulunur, ancak içeriğine bağlı olarak çinko, sodyum, potasyum, stronsiyum ve lantan bulunabilir (30). Alüminyum oksit( $Al_2O_3$ ), silisyum oksit ( $SiO_2$ ) ve diğer metal oksit, metal florür ve metal fosfatların  $1100^\circ C$ 'den daha yüksek bir ısıda eritilip soğutulmasıyla materyalin cam kısmı elde edilir. Metal iyonu olarak genelde alüminyum (Al), kalsiyum(Ca), çinko (Zn), sodyum (Na), potasyum (K) ,stronsiyum (Sr) ve lantan (La)'dan oluşmaktadır. Fosfat ve florid iyonları, üretilirken erime ısını arttırmak için kullanılarak, cam yapısının içerisine sertleşme özelliklerini değiştirmek için eklenmektedir. Lantan oksit ( $La_2O_3$  ), stronsiyum oksit (SrO) ve baryum sülfat ( $BaSO_4$  ) ise materyale radyopak özellik sağlamak için cam tozunun içeriğine eklenirken camın yapısına girmemektedir. Floroalümina silikat cam, fluor iyonu salınımı yapma özelliğine bulunan bir yapıdır. Camın iskeletsel yapısını alüminyum oksit ve silikon dioksitten oluşan, üç boyutlu silikat cam yapıdan olan bir tetrahedrondur. Al iyonu tetrahedron yapının merkezindeki silika iyonu ile yer değiştirebilir. Cam tozlarının yapısında bulunan flor ve fosfat iyonları silika tetrahedral yapı içine katılmazlar (33).

Cam tozlarının tanecik boyutları ve dağılımları simanın sertleşme reaksiyonunu kontrol altında tutabilmek için çok önemlidir ve toz kısmının tanecik boyutu CİS'lerin kullanıldığı alanına göre değişmektedir. Restoratif materyal olarak kullanılacak ise en fazla  $50\mu m$ , yapıştırma ya da kaide materyali olarak kullanılacak ise en fazla  $20\mu m$  boyutunda olmalıdır (34).

#### **2.1.1.2 Polimerik Asitler**

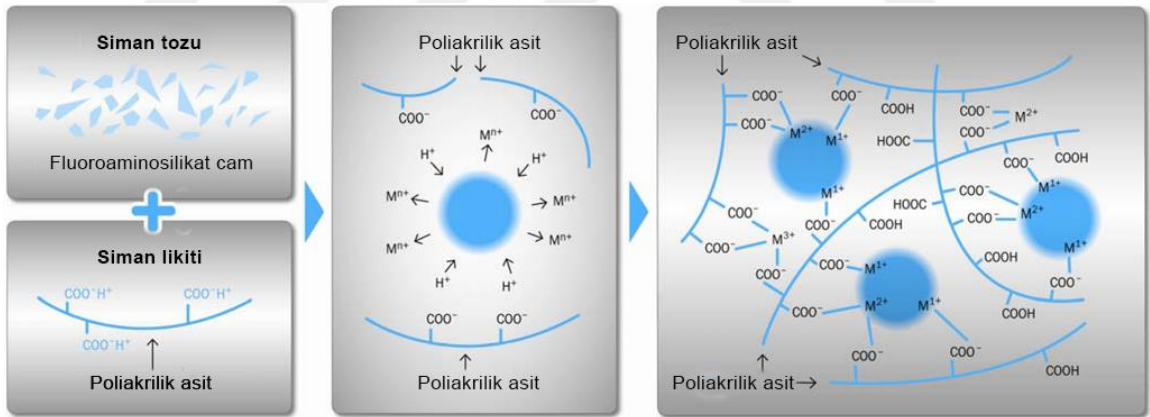
CİS'lerin matriks kısmını oluşturan poliasit çoğunlukla polikarboksilik asittir,ancak polivinil fosforik asit, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri gibi asitler de kullanılabilir (33). Yüksek konsantrasyona jelleşme

olmadan erişebilmek için akrilik asit-itakonik asit kopolimeri kullanılarak düşük molekül ağırlığı oluşumu sağlanmıştır (35).

Poliakrilik asidin molekül ağırlığındaki artış simanın sertliğini artırarak mekanik özelliklerini olumlu etkilerken, simanın karıştırılmasını da zorlaştırmaktadır. Poliasidin etkinliği kopolimerin içeriğine, moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna bağlıdır. Akrilik aside maleik veya itakonik asitin eklenmesiyle karboksil gruplarının sayısı artırılmaktadır. Polimer asidin karboksil grubu, CİS'lerin dış dokularına ve metallere bağlanırken metal iyonlarıyla iyonik reaksiyona girer (36, 37). Poliasitler, simanın nem varlığında yüzey ön işlemleri yapılmadan dış dokularına veya metallere bağlanabilmesine olanak sağlamaktadır (38).

### 2.1.1.3 Sertleşme Reaksiyonu

CİS'lerin sertleşmesi poliakrilik asit içerisinde bulunan karboksilat gruplarının, dış sert dokuları içerisinde yer alan fosfat iyonlarıyla tepkimesi sonucu oluşan asit-baz reaksiyonu şeklindedir (39). Bu asit-baz reaksiyonu birbirini takip eden; çözünme (tozun ayrışması), şelasyon ve sertleşme aşamalarından oluşmaktadır.



Şekil 2.1. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu (31)

Cam partiküllerinin asitle teması sonucunda, asiditesi yüksek likit solüsyon (pH=1) silikat cam taneciklerinin çevresindeki bölgeleri çözmekte ve bunun sonucunda Ca, Al, F, silikon ve diğer iyonlar serbestlenir. Polimer kısmın karboksil grupları bu metalik iyonlarla reaksiyona girerek tuz köprüsü oluşturmakta ve camın yüzeyi silika hidrojele dönüşmektedir (40). Sertleşme reaksiyonunun başında oluşan bu jel, zayıf bir

yapısı bulunur ve suda çözünürlüğü fazla olan Ca poliakrilat tuz zincirlerinden oluşur. Bu başlangıç sertleşme aşamasında siman nemle karşılaşır Al ve Ca iyonlarının ortamdan uzaklaşması ile simanın yapısı oldukça zayıflayacaktır. İlk 24-72 saatte, Ca iyonları yerini, daha yavaş tepkimeye katılan üç değerli alüminyum( $Al^{+3}$ ) iyonları almakta ve çapraz bağı fazla olan fakat mekanik dayanımı yüksek olan bir matriks oluşmaktadır (41).

CİS'lerin, yapılarında çok fazla zayıf bağlı su bulunur, ancak sertleşme reaksiyonunda neme hassasiyeti fazla olan (hidrofilik) materyallerdir. Bundan dolayı sertleşme tepkimesi sonlanana kadar dehidratasyona ve neme karşı hassastır. Bu özellikleri nedeniyle materyalin translusentliğinde azalma, aşınmaya ve çözülmeye karşı direncin düşmesi gibi fiziksel özelliklerin etkilenmesiyle restorasyonun başarısızlığına neden olacak problemler oluşabilmektedir (42, 43). Bu olumsuzlukları önlemek için kullanılırken izolasyon sağlanmalı ve sonrasında uygulanacak yüzey koruyucu ajan ile simanın kritik nem dengesi korunmalıdır(44-46).

Tüm sertleşme sürecinde materyalin yapısında bulunan su önemlidir. Öncelikle asit-baz reaksiyonunda ve flor salınımında iyon taşınmasını sağlamaktadır. Suyun diğer bir görevide, sertleşmiş yapıya kimyasal bağlanarak, materyalin stabilitesini sağlamaktadır. Materyalin yapısında suyun varlığı manüplasyonunu da kolaylaştırmaktadır (7, 32).

#### **2.1.1.4. Diş Dokularına Bağlanma**

Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS), diş sert dokularına kimyasal bağlanabilen restoratif materyallerdir. GCİS'in sertleşmesi sürerken bir taraftan da diş dokularına iyon değişimiyle polar ve fizikokimyasal olarak bağlanır. Diş dokuları ile siman arasındaki ilk karşılaşmada zayıf hidrojen bağlarının olduğu polar bağlanma görülür. Siman yapısının asidik olması, diş dokularında oluşan smear tabakasına self-etch asit gibi davranmasını sağlamaktadır (47). Siman ile diş arasında oluşan bağların zamanla artması ise polialkenoik asitin fosfat iyonlarını difüze etmesiyle gerçekleşmekte ve elektriksel dengede korunmaktadır. İyonların difüzyonu, CİS ile diş arasında iyondan zengin tabaka oluşmasını ve simanın diş sert dokularına iyi bir şekilde tutunmasını sağlamaktadır (33). Asit ile hidroksiapatit arasında oluşan iyonik bağların, hidroksiapatit kristallerinin minede daha yoğun olması sebebiyle, minede dentinden daha fazla görülür (48). Ayrıca tübül çaplarının ve dentinin nemliliğinde görülen artış

derin dentin dokusuna bağlanmaya engel olabilmektedir (49). CİS'lerin uygulanmasından önce dentin tübüllerini çok fazla açmasını sağlamayan zayıf bir asit olan poliakrilik asitin kullanılması, bağlanma dayanımını artırmak için önerilmektedir (49).

#### **2.1.1.5. Flor İyonu ve Antibakteriyel Özellikleri**

Sertleşme reaksiyonunun oldukça önemli bir ürünü de, cam matriksten salınan, sertleşme reaksiyonun ve iyon değişiminin sonucu oluşan flor iyonudur. İyon değişimi ile cam matriksten salınan florür karboksil grupları ve su ile yer değiştirmektedir. Uzunca bir sürede flor iyon salınımı devam etmektedir (32). Uzun süreli florür salınım özellikleri sebebiyle GCİS'lerin antikaryojenik materyaller olarak kabul edilmektedir. İlk 24 saatte görülen yüksek florür salınımı, sertleşme reaksiyonunda cam tozlarının polialkenoik asit ile birleşmesiyle oluşan bir patlama reaksiyonudur (burst effect). Flor iyonu salınımı sertleşme reaksiyonu boyunca çok yüksek olup, 24-72 saat sonrasında azalmakta ve 10-20 güne kadar salınımı sabitlenir ve simanların yapısında bulunan florür birkaç ay içinde tükenir (50, 51). Flor iyonu salınımı diş yapısında fluoroapatit kristalleri oluşmasını sağlayarak demineralizasyona dirençli bir yapı oluşturur (52). GCİS'ler, konsantrasyonlarına bağlı olarak çevreden florür alıp yeniden flor ile yüklenebilirler. Bu sebeple CİS'ler florür deposu olarak görülürler (51).

Diş çürüklerinde asidojenik bakteriler rol almaktadır. CİS'ler bu asidojenik bakterilere karşı antikaryojenik etki gösterirler. Bu özelliklerinde florid iyonu rolü büyüktür (53). Yapılan bir çalışmada, CİS'ler ile yapılan restorasyonların üzerindeki *S. mutans* sayısının kompozit restorasyonların üzerindeki daha az olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar CİS'lerin *Streptococcus mutans*'lara karşı antibakteriyel etkisinin olduğunu göstermiştir (54).

#### **2.1.1.6. Geleneksel Cam İyonomerlerin Genel Özellikleri**

Sertleşme sürecini tamamlamış GCİS'lerin olumlu ve olumsuz özellikleri vardır. Uzun dönem florid iyonu salınımı ve florid ile yeniden yüklenebilmeleri sayesinde sekonder çürük oluşumunu engellemeleri, biyouyumlu olmaları, pulpayı irrite etmemeleri, mine ve dentine kimyasal olarak bağlanmaları ve diş dokularına çok yakın ısı genleşme katsayılarının olması gibi olumlu özellikleri vardır (55). CİS'lerin diş dokusuna adezyonlarının başarılı olması, ağız ortamının zor şartlarında bütünlüğünü

korumasını sağlamaktadır (56). CİS'ler sertleşme sırasında kompozit rezinlere oranla daha az büzülme gösterirler. Bu özellikleri de mikrosızıntıya dirençli olmalarını, restorasyonda iyi bir kenar uyumunu ve yüksek retansiyonu sağlamaktadır (41).

GCİS'lerin dezavantajları arasında ise şu özellikler sayılabilir; çalışma zamanlarının kısa, sertleşme zamanın uzun olmasıyla kullanımları yüksek teknik hassasiyet gerektirir. Kaviteye ilk uygulanmaları sırasında nemlenme ve su kaybına hassas olması, ayrıca aşınmasının ve renklenmesinin kolay olması sebebiyle yetersiz estetik özelliklere sahiptirler. Kırılganlıkları yüksek, basma dayanımı, esneme katsayısı ve kırılma dayanımı düşük olması ile zayıf mekanik özellikler gösterirler (57-59). Bu özellikler materyalin klinikte oklüzal kuvvetler altındaki daimi molar dişlerin tedavisinde kullanımını sınırlamaktadır (60).

Son zamanlarda CİS'lerin zayıf fiziksel ve mekanik özellikleri, materyalin kullanım alanlarını sınırladığı için CİS'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştiren çalışmalar yapılmıştır. GCİS'lerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla; toz-likit oranının geliştirilmesi, poliakrilik asit modifikasyonları, rezin monomerlerinin ilave edilmesi, cam tozuna metal iyonları, hidroksiapatit, zirkonyum, fiber ve biyoaktif materyal ilave edilmesiyle değişiklikler yapılmıştır (61). Günümüzde cam iyonomer simanların gelişmesiyle birlikte amalgam ve kompozit rezin materyalleri gibi daimi dolgu materyalleri olarak kullanılabilmesinin önü açılmıştır.

### **2.1.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, GCİS'lerin neme duyarlılıklarının ve düşük mekanik özellik sorunun çözümlenmesi için, Antonucci ve arkadaşları tarafından 1988 yılında geliştirilmişlerdir (62). Rezin modifiye cam iyonomerler, hibrit cam iyonomerler veya ışıkla sertleşen cam iyonomerler olarak da isimlendirirler (63).

GCİS'lerin içerisinde bulunan poliakrilik asite, hidrosietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisil metakrilat (Bis-GMA) monomer rezin yapıları eklenerek %80 CİS, %20 rezin bileşeninden oluşan RMCİS elde edilmiştir (64). RMCİS'in toz kısmını florealüminosilikat cam tozları, likid kısmını ise HEMA, metakrilat grupları, tartarik ve poliakrilik asit ve %8 su oluşturmaktadır (65).

Simanın içeriğine rezinin eklenmesi ile dual sertleşme mekanizması görülür, yani asit-baz reaksiyonu ile birlikte foto-kimyasal bir sertleşme de gösterirler. Işıkla

polimerizasyon sonrasında asit-baz reaksiyonu devam ederek, tam bir sertleşme ve daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasını sağlar (64, 65).

RMCİS'ler, geleneksel cam iyonomerlere göre, sertleşme tepkimelerinin ışık ile başlaması, çalışma zamanlarının daha uzun olması, daha iyi mekanik özelliklere, kenar uyumuna, diş dokularına adezyona ve estetiğe sahip olması yönüyle daha başarılıdır. Ayrıca RMCİS'ler cam iyonomer simanların avantajlarına da sahiptirler. Bunlar; flor iyonu salınımı ve reşarj olabilme, diş dokusuna benzer termal genişleme ve diş dokusuna fiziko-kimyasal olarak bağlanma özellikleridir. Rezin modifiye cam iyonomer simanların kırılmaya dayanıklılığı ve aşınmaya dirençleri GCİS'lere göre daha yüksektir (7, 66, 67). RMCİS'in biyoyumluluğu içeriğinde bulunan HEMA monomeri sebebiyle GCİS'lerden daha düşüktür. Bunun nedeni olarak da iyi bir polimerizasyon yapılsa dahi artık monomer (HEMA) salınımı olabilmesi gösterilir. Bu durum pulpayı hassasiyetten enflamasyona kadar farklı şekillerde olumsuz yönde etkileyebilir (68).

### **2.1.3. Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Nano-iyonomer)**

Nanoteknolojinin kompozit rezinlere uygulanması, diş hekimliği materyaller alanındaki en önemli gelişmeler arasında yer almaktadır. Nano özellikli materyaller, daha az büzülme gösteren ve kavite duvarlarına çok iyi adapte olan materyallerdir (69, 70).

Fluorid salınımının yüksek olduğu ve restorasyon yüzeylerinin daha pürüzsüz olması amacıyla RMCİS'lerin yapısında bulunan flouroaluminosilikat cam tozlarına nano doldurucular ve nano kümeler eklenmiştir. Materyale nanopartiküllerin eklenmesiyle materyalin aşınmaya direnci gibi fiziksel özelliği ile optik ve estetik özelliklerinin olumlu yönde geliştirilmesi amaçlanmıştır (71, 72). Ketac N100 (3M ESPE, St Paul, USA), 2007 yılında RMCİS'ler ile nano doldurucuların avantajlarının birleştirildiği bir nanoiyonomer olarak piyasaya çıkmıştır.

### **2.1.4. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)**

Poliasit modifiye kompozit rezinler, CİS'lerin florür salma özelliği ile kompozit rezinlerin estetik özelliğini birleştirerek geliştirilen konseptler olarak tanıtılmıştır. Yapısının %30'unu CİS, %70'ini kompozit rezin oluşturur (73). Günümüzde kompozit ve cam iyonomer kelimelerinden oluşan "kompomer" olarak adlandırılmaktadır.

Poliasit-modifiye kompozit rezinlerin yapısı üretan dimetakrilat (UDMA), HEMA ve bütan tetra karboksilik asit olan rezinlerden ve asit monomerden oluşur (74). Sertleşme mekanizması, polimerizasyonu ışık ile yapılan (fotopolimerize), tek bileşenli yapısı olan materyallerdir. İçeriğinde su bulunmaz ve ışık ile polimerizasyonundan sonra asit-baz reaksiyonunu başlatması için ağız içinde tükürük ile temas etmelidir. Böylece cam doldurucudan matrikse doğru flor iyonu salınımı gerçekleşir (74, 75). Literatürdeki çalışmalarda, kompomerlerden salınan flor iyonu miktarı geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara kıyasla daha az olduğu bildirilmiştir. Bu farklılığın kompomerin yapısındaki flor iyonlarının ağız içi sıvılarla temas etmeden önce, doldurucu partiküllere bağlanmasının sebep olduğu bildirilmektedir (50, 76, 77).

Kompomerler, kullanımının kolay olması ve iyi fiziksel ve mekanik özelliklere göstermeleri sebebiyle özellikle çocuk diş hekimliğinde çok tercih edilen restoratif materyallerdir (78).

### **2.1.5. Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanlar**

#### **2.1.5.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)**

1995 yıllarında yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar piyasaya sunulmuştur (79). GCİS'lerin nem hassasiyetlerini azaltmak, aşınmaya dirençlerini yükseltmek ve yoğun çiğneme stresinin bulunduğu bölgelerde kullanılabilmelerini sağlamak için farklı yenilikler yapılarak YVCİS'ler geliştirilmiştir. Bu simanlara 'kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar' olarakta bilinmektedir. YVCİS'ler ilk olarak atravmatik restoratif tedavide (ART) kullanılmak üzere geliştirilmiştir (80).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda, cam partiküllerin yüzeyinde bulunan fazla Ca iyonları elimine edilerek ve toz/likit oranı, partikül boyutları ve dağılımı değiştirilerek ve tozuna poliakrilik asit eklenerek mekanik özellikleri ve aşınmaya dirençleri geliştirilmiştir. (11). GCİS'lerin toz/likit oranı 3/1 veya 4/1 iken; YVCİS'lerde bu oran 6/1 veya 7/1'dir. Bu özelliklerle daimi restorasyon materyali olarak kompozit rezinin ve amalgamın alternatifi olmaları amaçlanmıştır (81, 82).

GCİS'lerle benzer sertleşme mekanizması gösteren YVCİS'lerin aşınmaya dirençleri, yüzey sertliği, eğme ve basma kuvvetlerine dayanıklılıkları artırılıp, çözünürlükleri azaltılmıştır. Bunlara ilaveten flor iyonu salınımları ve diş dokularına



biyoyumlulukları GCİS'lerle aynı orandadır (83). Araştırmalarda diğer CİS'lerin aksine, YVCİS'ler sertleşme reaksiyonu daha hızlı olduğundan, erken dönemde nemle karşılaşmalarının fiziksel özelliklerini kötü yönde etkilenmediği bildirilmiştir (84-86). Ancak yinede üretici firmalar YVCİS'lerin erken dönemde nemden etkilenmelerinin engellenmesi ve aşınma dirençlerinin artırılması için koruyucu rezin içerikli glaze materyalleriyle birlikte kullanılmalarını önermektedir (84).

2007 yılında, yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer Fuji IX GP Extra (GC Co, Tokyo, Japonya) ve nano dolduruculu, rezin içerikli yüzey koruyucu glaze materyali G-Coat Plus'dan (GC Co, Tokyo, Japonya) oluşturulan sisteme Equia adı verilmiştir. 2009 yılında, sistem geliştirilerek Equia Fil ve Equia Coat ismini almıştır (87).

Equia Fil sisteminin klinik kullanımda başarılı olmasını araştıran az sayıda çalışma vardır ve materyal genellikle kompozit rezinle karşılaştırılmıştır (88). Gürkan ve arkadaşları 6 yıl süreyle takip ettikleri klinik çalışmalarında, toplamda 80 adet sınıf I ve 60 adet sınıf II kaviteye uygulanan Equia ile bir mikrohibrid kompozit olan Gradia Direct'in (GC Co., Tokyo, Japonya) klinik açıdan uzun sürede benzer başarı gösterdiği bildirilmiştir (87). Friedl ve arkadaşlarının Equia'nın posterior dişlerde daimi restoratif materyal olarak uygunluğunu inceledikleri retrospektif çalışmada, 43 hastaya 6 farklı diş kliniğinde 26 adet sınıf I ve 125 adet sınıf II restorasyon yapılmıştır. 2 yıl sonunda hiçbir başarısızlık gözlenmediği ve marjinal renk değişikliğinin % 1'den az olduğu bildirilmiştir (89). Amerikan Diş Hekimliği Birliği'ne (ADA), bir materyalin, posterior bölgede daimi restoratif materyal olarak kullanılabilmesi için , 18 aylık bir sürede retansiyon oranının en az %90 olması gerektiğini bildirmiştir. Bu zamana kadar yapılan çalışmalarda, Equia'nın, posterior bölgede başarılı olduğu tespit edilmekte birlikte daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (87-89).

#### **2.1.5.2. Giomer**

Son dönemde cam iyonomer simanların sahip oldukları avantajları rezin materyallere kazandırmak için geliştirilen ve cam iyonomerlerin yeni bir versiyonu olan, içeriğinde önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer partikülleri (prereacted glass ionomers-PRG) bulunan giomer üretilmiştir (90). Giomerler son zmanalarda geliştirilen hibrit restoratif materyallerdir. "Cam iyonomer" ve "kompozit" materyallerinin özelliklerinin birleşiminden oluşurlar (91). Giomer adı, "Glass iyonomer + polimer" kelimelerinden oluşturulmuştur. PRG doldurucuları, florealuminasilikat cam tozuyla

polialkenoik asit arasında oluşan asit-baz reaksiyonuyla meydana gelirler (92). PRG partikülleri, yüzey aktif (S-PRG) ve tüm partikül aktif (F-PRG) olmak üzere iki çeşiti bulunmaktadır (13). Giomerlerde fluoroalüminasilikat cam tozu, poliasit ile önceden reaksiyona girerek cam iyonomer matris yapısını oluşturur ve sonra resin monomerleriyle birleşir. Giomerde asit-baz reaksiyonu resin ile birleşmeden önce gerçekleşmektedir. PRG partiküllerinin kullanılmasıyla, önceden reaksiyona girmiş hidrojel içerisinde iyon değişimi ile hızlı flor iyonu salımının gerçekleşmesini sağlar. Bu durum giomeri flor iyonu salınımı yapan resin içerikli restoratif materyallerden farklı kılar (92).

Giomerler, ışıkla sertleşmekte ve diş dokularına bağlanmak için bir adeziv sisteme ihtiyaç duymaktadır (14). Bu materyallerin flor iyonu salınımı ve depolaması, iyi estetik özellikleri, kolay cilalanabilirlik ve iyi mekanik özelliklere sahiplerdir (93). Giomerlerin kullanım alanları, kök çürüğü dolguları, servikal lezyonlar, sınıf I, II, III, IV ve V kavite ve süt dişi restorasyonlarıdır (94). Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya), diş renginde resin içerikli ilk giomer restoratif materyal olarak piyasa çıkmıştır (13).

Gordann ve arkadaşlarının (13) yaptığı 8 yıllık in vivo çalışmada, restorasyonlarda başarısızlık görülmediği ve klinik kullanım açısından kabul edilebilir bulunmuştur. Başka bir klinik çalışmada Sınıf II kavite ve hibrit doldurucu kompozit resinler, giomer, kompomerler ve RMCİS restorasyonları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda giomer ile yapılan restorasyonların daha uzun ömürlü olduğu ve 2 yıl sonunda %79 oranında başarı göstermiştir (95).

### **2.1.5.3. Cam Karbomer**

Karbomer ve fluoroapatit ile güçlendirilmiş, cam iyonomer içerikli restoratif materyallerdir. İçerisinde nano doldurucu partiküller ve fluoroapatit bulunması ile CİS'lerden ayrılırlar. Düşük çözünürlük, yüksek eğilme ve basma dayanıklılığına sahip, aşınma direnci yüksek restoratif materyaldir (96). Nanopartikül eklenerek yapısı mineye benzetilmek istenmiştir. Nanopartiküller çözünürlüklerini düşürüp, basma ve bükülme dayanıklılığını arttırmıştır (97).

Cam karbomerin sertleşme reaksiyonu CİS'lerin sertleşme reaksiyonuna benzemektedir. Kalsiyum fluoroapatit nano-kristalleri remineralizasyonu sağlar ve fluoroapatit oluşumunu başlatır. Nanopartiküller daha fazla temas alanı sağladığı için,

cam karbomerin likit olan poliakrilik asitiyle etkileştiklerinde materyalin sertleşmesini hızlandırır ve remineralizasyon etkisini hızlanmasını sağlarlar. Nanopartikül boyutunun çözünmede ve floroapatite dönüşümünde etkisi olduğu bildirilmiştir (96, 98).

Cam karbomer simanlar; rezin, solvent, metal vb. serbest monomer içermezler. Diş sert dokularına asit uygulanması kontendikedir. Radyopak olması sebebiyle postoperatif teşhisi kolaydır (99). Materyalin sertleşmesi yüksek enerjili ışık cihazları ile polimerize edilmesiyle hızlandırılabilir. Bu uygulamayla fotopolimerizasyon olmamakta, fakat ışık cihazının oluşturduğu ısıyla simanın sıcaklığı arttarak sertleşmesi hızlanmaktadır (100).

Nano teknolojiyle birlikte materyalin mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Cam karbomer GCİS ve RMCİS ile kıyaslandığında çalışma süresi daha uzun, daha hızlı sertleşme reaksiyonu oluşur, estetik özellikleri ve translusentliği daha iyidir, aşınmaya direnci ve kırılma dayanımı daha yüksektir. Flor iyonu salınımı ve reşarj olma özellikleri bulunur (101).

Klinik endikasyonları CİS'lere benzerdir; süt ve daimi dişlerdeki sınıf I ve sınıf II kaviterlerde, fissür örtücü, kron ve köprü restorasyonlarının tamirinde, sınıf V kaviterlerde ve kron/köprü yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadır (102).

#### **2.1.5.4. Zirconomer**

2015 yılında piyasaya sürülen Zirconomer adlı restoratif cam iyonomer sınıfı amalgamın gücünü ve dayanıklılığını içeren yeni bir posterior restoratif materyal olarak geliştirilmiştir. Zirconya doldurucuların Zirconomer'in cam bileşenine dahil edilmesi restorasyonun yapısal bütünlüğünü güçlendirdiği ve posterior yük taşıma alanlarında üstün mekanik özellikler kazandırdığı bildirilmiştir (103). Poliakenoik asit ve cam bileşenler, bu yüksek dayanımlı CİS'e üstün mekanik ve kullanım özellikleri kazandırmak için özel olarak işlenmiştir. İçeriğinde zirkonyum oksit, cam tozu, tartarik asit (% 1-10), poliakrilik asit (% 20-50) ve likit olarak deiyonize su bulunmaktadır (104).

Üreticinin iddiasına göre zirconomer, amalgamın mekanik ve cam iyonomerin antikaryojenik özelliklerini birleşiminden oluşturulan, aynı zamanda civa sitotoksitesi de görülmeyen bir materyaldir (3). Amalgamın gücünü gösterirken aynı zamanda CİS'lerin florür salma özelliklerini de korurlar. Zirconomer, beyaz amalgam olarak da

adlandırılmaktadır. Zirkonya ( $ZrO_2$ ), zirkonyumun beyaz kristalin oksididir (105). Zirkonya, CİS ve hidroksiapatit parçacıklarından daha yüksek bir güce sahiptir ve damıtılmış suda çözünmez (106).

## 2.2. Kompozit Reziner

Kompozit rezinerler, 1960 yılında R.L. Bowen geliştirmiş ve bugüne kadar önemli gelişmeler göstermiştir (107). Genel olarak 'kompozit' terimi materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir ve akrilik monomer içerisindeki silikat cam partiküllerinin birleşiminden oluşmaktadır (108).

Kompozit rezinerler 3 bölümden oluşur (109). Bunlar;

1. Organik Polimer Matris Fazı (Taşıyıcı Faz)
2. İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz)
3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan)

Organik faz: kompozitin aktif yapısıdır ve polimerizasyonu yapılmamış dolgu maddesine akışkanlık kazandırması sayesinde kaviteye yerleştirilmesini sağlar (108). Monomer sistem (monomer ve komonomerler), polimerizasyonu başlatıcılar (initiatörler), aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur.

Organik rezin matris, bisfenol A glisidil methakrilat (bis-GMA) veya uretan di methakrilat (UDMA) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerden oluşmaktadır (110). Bis-GMA'nın iki olumsuz özelliği; renklenmemesi ve yüksek viskozitesidir. Bis-GMA'da görülen yüksek viskozitesiyi düşürmek için üretici firmalar rezin matris içerisine düşük viskoziteli trietilenglikol dimethakrilat (TEGDMA) ve etilenglikol dimethakrilat (EGDMA) monomerlerini eklemiş ve bu sayede viskozite düşürülürken yaptığı çapraz bağ miktarı ve sertliği artırılmıştır. Organik rezin matrise ilave edilen monomerlerden biri de uretan dimethakrilat (UDMA)'dır. UDMA, 1974 yılında düşük viskoziteli bir materyal olarak üretilmiştir (111). UDMA, daha iyi bir adezyon ve renklenmeye karşı daha fazla direnç sağlamaktadır (112).

İnhibitörler, monomerlerin kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin grupların yapısına katılan fenol türevi bileşiklerdir. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girmesi monomerlerden daha fazla olmaktadır. Materyal gün

ışığıyla temas ettiğinde inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce tepkimeye girerler. İnhibitörler, kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatmakla birlikte yeterli çalışma süresini sağlayabilirler (113).

Başlatıcılar, kimyasal ve/veya fiziksel reaksiyon ile serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlamaktadır (114). Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı hassas olan başlatıcılar bulunmaktadır. Başlatıcı olarak sıklıkla, bir  $\alpha$ -diketon olan kamforokinon kullanılmaktadır (115, 116).

Organik faz, kompozit rezinin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır. Matriks su emebilir, boyanabilir ve renklenebilir. Bu sebepten üretici firmalar kompozit rezinin organik matriks içeriğini azaltarak ve doldurucu miktarını arttırarak daha güçlü bir yapı oluşturmayı amaçlamaktadırlar (117).

*İnorganik faz*; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitriyum cam ve baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Stronsiyum, çinko, baryum ve yitriyum ise materyallere radyoopaklığını sağlar. Silika partikülleriyle yapılan karışım, yapının mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yansır. Kompozit rezinlere mine dokusuna benzer yarı şeffaf bir görünüm kazandırır. Silika doldurucunun , kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere iki formu bulunmaktadır. Kristalin formları sert yapıdadır ve kompozit rezinin bitirme ve polisajını güçleştirir. Günümüzde kompozit rezinler çoğunlukla silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (21). İnorganik doldurucular; kompozit rezinlerin aşınmaya dayanıklılıklarının artırılması, basma ve çekme kuvvetlerine dayanıklılıklarının artırılması ve su emiliminin azaltılması gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için organik matriksin içerisine eklenmişlerdir (21, 118)

*Ara faz*: Silan, inorganik doldurucu faz ve organik rezin matrisi birbirlerine bağlar ve böylece kompozit rezinin fiziksel özelliklerini artırır. Silan inorganik doldurucu ile organik rezin matris arasında oluşabilen hidrolitik kırılmayı önleyerek, doldurucu ile rezin matris arasında stres dağılımını sağlar. Doldurucu partikülleri rezin matrise bağlanmada genellikle kullanılan ara bağlayıcı veya silanlama ajanları organo silanlardır. Silan gruplarının ucunda bulunan hidroksil grubu inorganik doldurucuya,

diğer ucunda bulunan metakrilat grubu da kompozitin polimerizasyonu sırasında rezin matrise bağlanır (21).

### **2.2.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

**1. İnorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü ve miktarına göre sınıflama (21);**

1. Megafil kompozitler (50-100 $\mu$ m)
2. Makrofil kompozitler (10-100  $\mu$ m)
3. Hibrit kompozitler (0,04-1  $\mu$ m)
4. Midofil kompozitler (1-10  $\mu$ m)
5. Minifil kompozitler (0,1-1  $\mu$ m)
6. Mikrofil kompozitler (0,01-0,1  $\mu$ m)
7. Nanofil kompozitler (0,005-0,01  $\mu$ m)

### **2. Viskozitelerine Göre Sınıflandırma**

*1. Kondanse Edilebilen Kompozit Rezinler:* Kompozit rezinlere eklenen inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak kondanse edilebilen visköz yapıda kompozitler üretilmiştir (21).

*2. Akışkan Kompozit Rezinler:* Kompozit rezinlerin organik matrisin daha yoğun ve inorganik doldurucu içeriğinin daha az olduğu materyallerdir (119).

### **3. Polimerizasyonlarına Göre Sınıflandırma**

- 1- Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- 2- Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozitler
- 3- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

### **2.2.2. Kompozit Rezinlerin Özellikleri**

Kompozitler, diş renginde, diş dokularına adezyon ile bağlanan, kenar sızıntıları azalmış, konservatif kavite preparasyonu için uygun, çürük temizlendikten sonra sağlam

kalan diş dokularını destekleyen, restorasyon tek başına bitirilebilen, porselen ve altın göre daha ekonomik olan materyallerdir (120).

Kompozit rezinlerin ısı iletkenlikler düşüktür ve sıcak-soğuk iletkenliği diş dokusuna benzer olduğundan pulpayı koruyabilen materyal olarak kabul edilmektedir (121). Fakat derin kavitelere polimerize olmadan kalan monomerler dentin tübülleri yoluyla pulpaya ulaşabilmekte ve pulpada enflamasyona neden olabilmektedir (121, 122). Ancak dentin tübülleri bonding ajan veya koruyucu kaide materyalleri ile kapatıldığında bu problemler engellenebilmektedir (122, 123).

Kompozit rezinler ile diş sert dokuları arasındaki ısıl genişleme katsayıları farklılığı kompozitin diş dokularına bağlanmasında problemler yaratmaktadır (21, 121, 123). Kompozit rezinlerin içerisine ilave edilen doldurucu miktarının artırılmasıyla ısıl genişleme katsayısı diş dokusuna daha yakın hale gelmekte ve diş-kompozit ara yüzünde oluşabilecek bağlantı problemlerini azaltmaktadır (21, 121).

Kompozit rezinlerin, uygulamalarının zor olması, teknik hassasiyet gerektirmesi, polimerizasyon büzülmesi ve marjinal sızıntı göstermesi, post operatif hassasiyet ve renklenebilme gibi dezavantajları da vardır. Kompozit rezinlerde karşılaşılan en önemli problemlerden biri monomerden polimere dönüşürken farklı oranlarda hacimsel olarak büzülmeye uğramalarıdır. Bu polimerizasyon büzülmesi olarak adlandırılır ve kompozit rezinle diş dokusu arasındaki bağlanmada bozulmalara neden olarak postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı, kenar renklenmesi ve sekonder çürüklerin oluşmasına sebep olabilmektedir. Polimerizasyon büzülmesini arttıran etkenler olarak kullanılan ışık kaynağının gücü, uzaklığı, çıkardığı ısı, kompozitin rengi, kalınlığı, kompozit rezinin yapısı, kavitenin şekli sayılabilir (21, 124, 125). Kompozitlerin polimerizasyonu sırasında artık monomerler açığa çıkabilmekte ve bunlar alerjik ve östrojenik etkilere neden olmaktadır (126, 127).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozitlerin basma kuvvetlerine dayanıklılığı amalgamlar kadar güçlü olmamakla birlikte cam iyonomerlerden daha yüksektir (121, 122).

Mikrofil kompozitlerin makaslama ve gerilme bağlanma dayanımları hibrit ve nanokompozitlere göre daha iyi olmasına karşın, basma dayanımları daha düşüktür (121-123). Yüksek doldurucu içeriğine sahip bir çok kompozit mineden daha yüksek

basma dayanımına, dentine yakın gerilme direncine ve dentinden daha yüksek basma dayanımına sahiptir (122).

### **2.3. Amalgam**

Amalgam bir asırdan fazla bir süredir evrensel bir posterior restoratif materyal olarak başarıyla kullanılmaktadır (128). Dental amalgam; gümüş, bakır, kalay ve civa gibi metallerin karışımından oluşan restoratif bir materyaldir (129). Ancak, amalgamın diş hekimliğinde, çoğunlukla civa içeriği nedeniyle kullanımına ilişkin birçok tartışma devam etmektedir (130).

Amalgamın diş dokularına mekanik tutunması, fazla kavite preperasyonuna yapılması, düşük kırılma dayanımı ve termal iletkenliklerinin yüksek olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ancak amalgam, rezin içerikli materyallere göre daha az teknik hassasiyet ve nem kontrolü gerektirmesi sebebiyle restorasyon yapımlarında tercih edilir (131, 132). Ancak amalgam son yıllarda daha az kullanılmaktadır. Bunun sebebi olarak içeriğinde bulunan civa elementinin insan sağlığını kötü etkilediğine dair tartışmalar, çevre kirliliğine sebep olması ve estetik materyal seçeneklerinin çoğalmasının etkili olduğu bildirilmiştir (133).

### **2.4. Restoratif Materyallerin Mekanik Özellikleri**

#### **2.4.1. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri**

Bağlanma dayanımı testleri, restoratif materyalin diş sert dokuları mine veya dentin ile adezyon derecesini belirlemek amacıyla yapılmaktadır. Materyalin diş dokularıyla yaptığı bağlanma kuvvetinin bilinmesi, bu materyalin klinik başarılarının bilinmesi ve geliştirilmesi açısından önemlidir (134, 135).

Bağlanma dayanımını değerlendiren asıl test metodu, çürüksüz Sınıf V restorasyonlarda yapılan klinik çalışmalardır. Ancak maliyetlerinin yüksek olması, klinik deneylerin uzun sürmesi gibi sebeplerle klinik başarısızlıklar hakkında bilgi edinmek çok zor olmaktadır. Bu nedenle bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesinde bir çok laboratuvar yöntemi geliştirilmiştir (135, 136). Bu sebeple araştırmacılar için sonuçlara etkin ve çabuk ulaşılabilen, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları karşılaştırılabilir *in vitro* testler, bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde *in vivo* testlere göre daha çok kullanılmaktadır (137). *İn vitro* ve *in vivo* çalışmalarının



sonuçları, bağlanma dayanımını inceleyen en geçerli yöntemin mine veya dentine bağlanan biyomateryallerin yaşlandırılmasıyla ulaşıldığını göstermiştir (136).

Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlanma dayanıklılıklarını belirlemede makaslama(shear), gerilim(tensile), mikro-gerilim (micro-tensile) ve mikro-makaslama(micro-shear) bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Bunlardan en çok makaslama(shear) ve mikro-çekme(micro-tensile) bağlanma dayanımı test yöntemleri kullanılmaktadır (138). Bağlanma dayanımı testlerinden çekme ve makaslama testleri, restorasyonların ağız içerisinde maruz kalacakları olası kuvvetleri taklit ederek materyal dayanımını değerlendiren testlerdir (139).

Makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testlerinin genellikle 3-6 mm çapında geniş bağlanma yüzeyleri olan örnekler ile yapılan testlere “makro” makaslama ve çekme testleri denilmektedir (140). Bu test yöntemlerinde örnekler kırılırken, genellikle dentinde koheziv tip kırılmalar meydana gelmektedir. Koheziv tipteki başarısızlıklar materyalin kendi içerisindeki bir kırılma olduğu için adezivin bağlanma dayanımının değerlerini doğru şekilde vermediği ve içerisinde homojen olmayan stres dağılımının olduğu gösterilmiştir (141, 142). Araştırmacılar bu olumsuzlukları giderecek yeni bağlanma dayanım testleri bulmuşlar ve daha küçük bağlanma alanları kullanan mikrotensil ve mikroshear bağlanma dayanım test metodunu geliştirmişlerdir (143, 144).

Mikro-gerilme ve mikro-shear testleri son zamanlarda popüler olmasına rağmen, nispeten büyük bağlanma alanlarına sahip numunelerin kullanıldığı *in vitro* çalışmalar literatürde daha sık görülmektedir. Bu testin daha çok tercih edilmesinin sebebi örnek hazırlanmasının kolay olması, uygulama kolaylığı, minimal ekipman kullanılması ve ağız içerisinde oluşan kuvvetleri ,başarılı bir şekilde taklit edebilmesi ile günümüzde daha yaygındır (143).

#### **2.4.1.1. Makaslama(Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi**

Makaslama bağlanma dayanıklılığı, restorasyonu diş yapısı boyunca hareket ettirmeye çalışan kuvvetlere gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır. Ağız içerisinde restorasyonu hareket ettirmeye çalışan kuvvetlerin çoğu, makaslama tipi etki gösterirler ve klinik açıdan büyük önem taşımaktadırlar. Bu nedenle yüksek makaslama bağlanma değerleri, materyalin çok iyi bağlandığını gösterir (145).

Makaslama testinde, diş yüzeyinde bağlanma bölgesine paralel olan bir kuvvet yardımıyla kırılır. Numuneler cihaz içine sabitlenir ve yüzey ölçüleri, hız ve kırma hassasiyet değerleri girilerek test süreci başlatılır (139). ISO 11405 standartına göre, makaslama testi için kullanılacak test cihazı, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve 0,5 mm'lik künt bir ucu olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanır (146). Makaslama kuvvetleri halka ve bıçak sırtı gibi farklı uçlar kullanılarak yapılır. Makaslama testlerinde çoğunlukla şekli bıçak sırtı olan bir uç kullanılmaktadır (140). Ortalama bağlanma dayanıklılığı değerlerinin, bütün bağlanma yüzeyi boyunca düzenli dağılan streslerle elde edildiği düşünülüyor. Fakat yükleme alanına yakın bölgelerde ortalama makaslama değerinden daha yüksek değerler oluşur. Yükleme alanındaki en yüksek değerler bıçak-sırtı uca görülürken, en iyi stres dağılımının halka tel ile olduğu bildirilmiştir (147).

Bağlanma dayanımı değerinin belirlenmesinden sonra kırılma tipleride önemli bir parametredir. Üç tip kırılma başarısızlık tipi görülmektedir. Bunlar; adeziv (adeziv/ diş dokuları ara yüzünde oluşan), koheziv (tamamen diş yapısı ya da adeziv içerisinde oluşan) ya da karma (hem adeziv hem koheziv) başarısızlık olarak sınıflandırılabilir. Bağlanma dayanımı değerleri yorumlanırken başarısızlık tipinin mutlaka belirtilip göz önüne alınması gerekmektedir (148, 149).

#### **2.4.2. Mikrosızıntı**

Mikrosızıntı, bir kavite duvarı ile uygulanan restoratif materyaller arasında oluşan mikroaralıktan klinik olarak saptanamayan bakteri, sıvı, molekül veya iyon geçiştir (150). Bu sızıntı, restore edilmiş dişlerin aşırı duyarlılığına, diş renginin değişmesine, tekrarlayan çürüklere, pulpal yaralanmalara ve bazı restoratif materyallerde bozulmalara neden olabilir. Bu durum; diş ile restoratif materyallerin etrafındaki mikrosızıntının klinikte önemi bir problem olduğunu ve restorasyonun klinik başarısını etkileyen birincil faktörlerden biri olduğunu göstermektedir (151).

Mikrosızıntının nedenleri arasında; kullanılan restoratif materyalde görülen polimerizasyon büzülmesi, restoratif materyaliyle diş dokuları arasında görülen termal genişleme kat sayısı uyumsuzluğu, diş dokularının kimyasal içeriği, zamanla dolgu yüzeyinde oluşan aşınma, dolgunun okluzal kuvvetler altında elastik deformasyona göstermesi, dolgu yerleştirilmesi sırasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizce çalışması gösterilebilir (152).

Mikrosızıntı tespitinde kullanılan testler;

- 1- Boyar madde penetrasyon testleri,
- 2- Radyoizotoplar,
- 3- Kimyasal ajanlar,
- 4- Bakteriyel sızıntı alışmaları,
- 5- Hava basıncı yöntemi,
- 6- Nötron aktivasyon analizi,
- 7- Elektro-kimyasal alışmalar,
- 8- Mikroskobik inceleme yöntemleridir (150, 153, 154).

#### **2.4.2.1. Boyar madde penetrasyon testleri**

Mikrosızıntının belirlenmesinde *in vitro* test yöntemlerinden organik boya ların kullanılması en eski, kolay ve ucuz yöntemlerden olduğundan en sık tercih edilen yöntemlerdendir. Boya penetrasyonu testleri, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, görünen ışık altında saptanabilmeleri, dış sert dokularıyla reaksiyona girmemeleri ve toksik olmamaları nedeniyle yaygın olarak kullanılıp tercih edilmektedir (155). Sıklıkla kullanılan boya lar; %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi gibi çeşitli boya solüsyonlarıdır. Bunların arasından en çok kullanılan boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir (156-158).

Boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının tespitinde genellikle kademeli olarak artan skalalar kullanılmaktadır. Fakat sızıntı tespitinde hatalı sonuçların ortaya çıkmaması için ve sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirilmelidir (155, 159, 160). Çalışmaların büyük çoğunluğunda klinik koşulları taklit etmek amacıyla örneklerin analizi öncesi mekanik ve/veya termal siklus uygulanarak restoratif materyallerde yaşlandırma yapılmaktadır. En sık tercih edilen yaşlandırma yöntemi termal siklus uygulamasıdır (159).

### 2.4.3. Termal Siklus

Termal siklus, oral kavitede bulunan ısı değişimlerini *in vitro* koşullarda restorasyona uygulamaktır. Marjinal kenardan olan sızıntının dental dokular ve restoratif materyal arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farklılığından ve diş-restorasyon arasını dolduran sıvının termal ekspansiyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir (161). termosiklus yapay yaşlandırma tekniğidir ve iki yolla çalışmaktadır. Bu yollardan birincisi sıcak suyun, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini (su alımını), yıkım ürünlerinin ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırmaktır (162). Diğeri ise restoratif materyali dişle kıyasla yüksek büzülme/genleşme katsayılarından dolayı tekrarlayan büzülme ve genleşme diş ile materyal ara yüzü boyunca çatlaklar oluşur ve çatlaklar boşluklara dönüşerek, ağız sıvılarının içeri ve dışarı çıkışına neden olur (163).

Termal siklus yaygın olarak kullanılan bir yapay yaşlanma yöntemidir. ISO TR 11450 standardı (164), 5<sup>0</sup> ila 55<sup>0</sup> C arasında suda 500 devir içeren bir termal siklus rejiminin uygun bir yapay yaşlanma testi olduğunu belirtmiştir. Bir süre önce yapılan literatür çalışması, 10.000 çevrimin yaklaşık 1 yıllık *in vivo* işleyişe denk geldiği sonucuna varmıştır. Bu nedenle ISO standardı tarafından önerilen 500 döngünün uzun dönemli bağlanma etkinliğini taklit etmek için çok düşük olduğu belirtilmiştir (163, 165).

### 2.4.4. Yüzey Sertliği

Yüzey sertliği, materyalin aşınma ve çizilmeye karşı direncini arttırıp, çeşitli kuvvetler karşısında deforme olmasını engelleyerek klinik başarısını etkilemektedir (166). Restoratif materyaller ağız içerisinde farklı etkilere maruz kalmaktadır, bu etkilere karşı bütünlüğünü koruyabilmesi için yüksek sertlik değerleri göstermelidir. Yüzey sertliğinin düşük olması ya da yüzeyde oluşan yumuşama materyalin aşınmaya direncini düşürmektedir (167).

Yüzey sertlik ölçümleri genellikle, çelik, tungusten karbid veya elmadan yapılmış konik, küresel, piramit veya iğne şekilli bir ucun, deney materyaline batırılması sonucunda materyalin gösterdiği direncin ölçülmesiyle elde edilmektedir. Testte kullanılması uygun bir sert uç, belirli bir kuvvetle materyale uygulandığında, materyal üzerinde bir iz oluşturmaktadır. Materyallerden elde edilen sertlik değerleri, bu

izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümleri, materyal üzerinden birkaç ölçüm yapılarak bu ölçümlerin ortalamaları alınmaktadır (168).

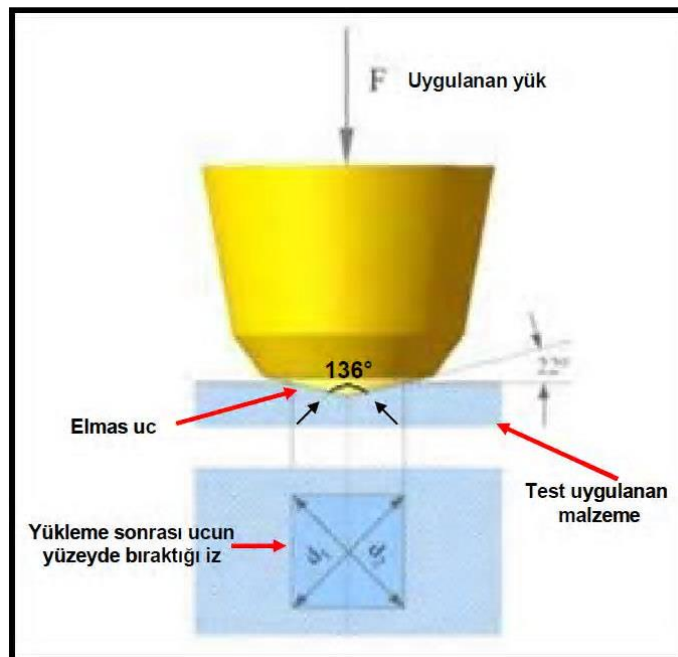
Yüzey sertliği ölçümlerinde en çok kullanılan test yöntemleri; Rockwell, Brinell, Knoop ve Vickers sertlik testleridir. Materyalin cinsine göre kullanılacak test yöntemi seçilir (169). Brinell ve Rockwell sertlik testleri çoğunlukla metal alaşımlarda, Vickers ve Knoop sertlik testleri ise altın, porselen, kompozit rezinler ve simanlar gibi bütün dental materyallerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılabileceği bildirilmiştir (169).

Vickers sertlik testi kırılğan materyallerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılmaktadır. Bundan dolayı dental materyallerin ve diş dokularının sertliğinin ölçülmesinde genellikle bu test methodu tercih edilmektedir (167, 170-172).

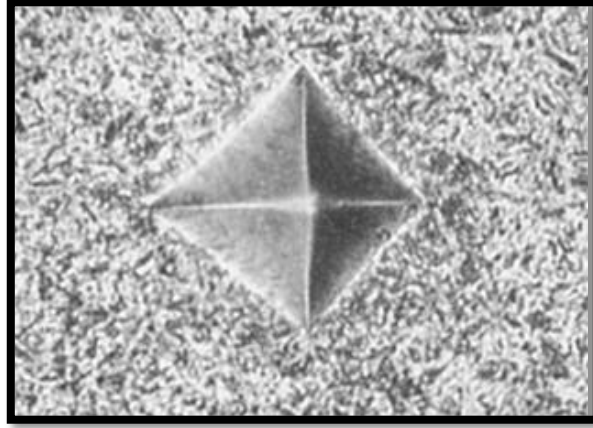
Sertlik ölçüm yöntemlerinden biri olan Vickers, sertliği ölçülecek materyal örneğinin yüzeyine, elmas piramit şeklinde tabanı kare olan bir ucun belirli bir kuvvet ile uygulanması ve kuvvet kaldırıldıktan sonra ortaya çıkan izin köşegenlerinin ölçülmesidir. Oluşan iz taban köşegeni (d) olan kare bir piramittir ve tepe açısı batırılan ucun tepe açısının (136°) aynıdır (Şekil 2.2) (173). Vickers sertlik değeri, kg cinsinden uygulan kuvvetin, "mm<sup>2</sup>" cinsinden iz alanına bölünmesiyle elde edilir. Vickers sertlik değeri için aşağıdaki formül kullanılmaktadır (168):

$$VHN= 1.8544 \times F / d^2$$

(F: Uygulanan kuvvet, d: İz alanı)



**Şekil 2.2.** Vickers test şeması



**Şekil 2.3.** Elmas ucun yüzeyde bıraktığı izin mikroskopik görüntüsü

#### **2.4.5. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü; materyallerin plak birikimini, renk değişimini, aşınma ve estetik özelliklerini etkileyen asıl faktörlerdendir (174). Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün düşük olması, diş ve materyal yüzeylerinde bakterilerin tutunmalarını zorlaştırır, böylelikle dişeti problemleri ve çürükler engellenmiş olur (175). Yüzey pürüzlülüğünü arttıran faktörler, dişler üzerinde oluşan okluzal stresler ve travmalar, diş macunlarının ve diş fırçalamanın abrazyon etkisi, iyi bir polisajlama yapılmama, ağız içersinde devamlı farklı sıcaklık derecelerinde gıdaların tüketilmesi, yiyecek ve içeceklere bağlı asidik erozyon gibi etkenlerdir (176).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla yüzey profili analizi (Profilometre) gibi nicel teknikler ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi nitel teknikler kullanılmaktadır. Günümüzde ise popüler yeni bir teknik olan atomik kuvvet mikroskobu (AFM) da yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (177).

Yüzey profilometre analizi, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla en sık kullanılan yöntemdir. Profilometre cihazında, tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezdirilmesiyle elde edilen sonuçlar dijital olarak hesaplanarak kaydedilmektedir (178). Diş materyallerinde yüzey topografisini doğrulamak için en sık kaydedilen parametre Ra'dır ve bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder . Profilometre analizi iki boyutlu ölçüm sağladığı için yüzey topografyasında kapsamlı bir ölçüm sağlamaz (177).

#### **2.4.5.1. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)**

1986'da Binnig, Quate ve Gerber tarafından yeni bir tür mikroskop olarak atomik kuvvet mikroskobu (AFM) geliştirmiştir (179). Dental materyallerde AFM'nin kullanımı son yıllarda popüler olmuştur. AFM, nanometre çözünürlüğünde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerini sağlama yeteneğine sahiptir. Bu özelliğiyle AFM dental malzemelerinin yüzey kalitesini değerlendirmesi için yeni bir teknik haline getirmiştir (177).

AFM cihazı kullanılarak bir nesnenin elde edilen üç boyutlu görüntüleri sayesinde yüzey özellikleri detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. AFM, tarayıcı uçlu bir mikroskoptur. Fleksibl kantilever ucunda 4-60 nm yarıçapında çok keskin uçlarla örneklerin nanometrik kesitler halinde incelenmesini sağlamaktadır (180). AFM cihazı, yüzey analizi için kullanılan uç ile analizi yapılacak olan yüzey arasındaki atomik etkileşimleri kullanarak yüzeyin oldukça hassas bir seviyede (angstrom seviyesi) 100 ila 150 mikron aralığında ölçülmesine imkan vermektedir. İki boyutlu yüzeylerin ortalama pürüzlülüğü Ra değeri kullanılarak değerlendirilirken, üç boyutlu yüzeylerin pürüzlülük değerlendirmeleri için yeni parametre olan ortalama pürüzlülük Sa ( $\mu\text{m}$ , nm cinsinden) değerlerine bakılarak incelenmektedir (181).

AFM cihazının diğer pürüzlülük değerlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden farkı vakuma ihtiyaç duymaması, hava ve sıvı ortamlar içerisinde çalışabilmesi, değerlendirilecek yüzeyin herhangi bir madde ile kaplanmasına gerek olmaması gibi özellikleri sayesinde de avantajlı bir konuma sahiptir (182).

#### **2.4.6. Basma Dayanımı Testi**

Basma dayanımı, sıkışan test örneğinin kırılması için gereken maksimum kuvvettir. Dayanım, sadece atomik çekim veya itimin ölçümü değil baskı altındaki bir yapının atomlar arası kuvvetlerinin toplu olarak ölçümüdür (183, 184).

Basma dayanımı, çiğneme kuvvetlerinin büyük çoğunluğu baskı kuvveti şeklinde olduğu için birçok restoratif dental materyal ve dental tedavi tekniği için çok önemlidir. Basma dayanımı, bir malzemenin, çiğneme kuvvetlerine dayanma kabiliyetinin bir ölçüsü olarak kullanılır (185).

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma için İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu (Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu) tarafından 27.03.2018 tarihli, 2018/7-3 sayılı karar ile olur raporu verilmiştir. Ayrıca, bu çalışma T.C. İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kurulu'nca (Proje kodu: TDH-2018-1330) desteklenmiştir.

Bu çalışmada, 3 farklı restoratif materyal makaslama bağlanma dayanımı, mikrosızıntı, basma dayanımı, yüzey sertliği ve pürüzlülüğü bakımından değerlendirilmiştir.

Yapılan power analizi sonucuna göre  $\alpha=0,05$ ,  $1-\beta$  (güç) =0,80 alındığında bağlanma dayanımında ortalama farklılığın 12,8 birim olması, mikrosızıntı skorlarındaki ortalama farklılığın 3 olması ,yüzey sertliğindeki ortalama farklılığın 36,99 birim olması ve yüzey pürüzlülüğü ortalama farklılığın 0,16 birim olması için her bir gruptan en az (n) 8 dişin alınması gerektiği hesaplandı.

#### 3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerden **EQUIA FORTE** (GC Co., Tokyo, Japonya) yüksek viskoziteli bir cam iyonomer, **BEAUTİFİL II** (Shofu Inc. Kyoto, Japonya ) bir giomer ve **SOLARE X** (GC Co.,Tokyo, Japonya) bir mikrohibrit kompozit rezindir. Beautifil II ve Solare X için adeziv ajan olarak **UNİVERSAL SİNGLE BOND** (3M ESPE Neuss, Almanya) kullanıldı.



**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

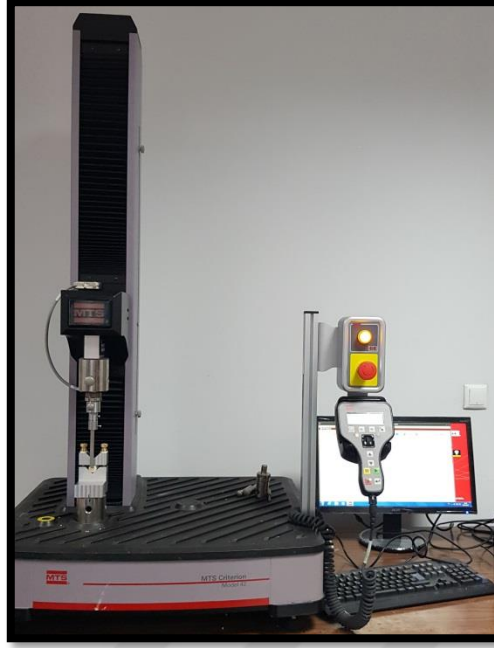
<b>Materyal</b>	<b>Üretici firma</b>	<b>İçerik</b>
<b>EQUİA FORTE</b>	GC Corporation, Tokyo, Japonya	Floro-Aluminosilikat cam, Hibrit cam partikülleri, poliakrilik asit tozu poliakrilik asit Polibazik karboksilik asit Distile su
<b>BEAUTİFİL II</b>	Shofu Inc. Kyoto, Japonya	S-PRG doldurucu, Fluoroboroaluminosilikat cam, BİS-GMA, TEGDMA, katalizör
<b>SOLARE X</b>	GC Corporation, Tokyo, Japonya	UDMA, silika nano parçacıklar, silika nano parçacıklar içeren önceden polimerize (prepolimerize) dolgu maddeleri florealüminosilikat cam dolgu maddeleri
<b>EQUİA FORTE COAT</b>	GC Corporation, Tokyo, Japonya	%25-50 metil metakrilat, %10-15 silikon dioksit, %0,09 kamforokinon, %30-40 üretan metakrilat, %1-5 fosforik ester monomeri
<b>UNİVERSAL SİNGLE BOND</b>	3M ESPE, Neuss, Almanya	MDP fosfat monomeri, metakrilat reçineleri, HEMA, silan metakrilat ile modifiye edilmiş polialkenik asit kopolimeri, dolgu maddesi, etanol, su, başlatıcılar



**Şekil 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller A: Equia Forte ve Equia Coat, B: Beautifil II, C: SolareX , D: Universal Single Bond

### 3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı

Makaslama bağlanma dayanımı testi İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan üniversal test cihazıyla (MTS Criterion 42, MTS Systems Co., USA) yapıldı.



**Şekil 3.2.** Çalışmada kullanılan universal test cihazı

### 3.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Makaslama bağlanma testi için 48 adet çürüksüz insan 3. molar dişi kullanıldı. Dişlerin elmas separeyle okluzal yüzeyleri kesilerek dentinin açığa çıktığı düz yüzeyler elde edildi. Daha sonra dişler akril blokların içerisine dik olarak gömüldü. Hazırlanan örnekler dentin yüzeyinde standart bir smear tabakası oluşturmak amacıyla 600 gritlik silikon karbit zımpara kullanıldı ve su altında yıkanarak artıklar temizlendi. Daha sonra örnekler 3 gruba (n=16) ayrıldı. 2 mm çapı olan ve 2 mm yüksekliği bulunan teflon kalıplar kullanılarak materyaller, açığa çıkartılan dentin yüzeylerine bağlandı.

**1. Grup:** Equia Forte (GC Co, Tokyo ,Japonya)

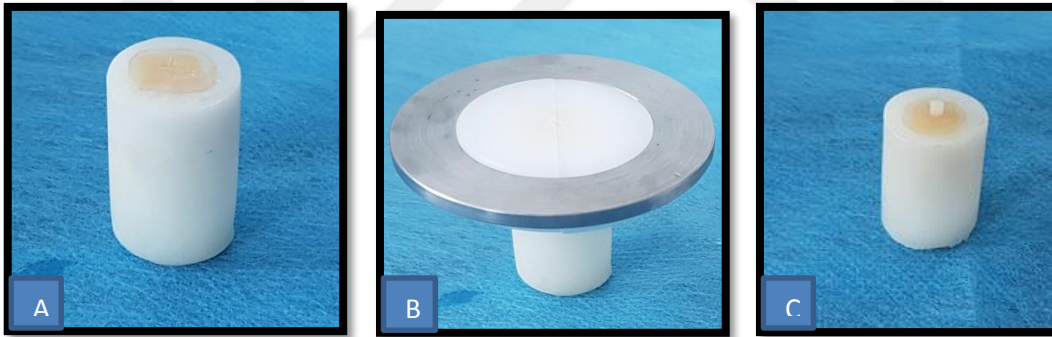
**2.Grup:** Beautifil II (Shofu Inc., Kyoto, Japonya)

**3.Grup:** Solare X (GC Co, Tokyo ,Japonya)

**Equia Forte Grubu:** Üreticinin talimatına göre kapsül çalkalanarak, pistonuna basıldı. Amalgamatörde 10 sn süreyle karıştırılan materyal, tabancası aracılığıyla yerleştirildi. Daha sonra 2 dk 30 sn süreyle sertleşmesi beklendi. Equia Fore Coat örneklerin yüzeyine uygulandıktan sonra 20 sn boyunca LED (Woodpecker LED-E, Woodpecker, Beijing, China) ışık cihazıyla polimerize edildi.

**Beautiful II Grubu:** Dentin yüzeyine Universal Single Bond (3M ESPE, Neuss, Almanya) üretici firmanın önerdiği şekilde bond fırçası ile 20sn uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldıktan sonra 10 sn boyunca LED ışık cihazı ile ışık uygulandı. Diş üzerine yerleştirilen teflon kalıp içerisine giomer ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanse edilerek yerleştirildi. Üst yüzeyine şeffaf bant ve cam ile bastırılarak kondansasyon işlemi tamamlandı. Daha sonra cam uzaklaştırılarak şeffaf bandın üzerinden üretici firmanın önerdiği şekilde 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

**Solare X Grubu :** Dentin yüzeyine Universal Single Bond (3M ESPE, Neuss, Almanya) üretici firmanın önerdiği şekilde bond fırçası ile 20sn uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldıktan sonra 10 sn boyunca LED ışık cihazı ile ışık uygulandı.. Diş üzerine yerleştirilen teflon kalıp içerisine kompozit rezin ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanse edilerek yerleştirildi. Üst yüzeyine şeffaf bant ve cam ile bastırılarak kondansasyon işlemi tamamlandı. Daha sonra cam uzaklaştırılarak şeffaf bandın üzerinden üretici firmanın önerdiği şekilde 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

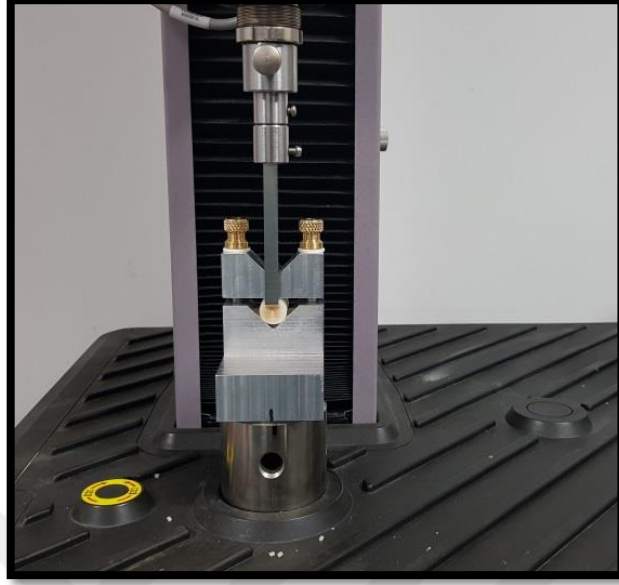


**Şekil 3.3.** Makaslama test örnekleri A: Akriliğe gömülen örnek B: Kullanılan kalıp C: Hazırlanan örnek

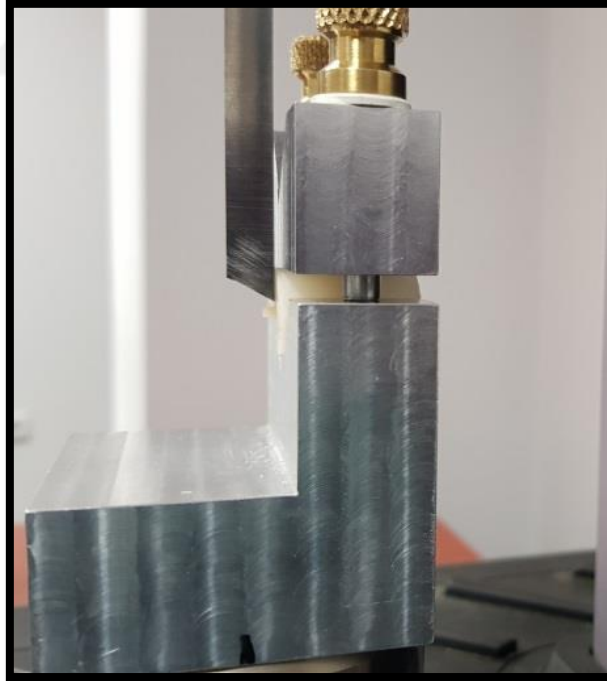
### 3.2.2. Deneyin Yapılışı

Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir. Restoratif materyalin uygulanarak hazırlanan örnekler, test cihazın içerisine yükü uygulayacak uca dik şekilde yerleştirildi. Tüm örneklerin materyal-dentin bölgelerine, bıçak şeklinde uç ile 0,5 mm/dk kafa hızında kuvvet uygulandı. Materyal-dentin bölgesine kırılma esnasında uygulanan kuvvet newton (N) ve megapascal (MPa)

şeklinde bilgisayara kaydedildi. Kırılmanın gerçekleştiği yüzeyler stereomikroskop (DZ1100, Euromex, Hollanda) ile incelenerek kırılma tip analizleri yapıldı.



**Şekil 3.4.** Test cihazına yerleştirilmiş bir örnek



**Şekil 3.5.** Materyal-dentin sınırına dik yerleştirilen ucun görüntüsü

Tüm örneklerde kırılan yüzeyler, x10 büyütmeli bir stereomikroskop ile incelenmiştir. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlenerek, elde edilen veriler kaydedilmiştir.

**Adeziv kırılma:** Kırık hattı diş ve restoratif materyal arasındadır.

**Koheziv kırılma:** Kırık hattı restoratif materyalin ya da dişin kendi içindedir.

**Karma (Miks) kırılma:** Kırık hattının bir bölümü bağlantı ara yüzeyinde, bir bölümü kompozit veya diş dokusu içerisinde gözlenmektedir.



**Şekil 3.6.** Çalışmada kullanılan stereomikroskobun görüntüsü

### **3.3. Mikrosızıntı Testi**

#### **3.3.1. Örneklerin Hazırlanması**

Mikrosızıntı testi için 27 adet çürüksüz insan 3. molar dişi kullanıldı. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine, okluzal duvarı minede, gingival duvarı dentinde olacak şekilde, 4x2x2 mm boyutlarında sınıf V kaviteler hazırlandı (n=54). Dişlerin, aeratör ve elmas fissür frez kullanılarak preparasyonları yapıldı. Her 5 preparasyonda bir frez değiştirildi. Preparasyonların boyutları, periodontal sond yardımıyla ölçüldü. Daha sonra dişler rasgele 3 gruba (n=18) ayrıldı;

- 1. Grup:** Equia Forte (GC Co., Tokyo, Japonya)
- 2. Grup:** Beautifil II (Shofu Inc., Kyoto, Japonya)
- 3. Grup:** Solare X (GC Co., Tokyo, Japonya)





**Şekil 3.7.** Mikrosızıntı hazırlanan örnekler A:Sınıf V kavite açılmış diş B: Restorasyon yapılmış ve kök ucu mumla kapatılmış diş C: Tırnak cilası yapılmış örnek D: Boyadan çıkarılmış örnek

**Equia Forte Grubu:** Üreticinin talimatına göre kapsül çalkalanarak, pistonuna basıldı. Amalgamatörde 10 sn süreyle karıştırılan materyal, tabancası aracılığıyla yerleştirildi. Daha sonra 2 dk 30 sn süreyle sertleşmesi beklendi. Daha sonra, polisaj diskleri (Optidisc, Kerr,CA,USA) ve lastikler (HiLuster System, Kerr, CA,USA) ile polisajı yapıldı. Equia Fore Coat örneklerin yüzeyine uygulandıktan sonra 20 sn boyunca LED (Woodpecker LED-E, Woodpecker, Beijing, China) ışık cihazıyla polimerize edildi.

**Beautiful II Grubu:** Kavite duvarlarına Universal Sing Bond (3M ESPE, Almanya) fırça yardımı ile 20 sn uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldıktan sonra üretici firmanın önerdiği şekilde 10 sn boyunca LED ışık cihazı ile ışınlandı. Kavite içerisine kompozit rezin ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanase edilerek tek tabakada yerleştirildi. Üretici firmanın önerdiği şekilde 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Tüm restorasyonlara, polisaj diskleri ve lastikleriyle polisaj yapılmıştır.

**Solare X Grubu:** Kavite duvarlarına Universal Sing Bond (3M ESPE, Almanya) fırça yardımı ile 20 sn uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldıktan sonra üretici firmanın önerdiği

şekilde 10 sn boyunca ile LED ışık cihazı ile ışınlandı. Kavite içerisine kompozit rezin ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla iyice kondanse edilerek tek tabakada yerleştirildi. Üretici firmanın önerdiği şekilde 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Tüm restorasyonlara, polisaj diskleri ve lastikleriyle polisaj yapılmıştır.

### **3.3.2 Termal Siklus Uygulaması ve Mikrosızıntının İncelenmesi**

Tüm dişler termal siklus cihazına (Gökhan Makine, Malatya, Türkiye) yerleştirildi ve 5°-55° C’de 10.000 siklus uygulandı (20 sn uygulama, 10 sn bekleme). Termal sikludan çıkarılan dişlerin kök uçları mumla kapatıldı ve restorasyonun çevresinde 1 mm kalacak şekilde iki kat tırnak cilasıyla boyanmıştır. Örnekler % 0,5’lik bazik fuksin içerisine bırakıldı. 24 saat süreyle bazik fuksinde bekletilen örnekler, suyla yıkayıp temizlendi ve akril bloklar içerisine dikey şekilde gömülmüştür. Akrillik içerisnde gömülü dişler kesim cihazında (Microcut 152, Metkon,Bursa, Türkiye) su soğutmalı elmas disk yardımıyla dişler bukko-lingual yönde kesilmiştir. Kesitler steromikroskop altında x40 büyütmede incelenmiş ve hem gingival hem de okluzal duvar için mikrosızıntı skorlaması aynı skala kullanılarak iki araştırmacı tarafından skorlanmıştır (186).

Skor 0: Boya penetrasyonu yok

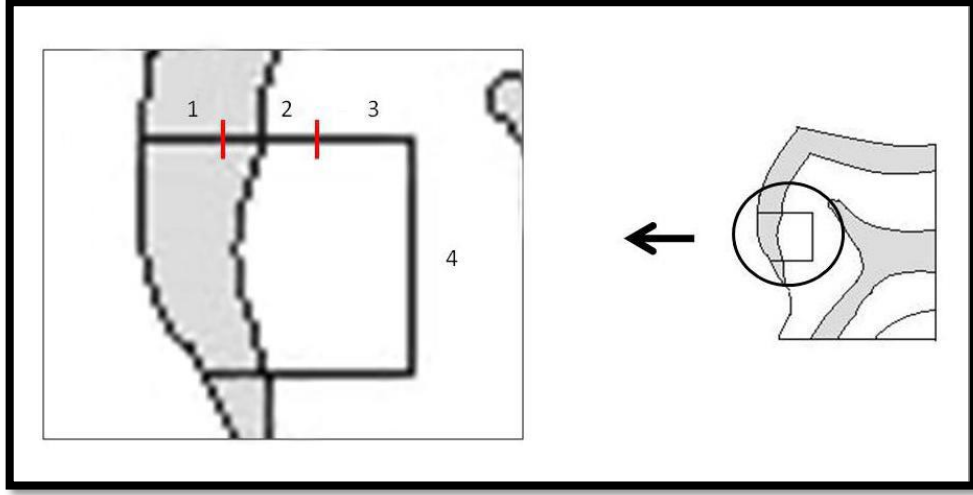
Skor 1: Kavite duvarının 1/3 ‘üne kadar olan boya penetrasyonu

Skor 2: Kavite duvarın 2/3 ‘üne kadar olan boya penetrasyonu

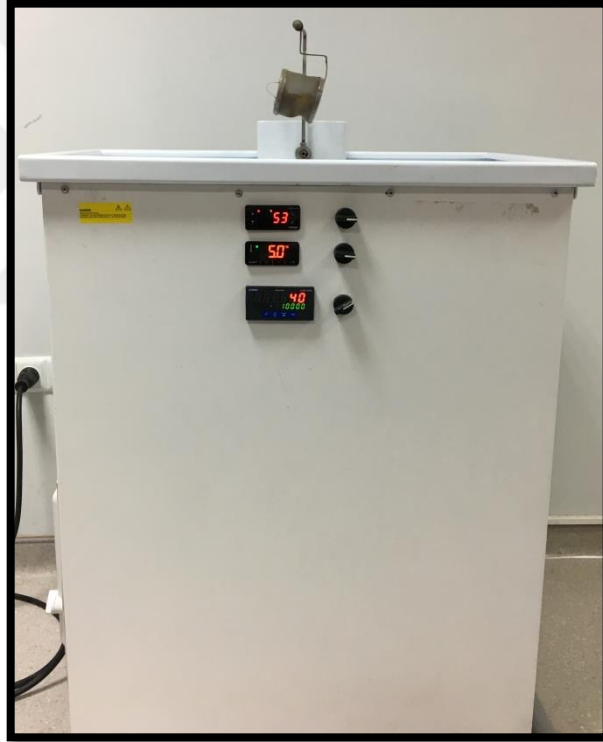
Skor 3: Aksiyal duvarın dahil olmadığı boya penetrasyonu

Skor 4: Aksiyal duvarında içinde olduğu boya penetrasyonu





Şekil 3.8. Mikrosızıntı değerlerinin skorlaması



Şekil 3.9. Termal siklus cihazı görüntüsü



**Şekil 3.10.** Kesit alma cihazı



**Şekil 3.11.** Kesit alma cihazı içine yerleştirilmiş bir örnek

### **3.4. Yüzey Sertliği Testi**

Yüzey sertliği ölçümleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde bulunan Emco Test (Duroscan, Kuchl-Salzburg/ Avusturya ) cihazı kullanılarak yapılmıştır.



**Şekil 3.12.** Sertlik cihazı görüntüsü

#### **3.4.1. Örneklerin Hazırlanması ve Deneyin Yapılışı**

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin her birinden 10'ar adet olmak üzere toplam 30 adet örnek hazırlandı. Örnekler çapı 8 mm ve yüksekliği 2 mm olan standart teflon kalıplar kullanılarak hazırlandı.



**Şekil 3.13.** Teflon kalıplar ve hazırlanan örnekler

Çalışmada kullanılan 3 farklı restoratif materyal teflon kalıpların içerisine yerleştirildi. Sonrasında kalıbın üste bakan yüzeyine şeffaf bant yerleştirildi ve bir cam ile teflon kalıbın üzerine bastırılarak fazla malzemenin kenarlardan taşması sağlandı. Malzemelerden Solare X ve Beautifil II üretici firmaların önerileri doğrultusunda 20 sn süre ile LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Üretici firmanın tavsiyesiyle Equia Forte, 2dk 30 sn sertleşmeye bırakıldı ve kalıplardan çıkarılarak çapakları temizlendi. Equia Forte ile hazırlanan örneklerin üzerine üretici firma önerisiyle Equia Forte Coat glaze materyali uygulandı ve 20 sn süre ile polimerize edildi. Şeffaf bant uygulanmayan disk yüzeyleri asetat kalem ile işaretlendi. Örnekler 1 hafta süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

Hazırlanan örneklerin işaretli olmayan yüzeylerinden yüzey sertliği ölçümleri gerçekleştirildi. Emco Test cihazı kullanılarak her bir örneğin yüzeyinde rastgele seçilmiş 3 farklı noktaya 15 s süresince 50 gr'lık kuvvet uygulandı ve bu alanlarda çentikler oluşturuldu. Cihaz üzerinde bulunan mikroskop yardımı ile bu çentiklerin köşelerinden diyagonal ölçümler alındı ve bu ölçümler sertlik cihazı tarafından kaydedildi. Bu ölçümler doğrultusunda cihaz tarafından Vickers sertlik değerleri hesaplandı.

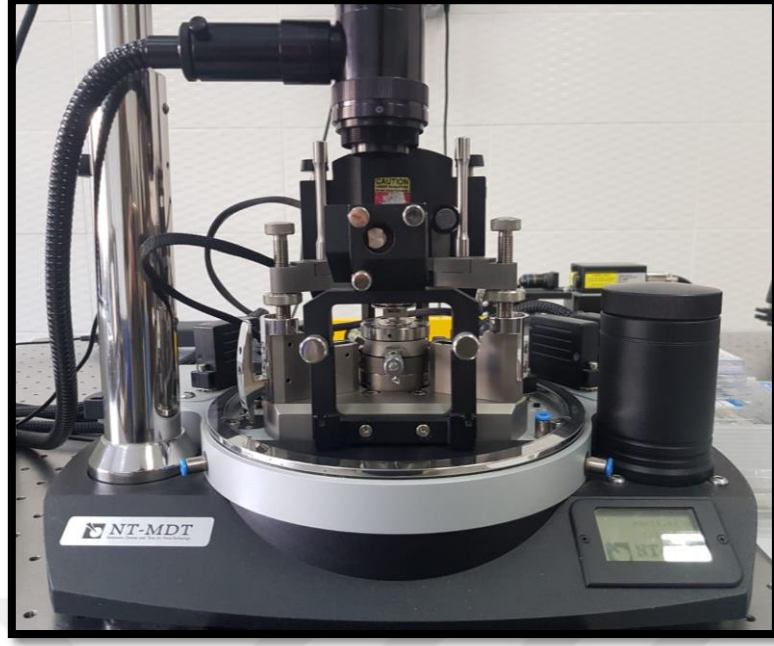
$$\mathbf{VHN = 1.8544 \times F/d^2}$$

F: Uygulanan kuvvet

d: Ortalama köşegenler arasındaki mm cinsinden uzunluk miktarı.

### **3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Testi**

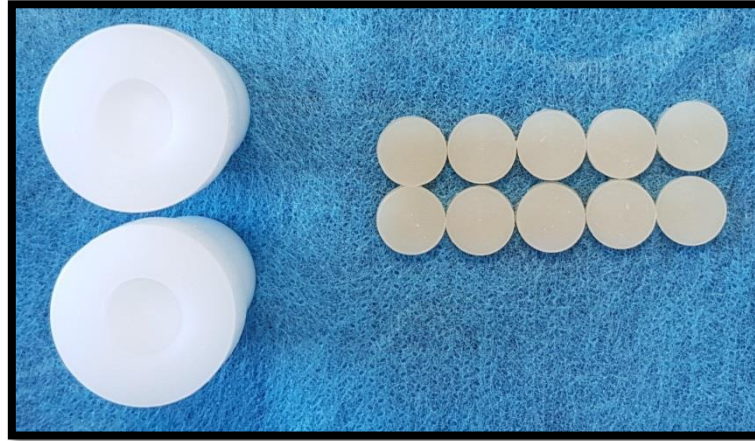
Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Selçuk Üniversitesi Bilimsel Ve Teknolojik Araştırma Merkezi laboratuvarında bulunan Atomik Kuvvet Mikroskobu (Ntegra-Solaris NT-MD, Moskova, RUSYA) kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.14. AFM cihazının görüntüsü

### 3.5. Örneklerin Hazırlanması Ve Deneyin Yapılışı

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin her birinden 10'ar adet olmak üzere toplam 30 adet örnek hazırlandı. Örnekler çapı 8 mm ve yüksekliği 2 mm olan standart teflon kalıplar kullanılarak hazırlandı.



Şekil 3.15. Teflon kalıplar ve hazırlanan örnekler

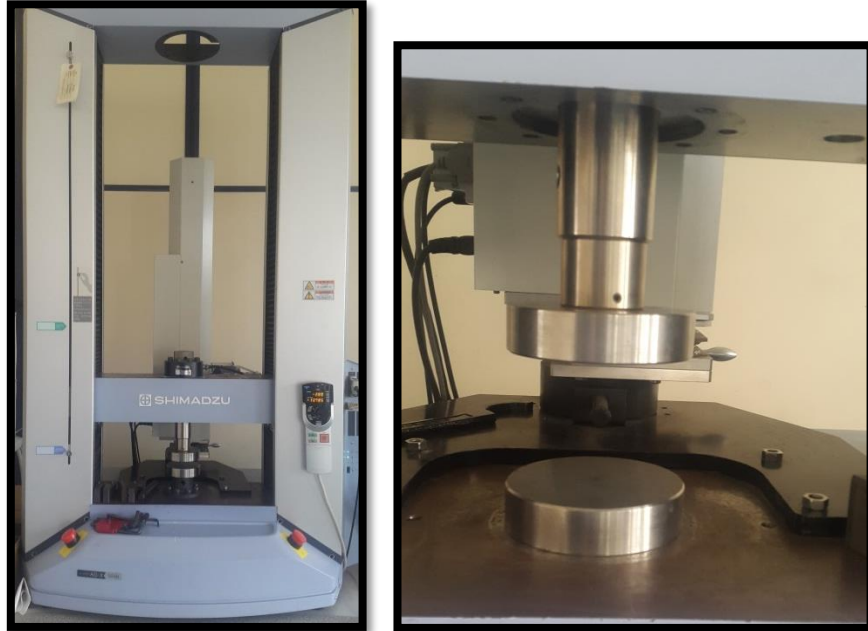
Çalışmada kullanılan 3 farklı restoratif materyal teflon kalıpların içerisine yerleştirildi. Sonrasında kalıbın üste bakan yüzeyine şeffaf bant yerleştirilmiş ve bir cam, teflon kalıbın üzerine bastırılarak fazla malzemenin kenarlardan taşması sağlandı.

Malzemelerden Solare X ve Beautifil II üretici firmaların önerileri doğrultusunda 20 sn süre ile LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Üretici firmanın tavsiyesiyle Equia Forte, 2dk 30 sn sertleşmeye bırakıldı ve kalıplardan çıkarıldı. Daha sonra, polisaj diskleri (Optidisc, Kerr,CA,USA) ile polisaj yapıldı. Kalıplardan çıkarılan Equia Forte üzerine üretici firma önerisiyle Equia Forte Coat glaze materyali uygulandı ve 20 sn süre ile polimerize edildi. Örnekler 1 hafta süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

Hazırlanan örnek yüzeyleri streomikroskop altında incelendi ve en uygun yüzeyden ölçüm yapıldı. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için örnek taşıyıcı silindire yapıştırıldı ve cihaza yerleştirildi. NSG30 silikon uç kullanılarak semi kontakt modda ölçüm yapıldı. Ölçümler 240-440 kHz frekansta, 20x20  $\mu\text{m}$ 'lik alanlar taranarak yapıldı. Örneklerin üç boyutlu görüntüleri elde edildi ve ortalama pürüzlülük değerleri (Sa) hesaplandı. Her bir örnekten üç ölçüm yapıldı ve ortalaması hesaplandı.

### 3.6. Basma Dayanıklılığı Testi

Basma dayanımı ölçümleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde bulunan universal mekanik test cihazı (Shimadzu Ag-Xd 50kN, Shimadzu Corporation, Printed, Japonya) kullanılarak yapıldı.

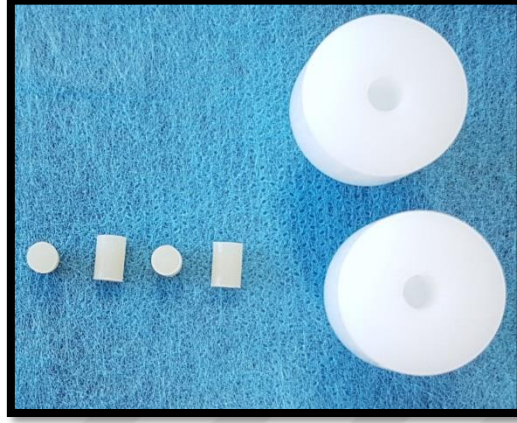


Şekil 3.16. Basma testinde kullanılan universal test cihazının görüntüsü



### 3.6.1. Örneklerin Hazırlanması Ve Deneyin Yapılışı

Basma dayanıklılığında örnekler ISO 9917-1 standardına göre ölçüleri yüksekliği 6 mm ve çapı 4 mm olacak şekilde hazırlandı (187). Her grup için 10 adet olmak üzere toplam 30 adet örnek hazırlandı (n=10).



Şekil 3.17. Kullanılan kalıplar ve hazırlanan örneklerin görüntüsü

Çalışmada kullanılan 3 farklı restoratif materyal teflon kalıpların içerisine yerleştirildi. Sonrasında kalıbın üste bakan yüzeyine şeffaf bant yerleştirilmiş ve bir cam, teflon kalıbın üzerine bastırılarak fazla malzemenin kenarlardan taşması sağlanmıştır. Malzemelerden Solare X ve Beautifil II üretici firmaların önerileri doğrultusunda 20 sn süre ile LED ışık kaynağı ile polimerize edilmişlerdir. Üretici firmanın tavsiyesiyle Equia Forte, 2 dk 30 sn sertleşmeye bırakıldı ve kalıplardan çıkarıldı. Kalıplardan çıkarılan Equia Forte örneklerin üzerine üretici firma önerisiyle Equia Forte Coat glaze materyali uygulandı ve 20 sn süre ile polimerize edildi. Örnekler 1 hafta süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilmişlerdir.

ISO 7500/1 standartlarına göre 50kN ile 50N aralığında  $\pm$  % 0.1 hassasiyetli okuma aralığı bulunan universal test cihazının (Shimadzu Ag-Xd 50kN, Shimadzu Corporation, Printed, Japan) kafa hızı 1 mm/dk olarak ayarlandı. Cihaz tarafından N/mm<sup>2</sup> cinsinden basma dayanımı değerleri saptandı.

### 3.7. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerimizin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS for Windows Version 22.0 yazılımı kullanıldı. Nicel değişkenlerin tanımlanmasında ortalama, standart(srt) sapma, ortanca, minimum-maximum(min-max.), nitel değişkenlerin

tanımlanmasında sayı ve yüzde kullanıldı. Nicel değişkenlere ilişkin verilerin Shapiro-Wilk normallik testi ile test edildiğinde makaslama bağlanma dayanıklılığı, mikrosızıntı ve yüzey pürüzlülük değerlendirmesinde veriler normal dağılım göstermediğinden ( $p>0,05$ ) Kruskal Wallis testi ve ikili karşılaştırma testi olarak Conover testi kullanıldı.

Yüzey sertliği ve basma dayanımı değerlendirmesi için, veriler normal dağılım gösterdiğinden ( $p<0,05$ ), tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve ikili karşılaştırma testi olarak LSD (en küçük önemli fark yöntemi) kullanıldı. Nitel değişkenlerin istatistiksel değerlendirilmesi Monte Carlo Pearson Ki-Kare analizi ile yapıldı.  $p<0,05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.





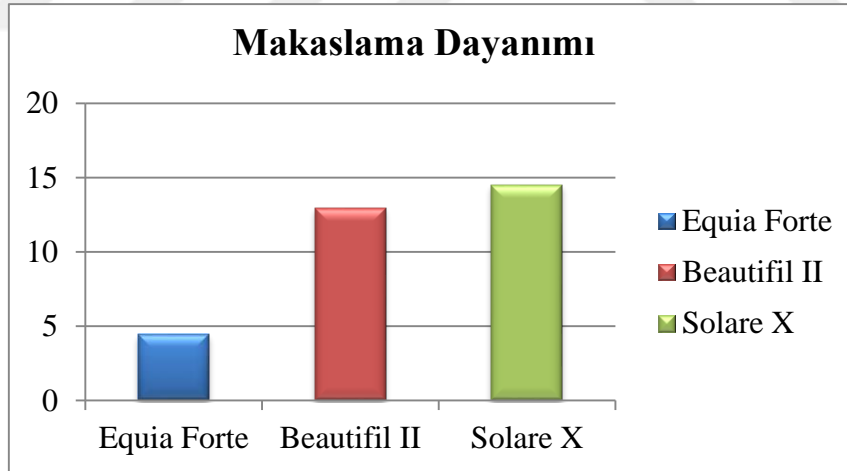
## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Kruskal-Wallis testi sonucunda gruplar arasında farklılık görülmüştür ( $p=0.0001$ ). Tüm gruplara ait ortanca, minimum ve maksimum bağlanma değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir. En yüksek bağlanma değeri Solare X’de görölürken en düşük bağlanma değeri Equia Forte’de görülmüştür.

**Tablo 4.1.** Test edilen materyallerin makaslama bağlanma değerleri (MPa cinsinden)

Materyel	Ortanca	Min	Max	n
Equia Forte	4.350	2.5	7.3	16
Beautifil II	12.200	8.1	20.1	16
Solare X	15.400	9.3	17.6	16
<b>Total</b>	11.800	2.5	20.1	48



**Şekil 4.1.** Materyallerin ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri

Gruplar arası karşılaştırma Kruskal-Wallis'in ikili karşılaştırma testi olan Conover testi ile yapıldı. Karşılaştırılan ikili grupların tümünde farklılık tespit edildi. ( $p<0.05$ )

**Tablo 4.2.** Materyallerin ikili karşılaştırmaları

Grup	n	Rank	Farklılık(p<0.05) (grup numarası)
1.Equia forte	16	8.50	(2)(3)
2.Beautifil II	16	29.66	(1)(3)
3.Solare X	16	35.34	(1)(2)

Kırılma tipleri analizlerinin yüzdelik dağılımı Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Equia Forte’de koheziv tip, Beautifil II ve Solare X materyallerinde ise karma tip kırılma en yaygın görülmüştür. Gruplar arası kırılma tipleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.(p>0.05)

**Tablo 4.3.** Kırılma başarısızlıklarının materyallere göre dağılımı

	Adeziv	Koheziv	Karma
Equia forte	2(% 12.5)	8(%50)	6(%37.5)
Beautifil II	2(% 12.5)	6(37.5)	8(%50)
Solare X	2(% 12.5)	5(%31.2)	9(%56.3)

#### 4.2. Mikrosızıntı Testi

Materyallerin okluzal ve gingival kavite duvarlarındaki mikrosızıntı skor değerleri Tablo 4.4’de verilmiştir.

**Tablo 4.4.** Materyallerin mikrosızıntı skorları. (O: okluzal, G:gingival)

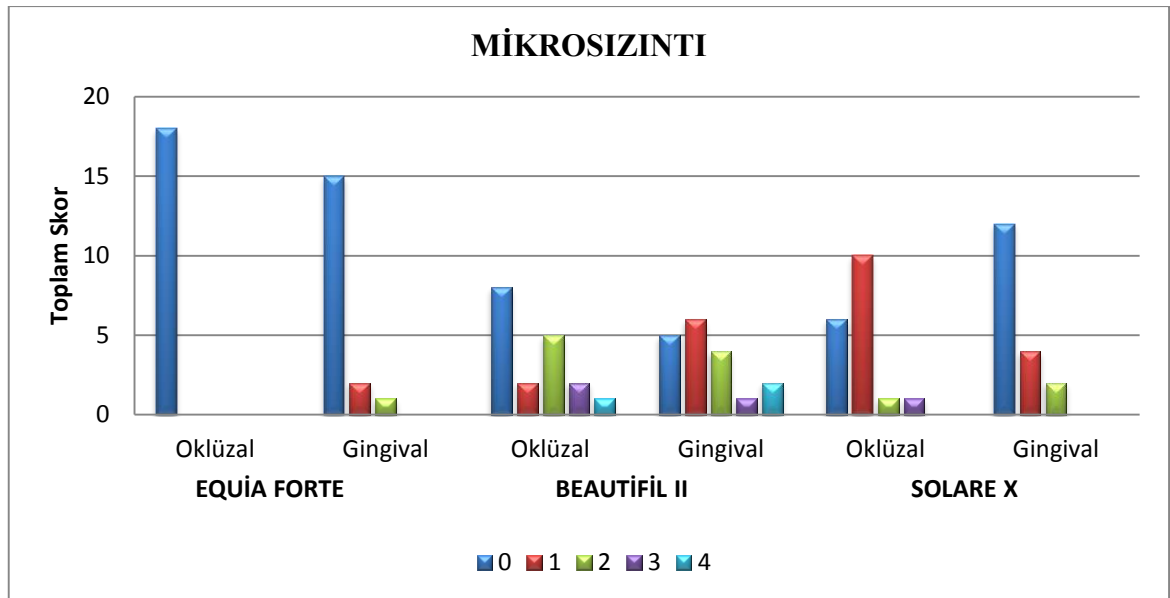
MATERYAL	0		1		2		3		4	
	O	G	O	G	O	G	O	G	O	G
Equia Forte	18	15	0	2	0	1	0	0	0	0
Beautifil II	8	5	2	6	5	4	2	1	1	2
Solare X	6	12	10	4	1	2	1	0	0	0

Okluzal kenarlarda (minede) ve gingival kenarlarda (dentinde), materyaller arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir (p<0.05). Farklılığı yaratan grubu bulmak için grupların ikili karşılaştırılması Mann-Whitney U

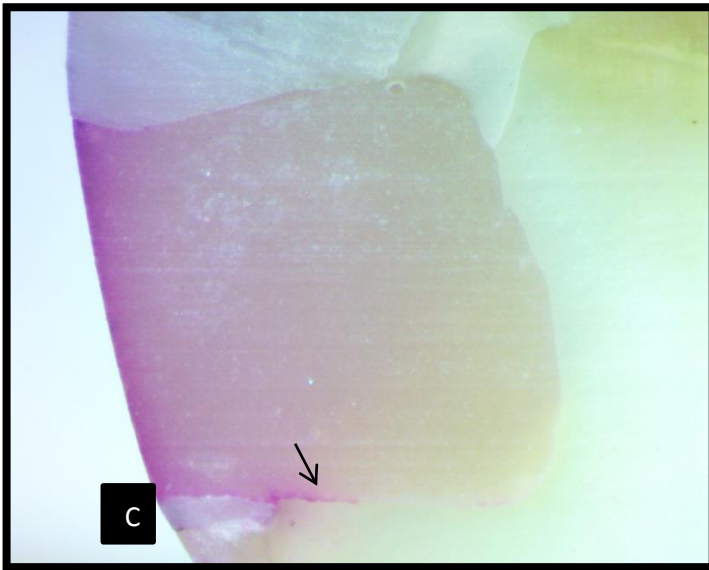
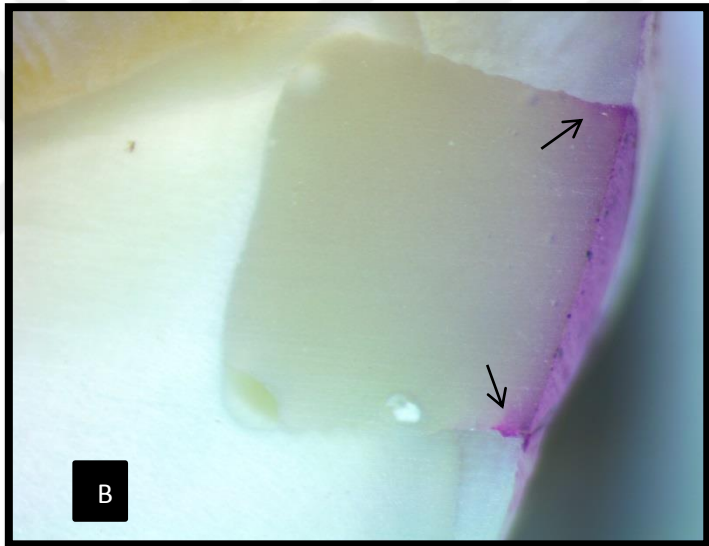
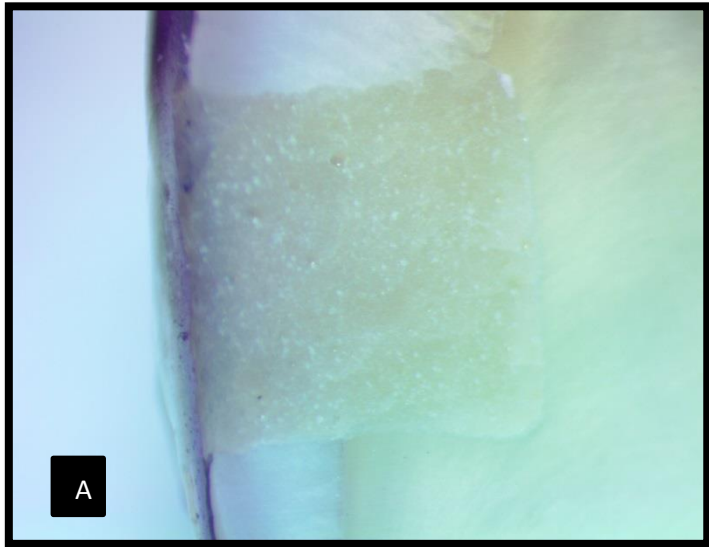
analizi ile yapılmıştır. Oklüzal kenarlarda (minede) Equia Forte, Beautifil II ve Solare X 'e göre daha az sızıntı gösterirken, Beautifil II ve Solare X arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Gingival kenarlarda (dentinde) ise, Equia Forte ve Solare X arasında fark görülmezken en fazla sızıntı Beautifil II'de görülmüştür.

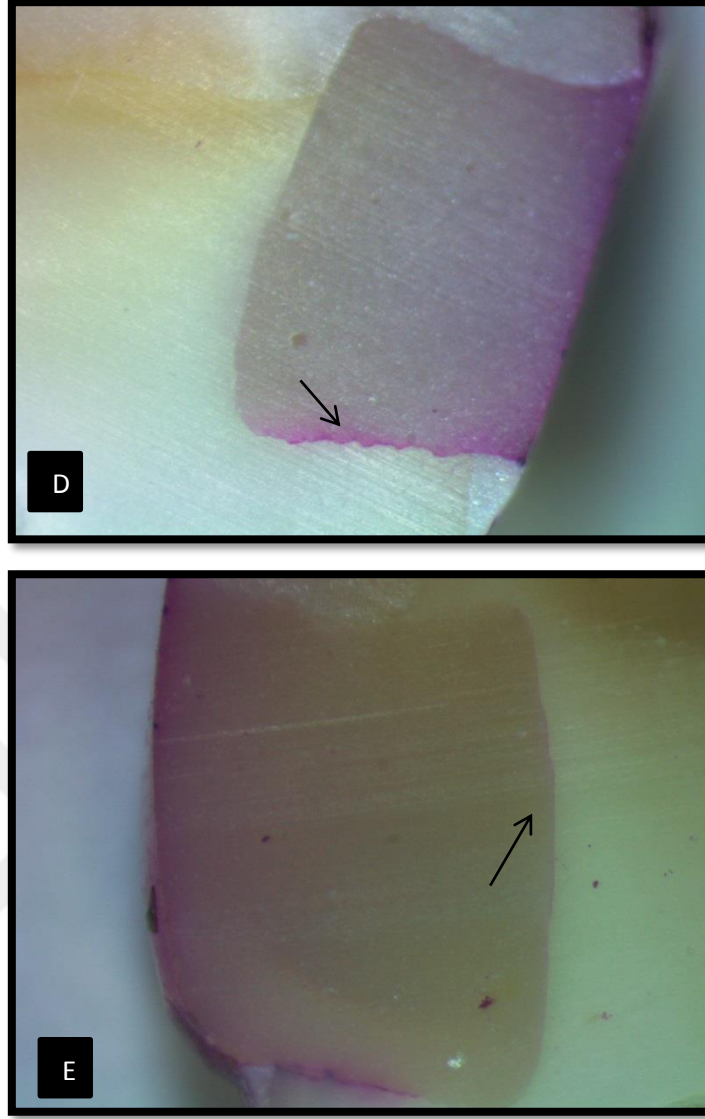
**Tablo 4.5.** Materyallerin oklüzal ve gingivaldeki mikrosızıntı dağılımlarının gösterimi

Materyal		Oklüzal	Gingival
<b>Equia forte</b>	Ortanca	.0000	.0000
	Min.	.00	.00
	Max.	.00	2.00
	n	18	18
<b>Beautifil II</b>	Ortanca	1.0000	1.0000
	Min.	.00	.00
	Max.	4.00	4.00
	n	18	18
<b>Solare X</b>	Ortanca	1.0000	.0000
	Min.	.00	.00
	Max.	3.00	2.00
	n	18	18



**Şekil 4.2.** Oklüzal ve gingival duvar mikrosızıntı skor grafiği





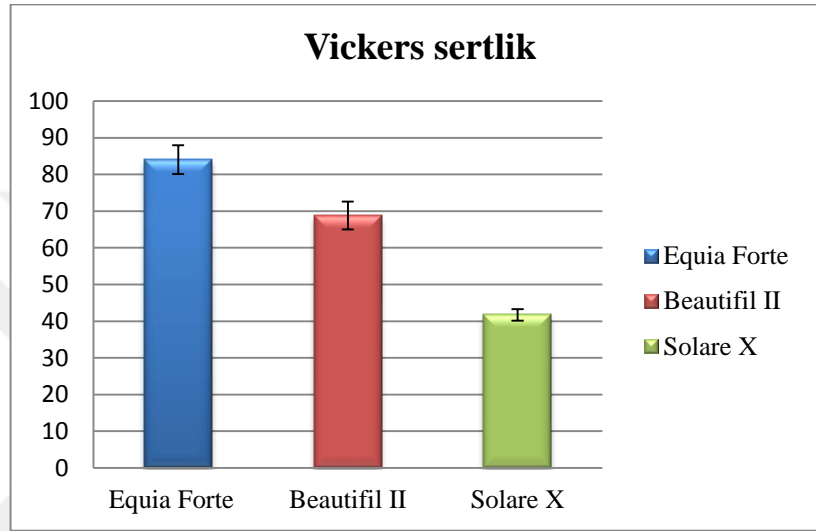
**Şekil 4.3.** Mikrosızıntı skorlarına göre steromikroskop görüntüleri A: Skor=0 (Equia Forte), B: Skor=1 (Solare X), C: Skor=2 (Beautiful II), D: Skor=3 (Beautiful II), E: Skor=4 (Beautiful II)

#### **4.3. Yüzey Sertliği Testi**

Tek yönlü ANOVA testi sonucuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık görülmüştür.( $p=0.0001$ ) Tüm gruplara ait ortalama ve standart sapma sertlik değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir. Equia Forte'nin ortalama sertlik değeri 84.0433, Beautiful II'nun 68.78 ve Solare X'in 41.73 olduğu saptanmıştır. En yüksek sertlik değeri Equia Forte'da görülürken en düşük sertlik değeri Solare X'de görülmüştür.

**Tablo 4.6.** Materyallerin vickers sertlik değerleri

Grup	N	Ortalama	Std. Sapma
Equia Forte	10	84.0433	3.91133
Beautifil II	10	68.7867	3.81143
Solare X	10	41.7300	1.58398
<b>Total</b>	<b>30</b>	<b>64.8533</b>	<b>18.07567</b>



**Şekil 4.4.** Materyallerin ortalama sertlik değerleri

Grupların ikili karşılaştırılması Post Hoc LSD analiziyle yapılmıştır. Tüm grupların ikili karşılaştırılmasında anlamlı farklılık görülmüştür ( $p < 0.05$ ).

**Tablo 4.7.** Materyallerin ikili karşılaştırılması

Grup (I)	Grup(J)	Ortalama farkı (I-J)	P değeri	%95'lik Güven Aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
EquiaForte	Solare X	42.31333*	.000	39.3008	45.3258
	Beautifil II	15.25667*	.000	12.2442	18.2692
Beautifil II	Solare X	27.05667*	.000	24.0442	30.0692
	Equia Forte	-15.25667*	.000	-18.2692	-12.2442
Solare X	Beautifil II	-27.05667*	.000	-30.0692	-24.0442
	Equia Forte	-42.31333*	.000	-45.3258	-39.3008

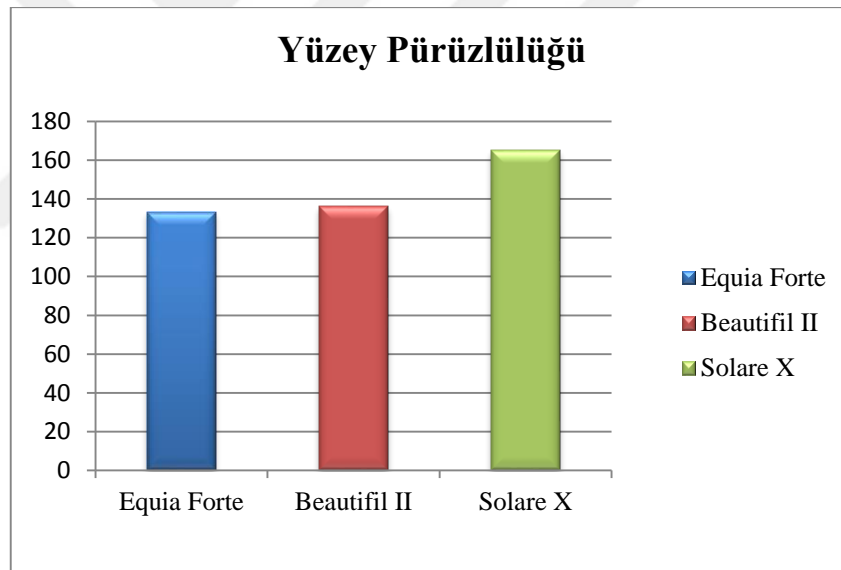
\*  $p < 0.05$

#### 4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Kruskal-Wallis analizine göre yüzey pürüzlülüğü yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ( $p>0.05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en yüksek pürüzlülük değeri Solare X’de görülürken bunu sırasıyla Beautifil II ve Equia Forte izlemektedir.

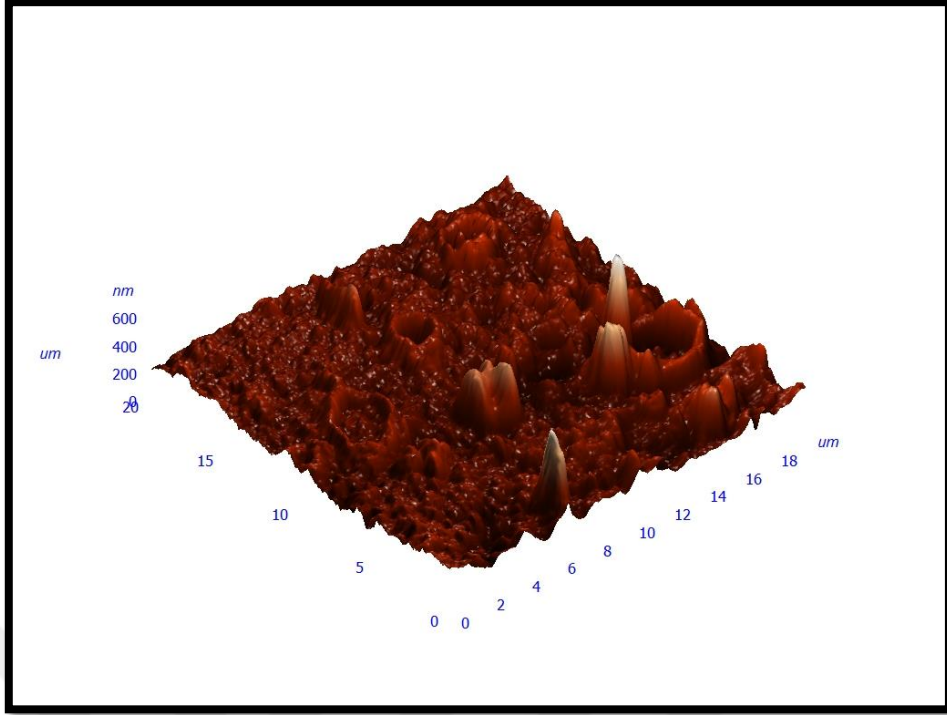
**Tablo 4.8.** Materyallerin pürüzlülük değerleri (nm cinsinden)

Grup	N	Ortanca	Min	Max
Equia Forte	10	133.3435	62.26	167.11
Beautifil II	10	136.1905	47.28	198.86
Solare X	10	165.2390	122.65	214.50
Total	30	141.3350	47.28	214.50

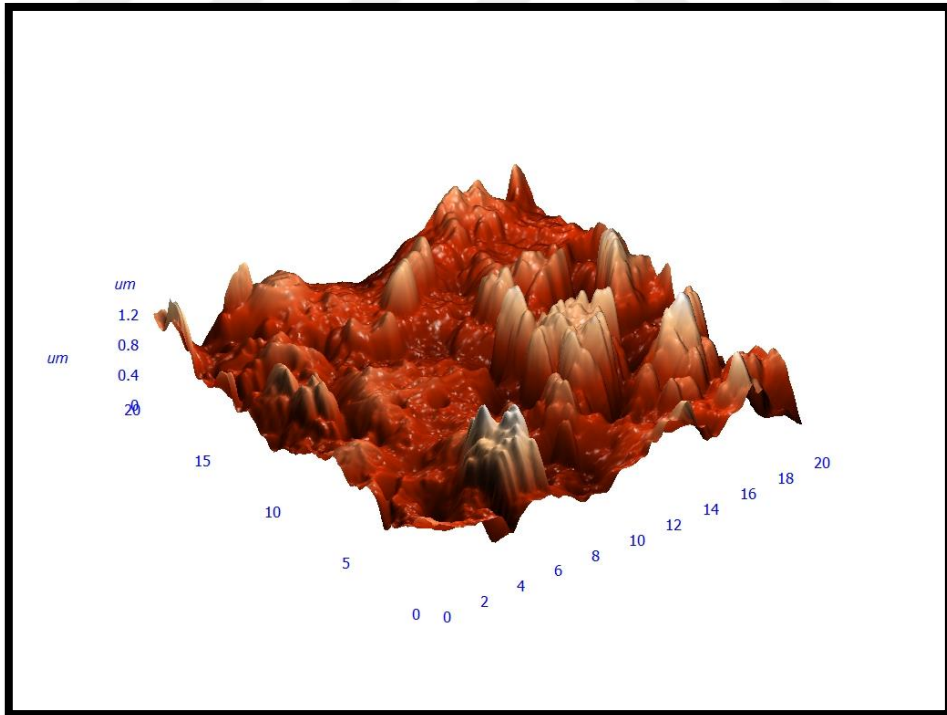


**Şekil 4.5.** Materyallerin ortalama pürüzlülük değerleri (nm cinsinden)

Materyallerin AFM ile elde edilen 3 boyutlu görüntüleri aşağıda görülmektedir:

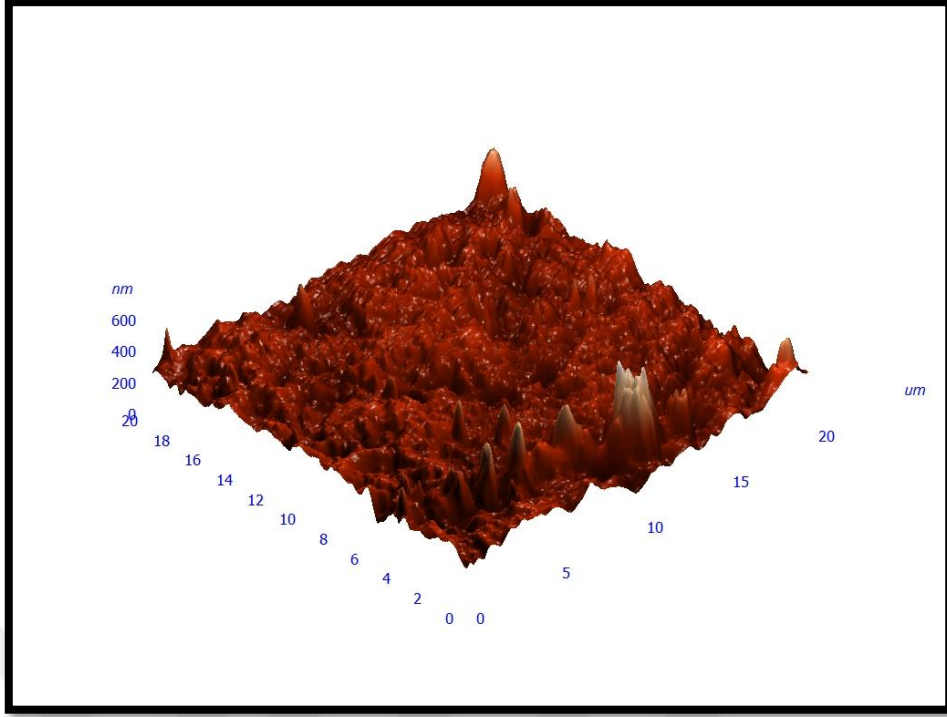


Şekil 4.6. Grup 1'deki (Equia Forte) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü

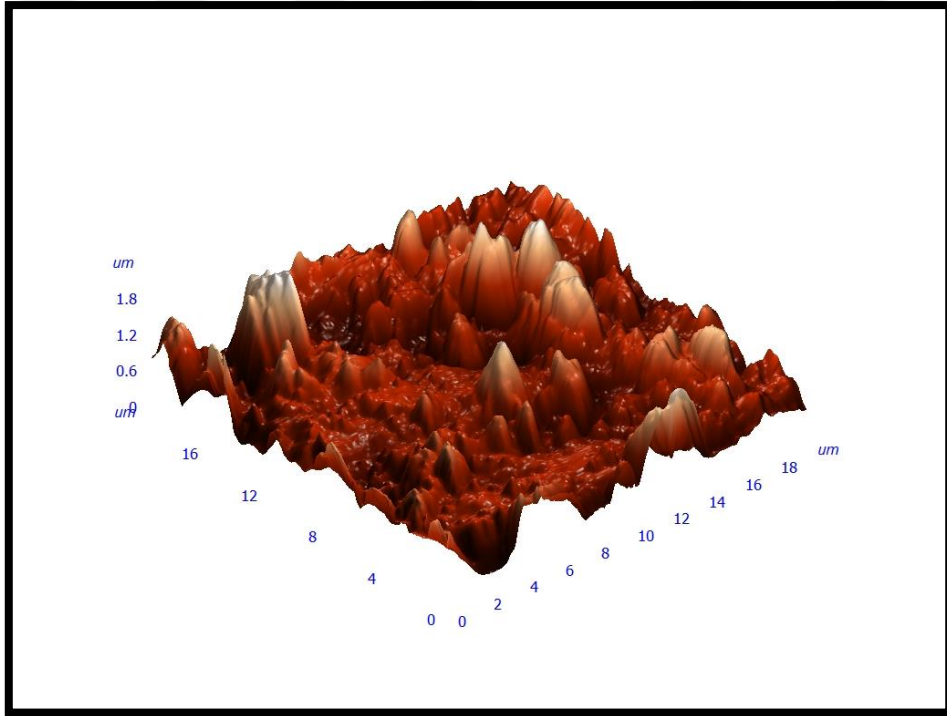


Şekil 4.7. Grup 1'deki (Equia Forte) en yüksek pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü

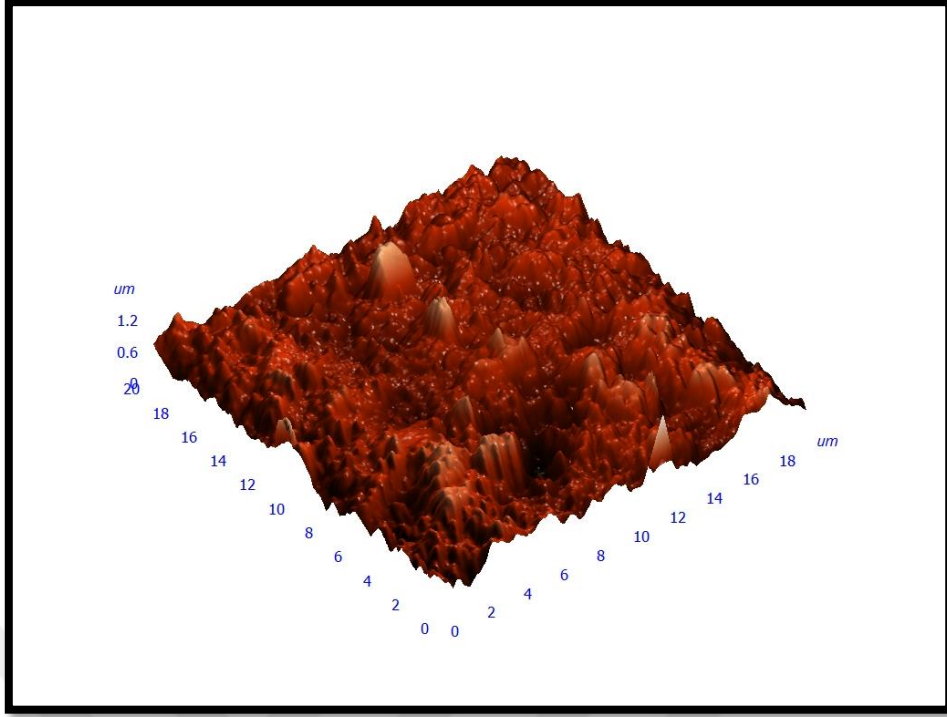




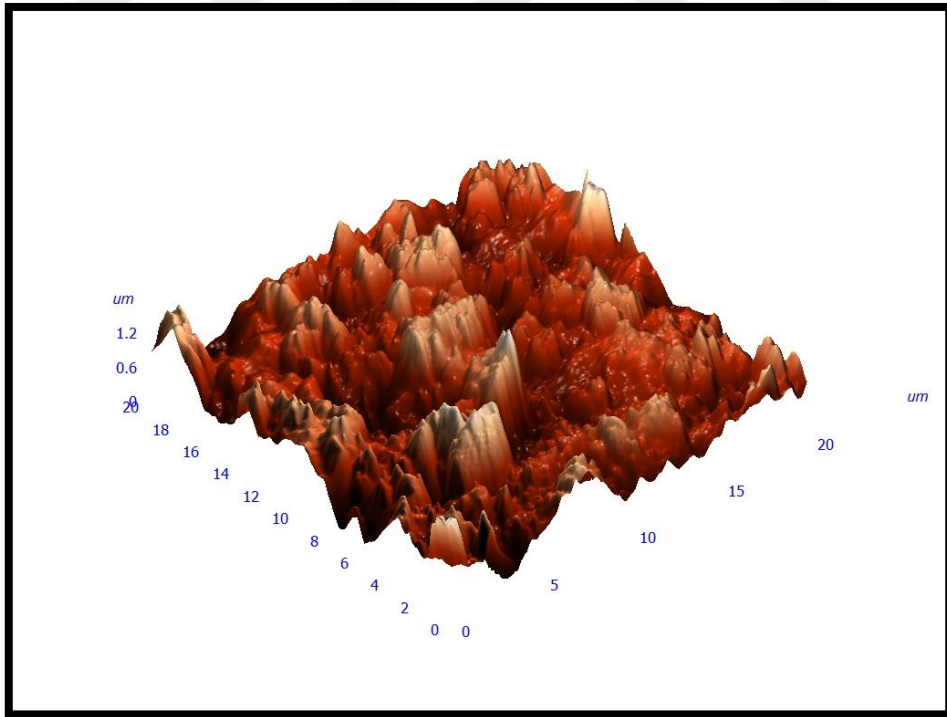
Şekil 4.8. Grup 2'deki (Beautiful II) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin AFM görüntüsü



Şekil 4.9. Grup 2'deki (Beautiful II) en en yüksek pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü



Şekil 4.10. Grup 3'deki (Solare X) en düşük pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü



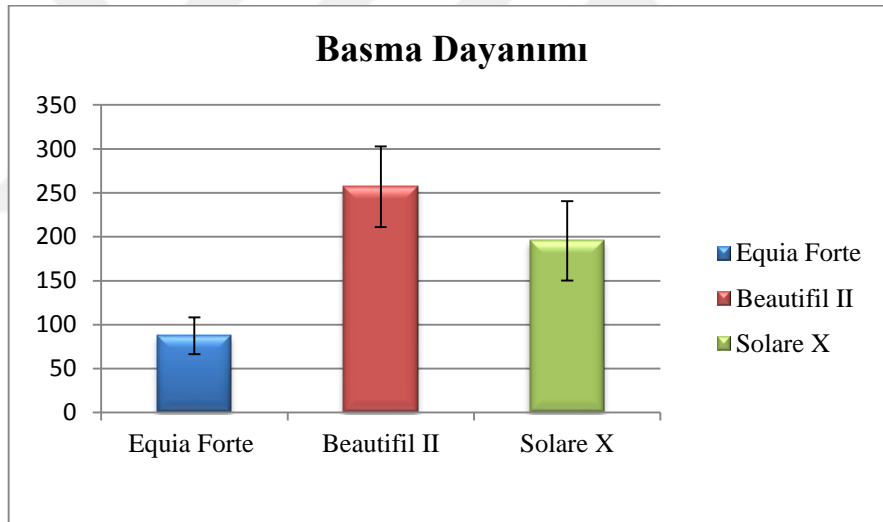
Şekil 4.11. Grup 3'deki (Solare X) en yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip örneğin görüntüsü

#### 4.5. Basma Dayanımı Testi

Basma dayanımı testi sonuçları tablo 4.9'da gösterilmiştir. En yüksek ortalama basma dayanımı değeri Beautifil II'de (256.902 MPa) gözlenirken, Solare X'de ortalama basma dayanımı 195.39 MPa, Equia Forte'da ise 87.269 MPa olduğu görülmüştür.

**Tablo 4.9.** Test edilen materyallerin basma dayanımı değerleri (MPa cinsinden)

	N	Ortalama	Std. Sapma	%95'lik güven aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
<b>EquiaForte</b>	10	87.269560	20.9229744	72.302166	102.236954
<b>Beautifil II</b>	10	256.902700	46.0555928	223.956514	289.848886
<b>Solare X</b>	10	195.390800	45.0663701	163.152261	227.629339
<b>Total</b>	30	179.854353	80.6881020	149.724921	209.983786



**Şekil 4.12.** Materyallerin ortalama basma dayanımı değerleri (MPa)

ANOVA testine göre gruplar arası istatistiksel farklılık gözlenmiştir ( $p=0.0001$ ). Grupların ikili karşılaştırılması Post Hoc LSD analiziyle yapıldı. Tüm grupların ikili karşılaştırılmasında farklılık görülmüştür ( $p<0.05$ ).

**Tablo 4.10.** Materyallerin ikili karşılaştırmaları

Yöntem (I)	Yöntem (J)	Ortalama farkı (I-J)	P değeri	%95'lik Güven Aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
<b>EquiaForte</b>	BeautifulII	-169.6331400*	.000	-205.52499	-133.74128
	Solare X	-108.1212400*	.000	-144.01309	-72.229388
<b>Beautiful II</b>	EquiaForte	169.6331400*	.000	133.741288	205.524992
	Solare X	61.5119000*	.002	25.620048	97.403752
<b>Solare X</b>	EquiaForte	108.1212400*	.000	72.229388	144.013092
	Beautiful II	-61.5119000*	.002	-97.403752	-25.620048



## 5.TARTIŞMA

Restoratif materyallerin kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikleri yapılan restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi ve hasta memnuniyeti için büyük önem taşımaktadır. Günümüzde daimi restoratif materyaller olarak amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar rutin klinik uygulamalarda kullanılmaktadır.

Dişleri restore etmek için bugüne kadar amalgam çoğunlukla tercih edilmekteydi, ancak civa toksisitesinin bulunması, estetik olmaması ve geniş kavite preparasyonları gerektirmesi nedenleriyle kullanımı zamanla azalmaktadır. Amalgamın bu dezavantajları diş hekimlerini daha konservatif, diş yapılarına bağlanabilen ve diş doğal renginde olan kompozit rezin ve cam iyonomer gibi restoratif materyallere yönlendirmiştir (188).

Kompozit rezinler, posterior dişleri restore etmek için son yıllarda sıklıkla kullanılmaktadır. Pek çok klinisyen bu materyal sınıfını posterior stres taşıyan bölgelerde 5 ila 10 yıl boyunca başarıyla kullanmıştır (87). Ancak bu materyallerin uygulamaları sırasında teknik hassasiyetlerinin yüksek olması, neme çok hassas olması, toksisite riski ve yüksek çürük aktivitesi olan hastalarda klinik olarak başarı gösterememesi gibi dezavantajları mevcuttur (6, 188). Bu özellikler klinisyenleri önemli avantajları bulunan cam iyonomer simanları kullanmaya yönlendirmektedir.

CİS'ler, kompozit rezinler gibi diğer daimi dolgu malzemeleriyle karşılaştırıldığında, nemli mine ve dentine bağlanabilmesi ve uzun vadeli florür salınımı gibi anti-karyojenik özellikleri, remineralizasyon yapabilmesi, biyouyumlu olması ve düşük termal genleşme katsayısı gibi çeşitli avantajlar göstermeleriyle diş hekimliğinde önemli konumdadırlar (87). Ancak aşınmaya dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin zayıf olması ve sertleşme aşamasında neme hassasiyetlerinin yüksek olması gibi olumsuzluklar daimi dişlerde kullanımını sınırlamaktadır (7). Son zamanlarda, CİS'lerin bu olumsuzluklarını gidebilmek amacıyla, içeriklerinde, toz oranlarında ve sertleşme reaksiyonlarında bir çok değişim yapılmıştır. Kompomerler, yüksek viskoziteli cam iyonomerler, düşük viskoziteli/akışkan rezin içerikli cam iyonomerler, fiberle içeren cam iyonomerler, giomerler, amalgomer, zirconomer, CPP-ACP (kazein fosfopeptit-amorf kalsiyum fosfat) güçlendirilen cam iyonomerler, prolin içerikli cam iyonomerler, nano boyutlu biyoseramik cam iyonomerler gibi değişimlerle geliştirilen

materyallerden sadece bazılarıdır (189). Bu güçlendirilmiş cam iyonomer simanların birçoğu posterior dişlerin daimi restorasyonunda kullanılmaya başlanmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır.

Posterior dişlerin daimi restorasyonunda kullanılmak üzere yüksek viskoziteli cam iyonomer ve nano doldurucu rezin kaplamadan oluşan Equia (GC Co, Tokyo, Japonya) adında yeni bir sistem 2007 yılında tanıtılmıştır. Üretici firma 2015 yılında, Equia'nın klinik performansını temel alan Equia Forte ile cam hibrit teknolojisini tanıtarak, cam iyonomer teknolojisini geliştirdiği yeni materyali piyasaya sunmuştur. Yeni sistemde, hibrit kompozitlere benzer şekilde farklı büyüklükteki dolgu teknolojilerinin avantajlarından faydalanmak istenmiştir. Bu nedenle Equia Forte, daha hacimli cam dolgusu, restorasyonu güçlendiren daha küçük ve yüksek oranda reaktif dolgular ile daha yüksek moleküler ağırlıklı bir poliakrilik asidin eklenmesiyle desteklenmiştir (190).

Bu tez çalışmasında yüksek viskoziteli bir cam hibrit siman olan Equia Forte ve hibrit bir cam iyonomer olan Beautifil II materyallerinin mekanik özellikleri bir mikrohibrit kompozit rezin olan Solare X materyaliyle karşılaştırılmıştır.

Klinik kullanıma sunulan bir restoratif materyalin uygunluğunun değerlendirilmesinde diş sert dokularıyla arasındaki bağlantının derecesi çok önemli bir ölçüttür. Materyallerin bağlanma dayanımlarının in vivo olarak test edilmesi, takibi ve standardizasyonu zor metotlar olduğundan araştırmacılar etkin, hızlı sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları karşılaştırılabilir in vitro testleri daha sıklıkla kullanmaktadır (134-136, 191).

Makaslama bağlanma dayanımı, restoratif materyallerin bağlanma özelliklerini değerlendirmede sıklıkla kullanılan bir testtir (192). Düşük bağlanma dayanımı değerleri gösteren CIS'ler için, bağlanma testlerinin uygulanması daha zor olduğundan, tercih edilebilen kolay bir yöntemdir (193). Bu tez çalışmasında da bağlanmanın değerlendirilmesinde makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımının in vitro incelendiği testlerde kullanılacak diş seçimi, dişlerin saklanma koşulları ve diş yüzeylerinin hazırlanması ve standardize edilmesi, test sonuçlarını etkileyebilmesi açısından önemlidir (134, 136, 194, 195). İn vitro çalışmalarda kullanılan çekilmiş dişlerin saklandığı ortam olarak %10 formalin, %70 etanol, % 0.1-1 kloramin-T veya % 0.05-0.1 timol solüsyonları tercih edilmektedir

(196). Bu çalışmada kullanılan çürüksüz 3.molar dişler çekimden sonra 1 hafta %10'luk formalin solüsyonunda bekletildikten sonra çalışmaya kadar distile suda bekletildi.

Mine yüksek yüzey enerjisine sahip hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Dentin ise, yaklaşık olarak hacimce %30 oranında organik madde bulunur ve yüzey enerjisi düşüktür. Bundan dolayı dentine bağlanma daha önemli bir ölçüttür (197). Bu çalışmada da okluzal mine uzaklaştırılmış ve dentin yüzeyi kullanılmıştır. Dentin yüzeyinde oluşan smear tabakasında standart dizasyonu sağlamak için, 600 gritlik silikon karbit zımpara kullanılmıştır.

ISO standartları, test uygulanmasına kadar geçecek sürede örnekler 24 saat 37° C suda, 6 ay 37° C suda bekleyebilir ya da 5-50° C arasında 500 termal siklus yapılabilir. Distile su içinde test için hazırlanan örneklerin bekleme sürelerine göre (10 dk, 24 saat, 1 hafta) bağlanma dayanıklılığı değerlendiren bir çalışmada, en yüksek değerler 1 hafta, en düşük değerler ise 10 dk bekletilen örneklerde görülmüştür (198). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar üzerinde yapılan araştırmalarda, 24 saat süre sonunda simanların en yüksek bağlanma değerine ulaştığı ISO tarafından bildirilmiştir (199). Bu nedenle çalışmamızda örnekler 24 saat distile su içerisinde bekletilmiştir.

Bağlanma dayanım testlerinde kuvvetin örneklere uygulanma hızı da farklılık gösterebilmekte ve sonuçları etkilemektedir. Çalışmamızda, cam iyonomer esaslı materyaller kullanılarak yapılan çalışmalara benzer şekilde 0.5 mm/dk'lık bir kafa hızı ile kuvvet uygulanmıştır (195, 200, 201).

Restoratif diş hekimliğinde direkt ve indirekt restorasyonların yapımı ve onarımı gibi birçok klinik uygulama, adezyon prosedürlerini içermektedir. Kompozit rezin ve giomer gibi restoratif materyallerde dişe bağlanmada adeziv sistem prosedürü kullanılmaktadır.

Cam iyonomer uygulamadan önce, asit uygulama gibi çeşitli yüzey ön işlemleri yapılmakla birlikte bu çalışmada herhangi bir ön işlem uygulanmamıştır.

Literatürde cam iyonomer simanların makaslama bağlanma dayanıklılığıyla alakalı az sayıda çalışma vardır. Bir YVCİS olan Equia Fil ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmasına rağmen tez çalışmamızda kullanılan Equia Fil'in cam hibrit teknolojisiyle geliştirilmiş formu olan Equia Forte'un makaslama bağlanma dayanıklılığı ile ilgili çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda kullanılan üç materyal arasında makaslama bağlanma değerinde istatistiksel olarak fark görülmüştür. En yüksek bağlanma değerini kompozit rezin (Solare X) gösterirken, en düşük bağlanma değerini yüksek viskoziteli cam hibrit iyonomer (Equia Forte) göstermiştir.

Manuja ve arkadaşlarının yaptıkları bir in vitro çalışmada, ormocer, nanokompozit rezin, giomer ve CİS'i makaslama bağlanma dayanımı açısından değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre nanokompozit; giomer ve CİS'e göre daha iyi bağlanma değeri gösterirken, CİS en düşük bağlanma değerini göstermiştir. CİS'ler dişe zayıf mikromekanik kuvvetle ve kimyasal olarak bağlanmakta ve bunun sonucunda kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanın poliakrilik asiti dentin yüzeyini, hafif asidik ajanların yaptığı gibi pürüzlendirip smear katmanını uzaklaştırmakta ancak dentin tübüllerindeki smear tıkaçlarını uzaklaştıramamasına bağlı olarak zayıf bağlantı sağlamaktadır (202). Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur.

Hasani ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, Equia Forte'un dentine makaslama bağlanma değerine termalsiklus ve klorheksidinin etkisini incelemişlerdir. Equia Forte'un makaslama bağlanma değerlerini 500 termal döngü sonrası  $2.33 \pm 1.6$  MPa, 6000 termal döngü sonrası  $1.03 \pm 1.22$  MPa olarak bildirmişlerdir (203). Bu çalışmadaki Equia Forte'da görülen makaslama bağlanma değerlerin bizim çalışmamıza göre daha düşük olması termalsiklus uygulamasının bağlanma değerini düşürmesinden kaynaklanmış olabilir.

Majed ve arkadaşları yaptığı bir diğer çalışmada, cam iyonomer, RMCİS, kompomer ve kompozit rezini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada da en yüksek bağlanma dayanımı değerleri kompozit rezinde görülürken en düşük değerleri cam iyonomer siman göstermiştir (204).

Carvalho ve arkadaşları çalışmalarında, CİS'lerin dentine bağlanma kuvvetlerini test eden çalışmaların  $1.32-4.10$  MPa arasında değişen değerler bulunduğunu, bu değerlerin YVCİS'lerde bir miktar iyileşme göstererek  $4.9-7.6$  MPa aralığındaki daha yüksek değerler olduğu belirtilmiştir (195). Bu çalışmada da yüksek viskoziteli cam hibrit siman olan Equia Forte bu çalışmalarla benzer bağlanma değerleri ( $4.350$  MPa) göstermiştir.



Nujella ve arkadaşlarının in vitro çalışmasında, GCİS, RMCİS ve YVCİS makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmıştır. Bu çalışma sonucuna göre RMCİS en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir (205). RMCİS'lerin ortalama makaslama bağlanma dayanımının GCİS'lerden önemli ölçüde yüksek olması içeriğinde bulunan hidroksietil metakrilatın (HEMA) ıslanabilirliği artırmasına bağlı olduğu düşünülmektedir (201). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da, kompozit rezin ve rezin içerikli giomerin, yüksek viskoziteli cam hibrit simana (Equia Forte) göre daha yüksek değer göstermesi rezin yapılarıdaki HEMA varlığından kaynaklandığı düşünülebilir.

CİS'in kaviteye yerleştirilmesinden önce poliakrilik asitle, farklı konsantrasyon ve sürelerde yüzey ön işlemi uygulanmasının smear tabakasında yüzeysel bir demineralizasyon yaparak mikromekanik bağlantıyı artıracakları bildirilmiştir (206-208).

Küçükyılmaz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, Equia Fil ve cam karbomerin mikrotensil bağlanma değeri karşılaştırılmıştır. Equia Fil'in bağlanma değeri  $12.02 \pm 2.72$  MPa bulunmuştur. Yapılan çalışmada Equia Fil uygulanmadan önce dentin yüzeyinin poliakrilik asitle, cam karbomer uygulamasından önce ise EDTA ile ön işlem yapıldığı bildirilmiştir. Daha önceki çalışmalarda bildirildiği gibi CİS'lere poliakrilik asit uygulaması bağlanmayı artırmıştır. Ayrıca koheziv kırılma başarısızlıkların, GCİS'lerde ağırlıklı olarak görüldüğü ve bu koheziv başarısızlığın dentin ile bağlanmadan ziyade materyalin kendi içerisinde oluşan stresi gösterdiği bildirilmiştir (209). Bu çalışmada elde edilen bağlanma değerleri bizim çalışmamızdan daha yüksektir. Bunun nedeni olarak, geleneksel bağlanma test metodlarından daha yüksek bağlanma değerleri veren mikrotensil test metodunun kullanılması ve ayrıca dentine ön işlem yapılması gösterilebilir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde kohoziv tip başarısızlık daha fazla görülmüştür ki, bu durum yapılan testin dentine bağlanma dayanımını tam olarak ölçemediğini ifade etmektedir.

Restorasyonun başarısı için en önemli şartlardan biri, restoratif materyalin kavite duvarlarına uygun şekilde bağlanması sayesinde mikrosızıntının önlenmesidir. Restoratif materyallerin tam marjinal sızdırmazlığı elde etmedeki yetersizliği, sekonder çürüklere, hassasiyet ve pulpal enfeksiyonlara neden olan iyon, sıvı ve bakteri sızıntısının meydana geldiği mikro çatlakların oluşmasına sebep olur (210). Restorasyon yenilenme nedeninin yaklaşık olarak %30'unun mikrosızıntı kaynaklı olduğu

bildirilmektedir (211). Bu nedenle restoratif materyalin başarısını belirleyen en büyük etkenlerden biri mikrosızıntıdır.

Bu tez çalışmasında, mikrosızıntı testi için her bir dişin bukkal ve lingual yüzeylerine standart, 4x2x2 mm ölçülerinde, gingival kenar dentinde, okluzal kenar minede olan, sınıf V kavite hazırlanmıştır. Sınıf V kavite seçilmesinin sebebi hem mine hem dentin kenarında sızıntının değerlendirilebilmesidir.

Mikrosızıntının tespitinde boya sızıntı testleri, radyoizotoplar, kimyasal ajanlar, bakteriyel sızıntı çalışmaları, hava basıncı yöntemi, nötron aktivasyon analizi, elektro-kimyasal çalışmalar, mikroskopik inceleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu çalışmada da mikrosızıntının tesbitinde en sık kullanılan test yöntemi olan boyar madde penetrasyon testi tercih edilmiştir (212). Boyar madde olarak % 0.5'lik bazik fuksin seçilmiştir. Bu boyanın kullanılmasının nedeni partikül boyutunun küçük olması sebebiyle, kolay difüze olabilmesidir (213).

Diş yapısı ile restoratif materyal arasında termal genişleme katsayısındaki farklılığın diş/restorasyon ara yüzeyinde yıkımlara neden olabileceği düşünüldüğünden, in vitro mikrosızıntı çalışmalarının çoğunda ağız içi ısı değişimlerini taklit eden termalsiklus yöntemi uygulanmaktadır (214). Çalışmamızda, 5°-55° C arasında 1 yıllık yaşlandırmaya denk geldiği belirtilen 10.000 devirlik termalsiklus uygulayan çalışmalar referans alınmıştır (163, 165, 215).

Çalışmamızda okluzal kenarlarda (minede) ve gingival kenarlarda (dentinde), materyaller arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir. Minede en az sızıntı Equia Forte'da görülürken Beautifil II ve Solare X arasında bir fark görülmemiştir. Dentinde ise Equia Forte ve Solare X arasında bir fark görülmezken en fazla sızıntı Beautifil II'da görülmüştür.

Walia ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, kenarları minede bitirilen sınıf V kaviteelerde, Zirconomer, Ketac Molar, Ceram-X ve Beautifil II'nin mikrosızıntı değerleri karşılaştırılmıştır. En az sızıntı YVCİS olan Ketac Molar'da görülürken, sırasıyla nanokompozit olan Ceram-X, Zirconomer ve Beautifil II takip etmektedir. Giomerin en fazla sızıntı göstermesinin sebebi olarak yüksek oranda içermiş olduğu S-PRG doldurucusunun rezin yapıyla bağlanamamasından kaynaklandığı bildirilmiştir (103). Bizim çalışmamızda da giomerde yüksek sızıntı göstermesi bu sonuçları desteklemektedir.

Yıkılğan ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında YVCİS (Equia Fil) ve nanohibrti kompozit rezin (Grandio) kullanılarak desensitizör ajanın Sınıf V kavitelere mikrosızıntı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Gruplar arasında okluzal ve gingival mikrosızıntı skorlarında istatistiksel açıdan fark olmadığı ve desensitizör ajanın hem YVCİS restoratif materyal hem de kompozit rezin altında kullanılmasının mikrosızıntıyı etkilemediği sonucuna varmışlardır (216).

Peker ve arkadaşları in vitro çalışmalarında, geleneksel elmas frez ve ER:YAG lazerle açılan kavitlerde 3 farklı cam iyonomer (ChemFil Rock, Ionolux AC ve Equia System) ile kompozit rezini (Aelite LS) mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlardır. Equia, elmas frez ile açılan kavitelere oklüzal ve gingival kenarda mikrosızıntı göstermeyerek, cam iyonomerler içerisinde en az sızıntı değerine sahip grup olmuştur. Equia'nın mikrosızıntı davranışlarının kompozit rezinle benzer gösterdiği bildirilmiştir (217).

Gopinath süt dişlerinde sınıf II kavitelere yaptığı in vitro çalışmasında, RMCİS (Vitremar), YVCİS (Equia Fil) ve bulkfil kompozitin (SonicFill) mikrosızıntısı değerlendirilmiştir. Equia Fil ve bulkfil kompozit arasında anlamlı bir fark görülmezken RMCİS'den daha az sızıntı göstermişlerdir (218). Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde Equia Forte ve Solare X arasında dentinde fark görülmemiştir. Minede ise Solare X Equia Forte'dan daha fazla sızıntı göstermiştir. Bunun sebebinin çalışmamızda kullandığımız tek aşamalı self-etch adeziv sistemin mine kenarında asitle pürüzlendirme işlemi yapılmaksızın kullanılması olduğu düşünülebilir.

Pasricha'nın yaptığı çalışmada, %33'lük hidrojen peroksit beyazlatma prosedürüne maruz kalan giomer (Beautifil II, FL Bond II), kompozit rezin (Filtek Z350, Single Bond) ve ormoceri (Admira, Admira Bond) mikrosızıntı yönünden karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, beyazlatma ajanı uygulanan ve uygulanmayan giomer ve kompozit gruplarının mine ve dentin kenarlarındaki mikrosızıntı değerlerinde istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Çalışmada giomer ile birlikte kullanılan FL Bond II'nin, bağlanma arayüzünü güçlendiren giomere özel bir bond olduğu bildirilmiştir (219). Bizim çalışmamızda giomerin kompozit kadar mikrosızıntı yönünden başarılı olmaması birlikte kullanılması önerilen FL Bond II'nin kullanılmamasından kaynaklandığını düşünüyoruz.

Equia Forte'un hem mine hem de dentinde, kompozit ve giomere göre mikrosızıntı açısından daha başarılı olması rezin yapıdan kaynaklanan polimerizasyon büzülmesinin görülmemesi, ayrıca cam iyonomerlerin diş dokusuyla kimyasal bağlantı sağlaması ile açıklanabilir. Yüksek viskoziteli cam iyonomerin diş yüzeyindeki kalsiyum ile güçlü şelasyon sağlamasının da ara yüzeyde mikroaralık oluşmasını önleyeceği düşünülmektedir .Yapılan bazı çalışmalarda da cam iyonomer simanlardaki düşük mikrosızıntı değerleri benzer şekilde gerekçelendirilmiştir (220-222).

Bizim çalışmamızda yüksek viskoziteli cam iyonomer üretici firmanın kullanım tavsiyesi ile nano dolduruculu bir glaze materyeli ile birlikte kullanılmıştır. Glaze materyallerin, yüksek akıcılıkları sayesinde yüzeyden daha derinlere doğru mikro yapının bozukluklarına penetre olarak marjinal sızıntıyı azaltmakta etkili olduğu bildirilmiştir (223). Bu bilgiler ışığında glaze materyeli uygulaması Equia Forte'un daha az sızıntı göstermesini sağlamış olabilir.

Klinik olarak diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri restorasyonların başarısını direkt olarak etkilemektedir. Materyallerin en önemli mekanik özelliklerinden biri de yüzey sertliğidir. Restoratif materyaller ağız içerisinde pek çok etkiye maruz kalmaktadırlar, bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri için yüksek sertlik değerlerine sahip olmaları gerekmektedir. Yüzey sertliğinin düşük olması materyalin aşınmasını arttırmaktadır (167).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, kompozit rezinler ve simanlar gibi materyallerin sertlik ölçümlerinde en çok kullanılan metodlar Vickers ve Knoop sertlik testleri olduğu bildirilmiştir (224, 225). Vickers sertlik yönteminin Knoop sertlik yöntemine göre daha hassas bir ölçüm yöntemi olduğu bildirilmiştir (226). Vickers mikrosertlik testinde test süresinin Knoop mikrosertlik testine göre daha kısa olması ve daha hassas bir ölçüm yapabilmesi sebebiyle çalışmamızda kullanılmak üzere tercih edilmiştir.

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları 24 saat içerisinde tamamlanmaktadır. Ancak yapılan çalışmalarda yeterli fiziksel özelliklerin sağlanabilmesi için cam iyonomer simanlarda ideal sürenin bir hafta beklemek olduğu bildirilmiştir (84, 227). Yap ve arkadaşlarının çalışmasında, YVCİS olan Fuji IX GP Fast ve GCİS olan Fuji IX GP örnekleri 37°C'de 24 saat ve 1 hafta bekletmişlerdir. 1 gün sonra vickers mikrosertlik ölçümlerinde, Fuji IX GP Fast ve Fuji IX GP değerler

arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. 1 hafta sonunda her iki materyalinde sertlik değerleri artarken, Fuji IX GP Fast Fuji IX GP'den istatistiksel olarak anlamlı olmakla birlikte daha sert çıkmıştır (228). Çalışmamızda hazırlanan örnekler bir hafta boyunca distile su içerisinde bekletilerek ideal sertlik değerlerine ulaşmaları amaçlanmıştır.

Literatürde cam iyonomer siman türleriyle yapılan çalışmalarda, 50 gramlık kuvvetin 30 saniye (228) veya 25 gramlık kuvvetin 30 saniye (60, 229) uygulandığı testler bulunmaktadır. Kanık ve Türkün, YVCİS'ler ve kompozit rezin ile yaptıkları çalışmalarında, test cihazındaki piramit ucun örnek üzerindeki iz düşümünün en net görüntüsünü 50 gramlık kuvveti 15 saniye uygulayarak elde ettiklerini bildirmişlerdir (230). Bizim çalışmamızda bu çalışma referans alınarak 50 gramlık kuvvet 15 sn uygulanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek vickers sertlik değeri Equia Forte'da, bunu Beautifil II izlemiş ve en düşük Solare X materyalinde görülmüştür.

Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey özelliklerini dolayısıyla yüzey sertliğini; kullanılan materyallerin içeriğinin, doldurucu miktarının, rezin tipinin ve partikül boyutunun etkilediği bildirilmiştir (60, 231). Yapılan çalışmalarda, doldurucu oranının diğer materyallere göre fazla olduğu hibrit kompozitlerin, restoratif materyaller arasında en yüksek yüzey sertlik değerine sahip olduğu bildirilmiştir (232-234).

Vijayan ve arkadaşlarının çalışmalarında giomer, hibrit kompozit, kompomer ve RMCİS'in mikrosertliklerini karşılaştırmışlardır. Giomer (53.833 VHN) en yüksek sertliği gösterirken sırasıyla bunu hibrit kompozit (52.450 VHN), RMCİS (50.77 VHN) ve kompomer (40.667 VHN) izlemiştir. Bu çalışmanın sonucunda test edilen malzemelerin sertliği ile inorganik doldurucu madde içeriği arasında pozitif bir ilişki olduğu ve materyaller içerisinde en yüksek doldurucu oranına sahip olan giomerin en sert materyal olduğu bildirilmiştir (235). Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde giomerde yüzey sertliği kompozit rezinden daha fazla bulunmuştur.

Kooi ve arkadaşları çalışmalarında, giomer (Beautifil II), akışkan giomer (Beautifil Flow Plus), mikro hibrit kompozit (Filtek Z250) ve indirekt hibrit kompozit (Ceramage) materyalleri, gıda sıvılarını simüle eden ortamlarda (hava, distile su, sitrik asit, ethanol) bekletilerek mikrosertliklerini karşılaştırmış, distile su içereğinde bekletilen örneklerden Filtek Z250'de daha yüksek sertlik değerleri bulunmuştur. Filtek

Z250'nin Beautifil II'ye göre daha yüksek sertlik değerleri göstermesinin, kompozitin içeriğindeki zirkonya-silikat doldurucunun, giomerin içeriğindeki aluminofloro-borosilikat cam doldurucudan daha üstün özellikte olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (236). Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda mikrohibrit kompozit rezinin (Solare X) sertlik değeri giomerden (Beautifil II) daha düşüktür.

Hahnel ve arkadaşlarının 13 farklı kompozit rezin (Sinfony, Admira, Arabesk, Estet X, Filtek Siloran, Filtek Supreme, Filtek Z250, Grandio, Heliomolar, Inten-S, Quixfil, Spektrum ve Tetric Ceram) ve 2 farklı kompomer (Compoglass F, Ekstra Dyract) ile yaptıkları vickers mikrosertlik testinde, sertlik değerleri 18,7 ile 70,4 aralığında bulunmuştur. Admira (41,4), Filtek Silorane (46,8) ve İnTen-S (42,7) kompozit rezinlerinin vickers mikrosertlik değerleri çalışmamızda kullandığımız Solare X ile benzerlik göstermektedir. En yüksek Vickers mikrosertlik değerleri Grandio (75,6), Quixfil (70,4), Filtek Z250 (67,8) ve Dyract extra (66,5) ile hazırlanan örneklerde bulunmuştur. Bu çalışma sonuçlarına göre kompozit malzemelerde doldurucu içeriğinin sertlik için belirleyici bir rol oynadığı belirtilmiştir (237).

Blackham ve arkadaşları, iki mikrohibrit kompozit (Filtek Z250, Esthet-X), bir nanohibrit kompozit (Premise), bir mikrofil hibrit kompozit (Gradia Direct) ve bir mikrofil kompozit (Durafill VS) kullanarak yaptıkları çalışmada, en düşük sertlik değerini prepolimerize doldurucular içeren kompozitlerde elde etmişlerdir (238).

Çalışmamızda kullandığımız mikrohibrit kompozitin en düşük sertlik değerine sahip olmasının literatürde de belirtildiği gibi prepolimerize olmuş doldurucu içeriğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Al-Angari ve arkadaşlarının dört farklı YVCİS (ChemFil Rock, Fuji IX GP Extra, Ketac Molar Quick Aplicap ve Equia Fil) ve bir nanohibrit kompozit rezin (Premise Composite) kullandıkları çalışmalarında Knoop yüzey sertlikleri değerlerini karşılaştırmışlardır. Test edilen malzemeler arasında sırasıyla en yüksek sertlik değerinden düşük değere doğru, Fuji (66.86 KHN), Ketac (62.53KHN), Equia (58.64KHN, ChemFil (52.39KHN) ve PC (45.44 KHN) göstermiştir. Çalışmanın sonucunda nanohibrit kompozit rezinin, cam iyonomerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük değer gösterdiği bildirilmiştir (239). Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Klaric ve arkadaşları çalışmalarında, bir bulkfil kompozit (Tetric EvoCeram Bulk Fill ) bir nanohibrit kompozit (Tetric EvoCeram) ve YVCİS'e (Equia Fil) beyazlatma ajanı uygulanmasının mekanik özelliklerine etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmanın ajan uygulanmadan önceki kontrol grubu sonuçlarına göre YVCİS'in (Equia Fil) sertliği kompozit rezinlerden düşük bulunmuştur (240). Bizim çalışmamızda ise Equia Forte (YVCİS), Equia Fil'in yeni ve geliştirilmiş bir formu, Solare X'e (mikrohibrit kompozit) göre daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir.

Restorasyonların su kontaminasyonu ve dehidratasyonunun başlangıç sertleşme reaksiyonunda fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemektedir (241). Gemalmaz ve arkadaşları, başlangıç sertleşme döneminde nem kontaminasyonunun CİS'lerin mekanik özelliklerini zayıflattığını ve restorasyonun aşınmaya direncinin düştüğü bildirmişlerdir. Bu olumsuzlukların önüne geçebilmek amacıyla, restorasyonların yapımından sonra su kontaminasyonundan korunmak için yüzey örtücü kullanılması önerilmektedir (242). Yüzey örtücünün kullanılması yüzeyde oluşan çatlakların oluşumu ve translüensi kaybını engellemekle beraber, restorasyonun dayanıklılığın da olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir (243).

Üretici firma Equia Forte'u hibrit kompozit yapısına benzetmek iddiasıyla farklı büyüklükte doldurucular ekleyerek piyasaya çıkarmış, ayrıca Equia Forte Coat monomerlerinde de yapılan değişiklik ile materyalin yüzey sertliğinin %35 oranında artırıldığını bildirmişlerdir (190).

Çelik ve Ermiş'in Fuji IX GP eXtra ve G-Coat PLUS kullanarak hazırladıkları yüzey örtücüsü uygulanmış ve uygulanmamış örnekler 1 ay boyunca distile suda 37°C'de bekletilmiştir. 24 saat, 2 hafta ve 1 ay sonunda Knoop sertlik testi ile mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Yüzey örtücüsüz grupta zaman dilimleri (24 saat: 59,56; 2 hafta: 62,65; 1 ay: 67,86) arasındaki süreçte mikrosertlik değerleri anlamlı bir artış göstermiştir. Yüzey örtücü uygulanan örneklerde ise zaman dilimleri (24 saat: 31,62; 2 hafta: 28,67; 1 ay: 29,96) arasında fark anlamlı bulunmamıştır. İki grup karşılaştırıldığında, 24 saat,2 hafta ve 1 aylık sürenin sonunda yüzey örtücüsü uygulanmayan grubun mikrosertliği daha yüksek çıkmıştır. Bu çalışmanın sonucunda erken dönemde suya maruz kalmanın yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın sertlik değerini olumlu yönde etkilediği kanatine varmışlardır (84).

Faraji ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, Equia'ya nano dolduruculu glaze uygulaması yapılan ve yapılmayan örneklerin yüzey sertliği karşılaştırılmıştır. Sonucunda nano dolduruculu glaze uygulaması yapılan örneklerin daha sert olduğu bulunmuştur. (244).

Bizim çalışmamızda Equia Forte'un en yüksek sertlik değerine sahip olmasının, literatürde belirtildiği gibi cam hibrit doldurucu yapının sertliğe olumlu etkisinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bunun yanı sıra üretici talimatları doğrultusunda yüzeye uyguladığımız Equia Forte Coat glaze materyali de yüzeyde oluşan mikro çatlakların kapatılması yoluyla yüzey sertliğinin artmasını desteklemiş olabilir.

Dental materyallerin in vitro koşullarda değerlendirilmesinde kullanılan ve restoratif materyal başarısını etkileyen önemli parametrelerden bir tanesi de yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey pürüzlülüğü, zaman içerisinde dental restoratif materyallerde meydana gelen ve restorasyonun dayanıklılığını ve yüzey kalitesini azaltarak estetik görüntüsünde bozulmalara neden olan bir parametredir (245, 246).

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü, restorasyon yüzeyinde bakteri retansiyonu ve plak akümülyasyonuna neden olarak sekonder çürük oluşumuna sebep olabilmektedir. Ayrıca pürüzlü bir yüzeye bağlı olarak, diş eti enflamasyonu ve renk değişikliği de görülebilir. Bu nedenle kullanılan materyalin yüzey pürüzlülüğü bir restorasyonun uzun dönem klinik başarısında etkili olmaktadır (175, 247).

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan araştırmalar, optik ve taramalı elektron mikroskopisi (SEM) gibi kalitatif yöntemleri ve yüzey profili analizi gibi kantitatif yöntemleri içermektedir. Son yıllarda, dental malzeme araştırma alanında yeni bir teknik olarak Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) kullanılmaktadır. AFM, yüzey pürüzlülüğünün nanometrik çözünürlükte üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerini gösterme yeteneğine sahiptir. Ayrıca SEM'in dezavantajları olan vakum ve örneğin kaplanması gibi ihtiyaçların bulunmaması ile yüzey pürüzlülüğün saptanmasında en etkili yöntem olduğu bildirilmiştir (177, 248). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede daha güncel bir yöntem olan AFM tekniği kullanılmış, elde edilen üç boyutlu ortalama pürüzlülük değerleri Sa cinsinden ve nanometre olarak kaydedilmiştir.



Yapılan bir çok araştırmada en pürüzsüz yüzeyin Şeffaf Mylar band ile olduğunu bildirilmiştir (249-251). Ancak klinik Őartlarda dolgu kenarı fazlalıklarını giderebilmek için bitim ve polisaj işlemleri yapılmaktadır. İn vitro çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesi için hazırlanan örneklere el aletleri, su zımparası, polisaj lastikleri ve silikon karbid diskler gibi farklı bitim işlemleri uygulanmaktadır. Bitim işlemlerinde kullanılan bu malzemelerin karşılaştırıldığı bir çok çalışmada en düzgün yüzeyin silikon karbid diskler kullanılarak elde edildiği bildirilmiştir (252-254). Bu çalışmada da bitim ve polisaj işlemleri silikon karbid diskler kullanılarak yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğüne etki eden faktörler arasında; materyallerin içeriğindeki rezin miktarı, doldurucu miktarı, doldurucu boyutu ve tipi ile polimer matriksle silanın konversiyon derecesi yer aldığı da bildirilmiştir (255).

Bizim çalışmamızda kullandığımız restoratif materyallerde tespit ettiğimiz yüzey pürüzlülüğü değerleri düşükten yükseğe doğru sırasıyla; Equia Forte'da 133.3435, Beautifil II'de 136.1905 ve Solare X 'de 165.2390 nm bulunmuştur. Ancak materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Bollen ve arkadaşları materyallerdeki ideal yüzey pürüzlülük ortalama değerinin 0,2  $\mu\text{m}$ 'nin altında olması gerektiği bildirilmiştir (256). Bu sonuca bakarak çalışmamızda kullanılan materyaller klinik olarak kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğüne sahiptir.

Al-Angari ve arkadaşlarının in vitro çalışmasında 4 farklı YVCİS (ChemFil Rock, Fuji IX GP Extra, Ketac Molar Quick Aplicap ve Equia Fil) ve bir nanohibrit kompozit rezinin (Premise Composite) yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazıyla ölçülmüştür. Materyallerin Ra değerleri sırasıyla, ChemFil R 0.79  $\mu\text{m}$ , Premise C 0.68  $\mu\text{m}$  Ketac M 0.62  $\mu\text{m}$ , Equia F 0.14  $\mu\text{m}$  ve Fuji IX'teki 0.10  $\mu\text{m}$  bulunmuştur. Ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (239). Bizim çalışmamızda AFM cihazı kullanılarak Sa cinsinden değerler elde edildiği için, farklı sayısal sonuçlar ortaya çıksa da, çalışmamızda kullandığımız YVCİS (Equia Forte) ve kompozit rezinde (Solare X) yüzey pürüzlülüklerinin benzer olması yönüyle Al-Angari ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarıyla benzerdir.

Çalışmamızda kullanılan yüksek viskoziteli cam hibrit siman (Equia Forte) istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sayısal olarak en düşük pürüzlülük değerini göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğünü inceleyen önceki araştırmalarda; cam iyonmer

içerikli siman materyallerinin, rezin kompozitlere göre yüksek yüzey pürüzlülük değerine sahip olduğu belirtilmiştir (257-259).

Yap ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, kompozit rezinler (Z100, A110, Filtek Supreme Translucent, Filtek Supreme), ormocer (Admira), YVCİS (Fuji IX GP Fast), RMCİS (Fuji II LC) ve kompomer (F2000,) olan sekiz farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülük değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, rezin içerikli olan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin cam iyonomer içerikli materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (260).

Bani ve Öztaş'ın çalışmasında, farklı pH (pH 7,6,5,4,3,2) ortamlarında bekletilen beş farklı cam iyonomer içerikli restoratif materyalin (Fuji II, Beautifil, Fuji II LC, Ketac N100 ve Dyract extra) yüzey pürüzlülükleri profilometre ile ölçülmüştür. Çalışmanın nötr pH ortamında ölçülen  $\mu\text{m}$  cinsinden Ra değerleri; Fuji II 0.507, Beautifil 0.619, Fuji II LC 0.479, Ketac N100 0.504 ve Dyract extra 0.672 gösterirken, aralarında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Ancak Fuji II ve Ketac N100 materyallerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin pH 2'de diğer tüm materyallere göre, pH 3'te ise Dyract Extra dışındaki materyallerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Çalışmada rezin içerikli olan Fuji II LC, Beautifil ve Dyract Extra'nın diğer materyallere göre düşük pürüzlülük değerleri gösterdiği bildirilmiştir (175). Ancak bizim çalışmamızda kullandığımız rezin içerikli materyaller olan Beautifil II (giomer) ve Solare X (mikrohibrit kompozit rezin), rezin içermeyen Equia Forte'a (YVCİS) göre bir farklılık göstermemektedir.

Üretici firma, cam iyonomer restorasyonlar üzerine uygulanmasını önerdiği nano içerikli glaze materyallerinin tüm yüzey düzensizliklerini doldurup örtterek parlak ve pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu bildirmiştir. Ayrıca bu materyallerin, nano içerikleri sayesinde restorasyonların aşınmaya karşı dirençlerini arttırdıkları ve daha uzun süre başarılı bir şekilde kullanılabilmelerini sağladığı idda edilmektedir (190).

Perez ve arkadaşlarının yaptığı in vitro çalışmada dört farklı restoratif materyali (Filtek Supreme, Grandio, Vitremer, Meron Molar) kullanarak, bu materyallere uygulanan glaze materyalinin (BisCover) yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini 3-boyutlu olarak incelemiştirler. Çalışmanın sonucunda glaze uygulamasının bitim ve polisaj

işlemleri sonrasında oluşan yüzey düzensizliklerini anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir (261).

Bizim çalışmamızda kullandığımız cam hibrit materyal olan Equia Forte'un yüzey pürüzlülüğünün kullandığımız diğer rezin içerikli materyallerle farklılık göstermemesi, bitim işlemlerinden sonra uygulanan glaze materyalinin (Equia Forte Coat) de bir rezin yapı olması ve yüzey boşluklarını doldurarak yüzey düzensizliklerini gidermesinden kaynaklanabilir.

Güler ve Ünal 'ın çalışmasında, farklı pH ortamlarında bekletilen Filtek Z550 (nanohibrit), Beautifil II (giomer), Vertise Flow (akışkan kompozit), Dyrct XP (kompomer), Fuji II LC (RMCİS) materyallerin yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmiştir. Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde; en yüksek pürüzlülük değeri Fuji II LC'de, en düşük pürüzlülük değeri ise Filtek Z550'de bulunmuştur. Beautifil II ve Dyract XP arasında istatistiksel bir fark görülmezken, Filtek Z550'den daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermişlerdir. Sonuçlarda görülen bu farklılığın materyallerin partikül büyüklüğünden kaynaklandığı bildirilmiştir. Ayrıca her gruptan bir örnekte, SEM ve AFM analizleri yapılarak sonuçların profilometre pürüzlülük sonuçlarıyla uyumlu olduklarını bulmuşlardır (262). Bizim çalışmamızda kullandığımız materyaller arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Bu durumun kullandığımız kompozitin mikrohibrit olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Mohammadi ve arkadaşlarının yaptığı bir *in vitro* çalışmada, mikrohibrit kompozit (Filtek Z250) ve giomere (Beautifil II) beyazlatma ajanının materyallerin yüzey pürüzlülüklerine olan etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda mikrohibrit kompozit rezinin (0.08 Ra) giomerden (0.10 Ra) daha düşük pürüzlülük gösterdiği ve restoratif materyalin türünün yüzey pürüzlülüğü üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (263). Bu sonuç çalışmamızın sonucuyla uyumlu değildi. Bizim çalışmamızda mikrohibrit kompozit rezin ve giomer arasında istatistiksel olarak fark görülmezken, rakamsal olarak mikrohibrit kompozit rezin giomerden daha büyük değer göstermiştir. Bu farklılığın kompozit rezinin yapısında bulunan prepolimerize dolduruculardan kaynaklandığını düşünüyoruz. Prepolimerize yapının çevresinde bulunan organik matriksin, bu yapıya göre sertlik değerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir (264). Daha yumuşak olan organik matriksin polisaj işlemleri sırasında daha fazla yüzeyden ayrılması ve buna bağlı olarak yüzeyde ortaya çıkan prepolimerize

yapının çıkıntılar oluşturmasının yüzey pürüzlülüğünü arttırmaya sebep olabileceği düşüncesindeyiz.

Valinoti ve arkadaşlarının çalışmasında, markaları farklı üç tip mikrohibrit kompozit rezin (TPH, Concept, Opallis) ve nanodolduruculu kompozit rezin (Supreme) yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiş olup çalışmada mikrohibrit kompozitlerden birisinin (TPH) yüzey pürüzlülük ortalama değeri anlamlı derecede düşük bulunurken, diğer mikrohibrit kompozitlerin (Concept,Opallis) yüzey pürüzlülük ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Araştırmacılar, her üç kompozitin de mikrohibrit yapıda olmasına rağmen, pürüzlülük değerlerinin farklı olmasının, materyallerin partikül boyutundaki ve materyal içeriğindeki farklılıklardan kaynaklı olduğunu savunmuşlardır (265). Bu çalışmanın sonuçları prepolimerize dolduruculu mikrohibrit kompozit rezin kullanılması pürüzlülük sonuçlarını etkilediği düşüncemizi desteklemektedir.

Çalışmalar ile yaptığımız bütün karşılaştırmalar profilometre yönteminden elde edilen iki boyutlu ölçüm değeri Ra üzerinden olması ve Sa cinsinden değerlerin bulunmaması doğru bir karşılaştırma yapılmasını engellemektedir. Bu nedenle AFM yöntemiyle yapılmış daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Basma dayanımı materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde önemli bir parametredir. Basma dayanımı, bir malzemenin, çiğneme kuvvetlerine dayanımının bir ölçüsü olarak kullanılır (185). Çiğneme kuvvetlerinin çoğu sıkıştırıcı etki göstermektedir. Bu nedenle, çiğneme işlemi sırasında meydana gelen sıkıştırma kuvvetlerinin restorasyonlarda kırılma problemi oluşturup oluşturmadığı araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre posterior dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı minimum dayanma kuvvetinin daimi dişlerde 125 MPa, süt dişlerinde için ise 100 MPa olduğu belirtilmiştir (266).

Yapılan bir çalışmada, Fuji IX GP Fast ve Fuji IX GP cam iyonomer siman örneklerini 37°C'de 24 saat ve 1 hafta bekletmişlerdir. Test, 1 mm/dakika kafa hızıyla uygulanmış ve her iki grupta da, basma dayanıklılığı değerleri 1 hafta sonunda artış göstermiştir (267). Bu çalışmada örnekler ISO 9917-1 standardına göre 4 mm çapında ve 6 mm yüksekliğinde hazırlanmış ve test standardına göre 1 mm/dakika kafa hızıyla yapılmıştır (187). Yüzey sertliği ve pürüzlülüğü testinde olduğu gibi cam iyonomer

simanların ideal mekanik özelliklerini sağlamak için 1 hafta süre ile distile suda bekletilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, Beautifil II 256 MPa, Solare X 195 MPa ve Equia Forte 87 MPa basma dayanımı değerleri göstermiştir. İstatistiksel olarak en yüksek basma dayanımı Beautifil II’de görülürken, en düşük basma dayanımı Equia Forte’da görülmüştür.

Walia ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, geleneksel cam iyonomer (Ketac Molar), giomer (Beautifil II), nanokompozit (Ceram X) ve güçlendirilmiş cam iyonomer (Zirconomer) basma dayanımını karşılaştırmışlardır. Giomer en yüksek basma dayanımı değeri gösterirken, bunu sırasıyla Ceram X, Zirconomer takip etmiştir. En düşük basma dayanımı değeri ise Ketac Molar’da görülmüştür. Giomerin en yüksek değeri göstermesinin yapısında bulunan rezin bazlı PRG doldurucu kaynaklandığını, Ketac Molar’ın en düşük değeri göstermesinin ise GCİS’lerdeki düşük mekanik özellikleri sergilenmesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir. (103).

Quader ve arkadaşlarının çalışmasına göre; giomer (Beautifil II), kompomer (Direct Extra) ve kompozit rezinin (Quixfil) basma dayanımlarının karşılaştırmasında, giomer en yüksek değeri  $271.356 \pm 19.653$  MPa göstermiştir. Giomerin rezin bazlı PRG dolduruculardan ve çapraz bağlı polimer matriksten oluşan yapısının, cam iyonomerlerin asit-baz reaksiyonuyla oluşan yapısından daha yüksek basma dayanımı sağladığını bildirmişlerdir (268).

Bizim çalışmamızda da literatürle paralel şekilde, PRG doldurucu yapıya sahip giomer (Beautifil II), prepolimerize doldurucu yapısı bulunan kompozit rezine (Solare X) göre daha yüksek basma dayanımı göstermiştir. Bunun sebebinin daha önceki çalışmalarda açıklandığı gibi, çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinin yapısında bulunan prepolimerize doldurucuların mekanik özellikleri zayıflatırken, giomerdeki PRG doldurucuların bu hibrit yapının dayanıklılığını artırmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan başka bir çalışmada da, kompozitlerin mekanik özelliklerinin zayıflamasının nedeninin, bazı polimerize edilmiş nanopartiküllerde bulunan mikro çatlaklar olduğu bildirilmiştir (269).

Bonifacio ve arkadaşlarının yaptığı in vitro bir çalışmada, ART için kullanılan geleneksel ve yüksek viskoziteli cam iyonomerlerin [Riva Self Cure (RVA), Fuji IX (FIX), Hi Dense (HD), Vitro Molar (VM), Maxxion R (MXR) ve Ketac Molar Easymix

(KME)] mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Basma dayanım değerleri RVA 126.5, FIX 166.7, HD 159.2, VM 135.7, MXR 130.3, KME 177.8 MPa olarak bulunmuştur. En yüksek basma dayanımını Ketac Molar gösterirken, bütün cam iyonomerler daimi dişlerde çiğneme basıncı için kabul edilebilir değer olan 125 MPa'nın üzerinde değerler göstermiştir (185).

Pereira ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, bir geleneksel cam iyonomer (Ketac Fil), iki yüksek viskoziteli cam iyonomer (Ketac Molar ve Fuji IX) ve bir RMCİS (Fuji Plus) kullanılarak, 24 saat ve 1 hafta sonunda mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Basma dayanımı testi sonucunda, Fuji Plus 157 MPa, Fuji IX 170 MPa ve Ketac-Fil 156 MPa, Ketac-Molar 146 MPa değerleri görülürken, test süreleri sonundaki ölçümlerde materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Elde edilen bu değerlerin posterior bölge için belirtilen çiğneme basıncının üzerinde değerler olduğu bildirilmiştir (270).

Molina ve arkadaşlarının in vitro bir çalışmasında, klinik durumu simüle edebilmek için standart çalışmalardaki silindirik numuneler yerine, çekilmiş çürüksüz 3. molar dişlerde Sınıf II ART kaviteleri açılmıştır. Bu kavitelerde Ketac Molar, Fuji IX, Chemfil Rock ve Equia kullanılarak mekanik özellikler test edilmiştir. Sonucunda Equia 358 MPa ile basma dayanımı en yüksek bulunarak, diğerlerine göre en iyi mekanik özellikleri gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışmada kullanılan test yönteminin, silindirik numuneler kullanan standart basma dayanımı testlerinden farklı olduğu, bu nedenle literatürdeki basma dayanımı değerleri ile karşılaştırma yapılamayacağı belirtilmiştir (271).

Üretici firma (GC Co., Tokyo, Japonya) verilerine göre ise Equia Forte'un basma dayanımı değeri 219 MPa olarak bildirmiştir (190)

2019 tarihli bir çalışmada, Fuji IX GP, Chemfil Rock ve Equia Forte materyalleri kullanarak 1 gün ve 1 hafta sonunda basma değerlerini karşılaştırmışlardır. 1 hafta sonunda yapılan ölçümlerde Fuji IX GP 308.210 MPa, Chemfil Rock 243.33 MPa ve Equia Forte 287.206 MPa değerler göstermiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre Fuji IX GP ve Equia Forte arasında istatistiksel olarak fark görülmezken, Chemfil Rock'dan daha yüksek değerler göstermişlerdir (272).

Gjorgievska ve arkadaşları çalışmalarında kullandıkları Chemfil Rock ve Equia Fil'in içeriklerini alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ), zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) ve titanyum dioksit

(TiO<sub>2</sub>) nanopartikülleriyle güçlendirerek basma dayanımlarını incelemişlerdir. Kontrol grubu basma dayanım değerleri Chemfil Rock için 33 MPa, Equia Fil için 32.3 MPa olarak kaydedilmiştir. Çalışmanın sonucunda zirkonyum oksit ve titanyum dioksit nanopartiküllerinin materyallerin basma dayanımlarını istatistiksel olarak Chemfil Rock 37.8- 47.2 MPa, Equia Fil 45.5 - 42.1 MPa olarak arttırdığı bildirilmiştir (273).

Öztürk'ün yaptığı bir çalışmada, YVCİS (Equia Forte) ve mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial Posterior/GC) basma ve kırılma dayanımı test edilerek karşılaştırılmıştır. 24 saatin sonunda basma dayanımı değerleri kompozit için 178.20 MPa ve cam hibrit Equia Forte için 64.62 MPa olarak bildirilmiştir (274).

Bizim çalışmamızda kullandığımız yüksek viskoziteli cam hibrit Equia Forte'un ortalama basma dayanımı 87 MPa olarak bulundu. Bazı çalışmalarda 32 ve 64 MPa gibi düşük değerler gösterirken, bazı çalışmalarda 219 ve 287 MPa gibi yüksek değerler de bulunmuştur. Belirtilen çelişkili sonuçlar nedeniyle Equia Forte'un posterior bölgede daimi restoratif materyal olarak kullanımın tavsiye edilebilmesi için mekanik özellikleri ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Amerikan Dental Birliği (ADA) kılavuzlarına göre, bir materyalin, posteriorda daimi restorasyonlar olarak kullanılabilmesi için, 18 ay sonunda en az %90'lık retansiyon oranına sahip olması gerekmektedir (88).

Gürgan ve arkadaşlarının yaptığı 6 yıllık bir klinik çalışmada mikrohibrid bir kompozit olan Gradia Direct ile Equia sistemi sınıf 1 ve sınıf 2 restorasyonlarda karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Her iki materyalde de uzun dönemde yüksek başarı oranlarını gözlenmiş ve klinik olarak başarılı bulunmuştur (87).

Türkün ve arkadaşlarının yaptığı başka bir klinik çalışmada ise, kapsül formundaki iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın (Equia Fil ve Riva SC) uzun vadeli klinik performansı değerlendirilmiştir. 6 yıllık takip sonrası USPHS kriterleri kullanarak yapılan incelemeye göre renk uyumu, marjinal adaptasyon, anatomik form ve retansiyon oranı açısından Equia Fil sistemi Riva SC'den daha başarılı bulunmuştur (88).

Almanya genelinde 29 şehirde bulunan 144 özel diş kliniğinin katıldığı çok merkezli bir araştırmada, yüksek viskoziteli Fuji IX GP ve Equia Fil sistemi değerlendirilmiştir. 4 yıl boyunca 643 hastada her iki materyal de sınıf I restorasyonlarda benzer ve iyi performans göstermiş; ancak, sınıf II restorasyonlarda

Equia Fil sistemi, tüm takip aralıklarında daha az başarısızlık ve daha iyi bir performans göstermiştir (275).

İki farklı giomerle (Reactmer ve Beautifil) yapılan Sınıf I ve V restorasyonlarda 2 yıllık klinik takip sonucunda, materyaller Sınıf V restorasyonlarda %80 ve %71 oranında başarı gösterirken, sınıf I restorasyonlardaki başarı oranı %100 olmuştur (276). 8 yıl takip edilen bir klinik çalışmanın sonucunda, Sınıf I ve II kavitelerde giomer ile yapılan restorasyonların başarılı olarak klinik kullanım için kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (13). Süt dişi Sınıf II restorasyonlarda yapılan klinik bir çalışmada, hibrit kompozit rezinler, kompomerler ve RMCİS ile kıyaslandığında giomerle yapılan restorasyonların daha uzun ömürlü olduğu ve 2 yıl sonunda %79'unun başarılı olduğu bildirilmiştir (95).

Bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, cam iyonomer içerikli materyaller kompozit rezine göre benzer veya daha üstün mekanik özellikler göstermişlerdir. Cam iyonomer içerikli materyallerin en önemli özelliklerinden biri de flor salınımı yapması ve reşarj edilebilmesidir. Flor salınımı, materyale antibakteriyal özellik vermesi ve remineralizasyona destek olmasıyla önemli bir özelliktir. Farklı cam iyonomer materyalleri ile yapılan çalışmalarda, YVCİS ve giomerin florür salınımlarını karşılaştırdığında en yüksek salınımın YVCİS'de olduğunu, giomerin ise en düşük florür salınımı gösterdiğini belirtmişlerdir (277, 278). Bu nedenle özellikle Equia Forte, yüksek çürük riski olan hastalarda daimi restoratif materyal olarak tavsiye edilebilir.

Rezin içerikli materyallerin HEMA, TEGDMA, UDMA ve BisGMA gibi toksik monomerler içermeleri nedeniyle biyouyumlulukları üzerinde çeşitli tartışmalar vardır (279). Bu rezin monomerler restoratif materyallerden salınmakta ve pulpa, dişeti, tükürük ve dolaşım sistemine diffüze olabilmektedir. Kompozit rezinlerin sebep olduğu embriyotoksik gibi bir çok sitotoksik durum bildirilmiştir (280). Hastalarda kalıcı enflamasyonlardan, hassasiyet ve potansiyel alerjik reaksiyonlara kadar çok çeşitli olumsuz biyolojik etkilere de yol açabilmektedir (68).

Cam iyonomer simanların avantajlarından yararlanmak ve rezin içeren materyallerin olumsuz etkilerini elimine etmek için, geleneksel cam iyonomer yapısından farklı olarak güçlendirilmiş mekanik özellikler sunan Equia Forte'un daimi restoratif materyaller arasına girebileceği düşünmekteyiz. Ancak bu in vitro çalışmanın limitasyonları arasında, ağız boşluğunda restorasyonun dayanıklılığını bozan çiğneme



kuvvetleri, asit ve enzimlerle oluşan kimyasal saldırılar gibi biyolojik değişiklikleri taklit edememe vardır. Bu nedenle Equia Forte'un fiziksel, mekanik, biyolojik ve klinik özelliklerine yönelik daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı güçlendirilmiş cam iyonomer esaslı restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri açısından kompozit rezin ile karşılaştırıldığı çalışmamızın sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanmıştır;

1.Kompozit rezin olan Solare X en yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterirken, yüksek viskoziteli cam hibrit olan Equia Forte en düşük değeri göstermiştir.

2.Minede Equia Forte (YVCİS), Beautifil II (giomer) ve Solare X'e (kompozit rezin) göre daha az mikrosızıntı göstermiştir. Dentinde ise Equia Forte ve Solare X arasında fark görülmezken, en fazla mikrosızıntıyı Beautifil II göstermiştir.

3.Equia Forte en yüksek vickers yüzey sertliği gösterirken, bunu sırasıyla Beautifil II ve Solare X izlemiştir.

4.AFM ile yapılan 3 boyutlu yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesinde materyaller arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

5.Beautifil II en yüksek basma dayanımı gösterirken, en düşük basma dayanımı Equia Forte'de görülmüştür.

Equia Forte mikrosızıntı ve yüzey sertliği yönüyle çalışmada kullandığımız kompozit rezin ve cam iyonomer hibriti giomere göre başarılı sonuçlar vermiştir, pürüzlülük açısından da daimi restoratif materyaller için tespit edilmiş olan standartlara uymaktadır. Makaslama ve basma dayanımında ise düşük değerler göstermiştir. Yaptığımız mekanik testlerin tümünü değerlendirdiğimizde, Equia Forte'un yoğun stres almayan posterior bölgelerde başarıyla kullanılabilir daimi bir restoratif materyal olarak tercih edilebileceğini düşünmekteyiz.

Beautifil II bütün mekanik özellikler yönünden kabul edilebilir değerler göstererek, bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve yüzey pürüzlülüğü testlerinde Solare X'e benzer özellikler gösterirken, basma dayanımı ve yüzey sertliği testlerinde Solare X'den daha iyi özellikler sergilemiştir. Buna ek olarak, flor salınımı ve reşarj olma gibi antikaryojenik özelliğe de sahip olması yönüyle, giomerin kullanımı kompozit rezine tercih edilebilir. Ancak bizim çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinin, prepolimerize doldurucu içeriği sebebiyle zayıf mekanik özelliklere sahip olması, bizim çalışmamızın sonuçlarından cam iyonomer hibrit yapının (giomer) kompozit rezin materyallere üstünlüğü hakkında genel bir yargıya varılamayacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Murdoch-Kinch CA, McLEAN ME. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003, 134 (1):87-95
2. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J dent* 1997, 25 (6): 459-73.
3. Tiwari S, Kenchappa M, Bhayya D, Gupta S, Saxena S, Satyarth S, et al. Antibacterial activity and fluoride release of glass-ionomer cement, compomer and zirconia reinforced glass-ionomer cement. *JCDR* 2016, 10 (4): Zc90-3.
4. Yap AU, Wang X, Wu X, Chung SM. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: a depth-sensing micro indentation study. *BioMater* 2004, 25 (11) : 2179-85.
5. Sunnegårdh-Grönberg K, vanDijken JW, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J dent* 2009, 37 (9): 673-8.
6. Reichl F, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann K, Thomas P, et al. Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. *J Dent Res* 2008, 87 (4): 378-80.
7. Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002, 24 (5) : 423-9.
8. Peters MC, McLean ME. Minimally Invasive Operative Care: II. Contemporary techniques and materials: an overview. *J Adhes Dent* 2001, 3 (1).
9. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar M, Khan A, Zohaib S, Martí J, et al. Modifications in glass ionomer cements: Nano-sized fillers and bioactive nano ceramics. *Int J Mol Sci* 2016, 17 (7): 1134.
10. Williams J, Billington R, Pearson G. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil* 1998, 25 (7): 535-40.

11. Basting R, Serra M, Rodrigues A. In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil* 2002,29 (12): 1187-95.
12. Kanık Ö, Türkün LŞ. Restoratif cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *EÜ Dişhek Fak Derg*37 (2): 54-65.
13. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eighty years. *J Ama Dent Assoch* 2007, 138 (5): 621-7.
14. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C, Congiu M. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Oper Dent* 2006, 31 (2): 227-32.
15. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. The therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J* 2011, 56 (1): 10-5.
16. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent*1998, 80 (3): 280-301.
17. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992, 6 (1): 44-9.
18. Sakaguchi R, Powers J. Restorative materials—ceramics. In: Sakaguchi R, Powers J (eds). *Craig's Restorative Dental Materials*, 13<sup>th</sup> ed. Philadelphia, MosbyElsevier, 2012: 253-76.
19. Affairs Acos. Direct and indirect restorative materials. *J Ama Dent Assoch* 2003, 134 (4): 463-72.
20. Wilson A, Kent B, Clinton D, Miller R. The formation and microstructure of dental silicate cements. *J Mater Sci* 1972, 7 (2): 220-38.
21. Dayangaç B. *Kompozit Rezın Restorasyonlar*, 1.Baskı. Ankara, Güneş Kitabevi, 2000: 1-20, 74.84.
22. Barry TI, Clinton DJ, Wilson AD. The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J Dent Res* 1979, 58 (3): 1072-9.

23. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res* 1980, 59 (6): 1055-63.
24. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations. *Trends Biomater Artif Organs* 2005, 18 (2): 158-65.
25. Wilson A. Alumino-silicate polyacrylic acid and related cements. *British Polymer Journal*. 1974 6 (3): 165-79.
26. Kevin H, Smales Rj, Gao W, Peng D. The effects of two cavity preparation methods on the longevity of glass ionomer cement restorations: an evaluation after 12 months. *J Ama Dent Assoch* 2002, 133 (6): 744-51.
27. Hewlett E, Mount G. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. *J Calif Dent Assoc* 2003, 31 (6): 483-92.
28. Tjan AH, Morgan DL. Metal-reinforced glass ionomers: their flexural and bond strengths to tooth substrates. *J Prosthet Dent* 1988, 59 (2): 137-41.
29. Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *J Public Health Dent* 1996, 56 (3): 135-40.
30. Mclean JW. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994, 25: 587-9.
31. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?-- Properties, limitations and future trends. *Mater* 2009, 3 (1): 76-96.
32. Sakaguchi R, Powers J. Restorative materials-composites and polymers. In: Sakaguchi R, Powers J (eds ). *Craig's Restorative dental materials*, 13<sup>th</sup> ed. Philadelphia, Mosby Elsevier, 2012: 161-98.
33. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci* 2006, 14 (SPE): 3-9.
34. Van Noort R, Barbour M. Clinacal dental materials. In: Van Noort R, Barbour M (eds). *Introduction to Dental Materials-E-Book*, 4<sup>th</sup> ed. UK, Elsevier Health Sciences, 2014: 95-106

35. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomater* 1998, 19 (6):467-78.
36. Anstice H, Nicholson J. Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly (vinylphosphonicacid). *J Mater Sci Mater Med* 1995, 6 (7): 420-5.
37. Nasu T. Polyacrylicacid–metal adhesive bond joint characterization by x-ray photo electron spectroscopy. *J Biomed Mater Res* 1986, 20 (3): 347-62.
38. Van Amerongen J, Van Amerongen W, Watson T, Opdam N, Roeters D, Bitterman D. And Kidd E. Restoring the tooth: ‘the seal is the deal’. In: Fejerskov O, Kidd E(eds). *Dental caries: The disease and its clinical management* 2<sup>nd</sup> ed. Oxford, Blackwell Munksgaard, 2008: 385-426.
39. Wilson A, Prosser H, Powis D. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J DentRes* 1983, 62(5): 590-2.
40. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1996, 75 (12): 1920-7.
41. Burke F, Ray N, McConnell R. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J* 2006, 56 (1): 33-43.
42. Hattab F, Amin W. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surfacecoating. *Biomater* 2001, 22 (12): 1449-58.
43. Kleverlaan CJ, vanDuinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater* 2004,20(1): 45-50.
44. Karaoglanoglu S, Akgül N, Özdabak HN, Akgül HM. Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater J* 2009, 28 (1): 96-101.
45. Ribeiro APG, Serra MC, Paulillo LA, Rodrigues AL. Effectiveness of surface protection for resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1999, 30 (6): 427-31
46. Mount G. Glass ionomer cements and future research. *Am J Dent* 1994, 7 (5): 286-92.

47. Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ (eds). *Phillips' science of dental materials*, 11<sup>th</sup> ed. Elsevier Health Sciences, 2003: 655-719.
48. Erickson RL, Glasspoole EA. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent* 1994, 6 (5): 227-44.
49. Rowis D. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res*. 1982, 61 (12): 1416-22.
50. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 2007; 23 (3): 343-62.
51. Sidhu S. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J* 2011, 56: 23-30.
52. Diamanti I, Koletsi-Kounari H, Mamai-Homata E, Vougiouklakis G. In vitro evaluation of fluoride and calcium sodium phosphosilicate toothpastes, on root dentine caries lesions. *J Dent* 2011, 39(9): 619-28.
53. Da Silva RC, Zuanon ACC, Spolidorio DMP, Campos JADB. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Mater Sci Mater Med* 2007,18 (9): 1859-62.
54. Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, Takahashi N. Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dent Mater* 2009, 25 (6): 703-8.
55. Çıldır SK, Sandallı N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *Dent Mater J*2005, 24(1):92-7.
56. Coutinho E, Cardoso M, De Munck J, Neves A, Van Landuyt K, Poitevin A, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater* 2009, 25(11):1347-57.
57. Nicholson J, Anstice H, McLean J. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1992, 173(3):98.
58. Aboush Y. An evaluation of the bonding of glass ionomer restorative to dentine and enamel. *Br Dent J*. 1986;161:179-84.

59. Mitsuhashi A, Hanaoka K, Teranaka T. Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. *Dent Mater* 2003, 19(8):747-57.
60. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000, 16(2):129-38.
61. Kaya DT, Tirali YDDRE. Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2013, 23: 71-7.
62. Antonucci J. Toughened glass-ionomer cements. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 1988, 5:4.
63. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1990, 3(5): 425-9
64. Koroğlu AGDA, Ekren DO, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012, 22(2): 205-216.
65. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *J Prosthet Dent* 1990, 63(5):513-21.
66. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J* 2013, 10(4):411.
67. Burke F, Fleming G, Owen F, Watson D. Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Update* 2002, 29(1):10-7.
68. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater* 2008, 24(12):1702-8.
69. Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur J Orthod* 2009, 32(1):78-82.
70. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010, 89(6):549-60.
71. Oxman JD, Craig BD, Kalgutkar RS, Peuker M, Bissinger P. Processes for forming dental materials and device. U.S. Patent No 7,134,875, 2006.
72. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomater* 2003, 24(14):2451-61.
73. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater* 2007, 23(5):615-22.



74. Oya B. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taramasi. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 1998, 1(2): 113-18.
75. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J* 1998, 48(1):3-16.
76. Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehabil* 2003, 30(9): 866-72.
77. Attar N, Turgut M. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent-University Of Washington* 2003; 28(4): 395-402.
78. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatr Dent* 1998, 20:93-100.
79. Guggenberger R, May R, Stefan K. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomater* 1998, 19(6): 479-83.
80. Van Duinen RN, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Werner A, Feilzer AJ. Early and long-term wear of 'Fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2005, 21(8): 716-20.
81. Crowley C, Doyle J, Towler M, Hill R, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J dent* 2006, 34(8): 566-73.
82. Ferrari M. Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases. In : Davidson CL, Mjör IA (eds). *Advances in glass-ionomer cements*, 1<sup>st</sup> ed. Berlin, Quintessence Publishing, 1999: 137-48.
83. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent* 2009, 37(2): 133-40.
84. Celik EU, Ermis B. Koruyucu rezin uygulamasinin yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 2008, 11(2): 91-5.
85. Wang X, Yap AUJ, Ngo H. Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. *Oper Dent* 2006, 31(5): 584-9.
86. Şener Y, Koyutürk A. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 2006, 9: 91-4.

87. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig* 2017, 21(7):2335-43.
88. Türkün L, Kanik Ö. A prospective six-year clinical study evaluating reinforced glass ionomer cements with resin coating on posterior teeth: quo vadis? *Oper Dent* 2016, 41(6): 587-98.
89. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater* 2011, 27(10): 1031-7.
90. Kavrik F, Savaş S, Küçükyılmaz E, Çelik EU. Yüksek Çürük Riskli Adölesanlarda Farklı Tedavi Yaklaşımları. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci Cases* 2016, 2(1): 35-43.
91. Çapan BŞ, Akyüz S. Çocuk Diş Hekimliğinde Fluorid Salınımı Yapan Güncel Restoratif Materyaller. *Clin Exp Health Sci* 2016, 6(3): 129-34.
92. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J* 2008, 27(3): 315-39.
93. Kimyai S, Savadi-Oskoe S, Ajami A-A, Sadr A, Asdagh S. Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011, 16(1): 110-4.
94. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2011, 29(1): 39.
95. Sengul F, Gurbuz T. Clinical evaluation of restorative materials in primary teeth class II lesions. *J Clin Pediatr Dent* 2015, 39(4): 315-21.
96. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken J. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater* 2009, 25(4): 551-6.

97. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater* 2012, 28(10): 1051-8.
98. Rao A, Rao A. Fluoride rechargability of a non-resin auto-cured glass ionomer cement from a fluoridated dentifrice: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2011, 29(3): 202-4.
99. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Pahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2006, 22(9): 852-6.
100. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent* 2013, 7(1):15.
101. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent* 2013, 41 (3): 223-30
102. Nicholson JW. Fluoride-releasing dental restorative materials: An update. *Balkan J Dent Med* 2014, 18 (2): 60-9
103. Walia R, Jasuja P, Verma KG, Juneja S, Mathur A, Ahuja L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2016, 34 (3): 280.
104. Patel MU. "An in vitro evaluation of microleakage of posterior teeth restored with amalgam, composite and zirconomer- a stereomicroscopic study". *J Clin Diagn Res* 2015, 9(7): 65-7.
105. Abdulsamee N, Elkhadem AH. Zirconomer and Zirconomer Improved (White Amalgams): Restorative Materials for the Future. Review. *EC Dent Sci* 2017, 15: 134-50.
106. Khoroushi M, Mousavinasab S, Keshani F, Hashemi S. Effect of resin-modified glass ionomer containing bioactive glass on the flexural strength and morphology of demineralized dentin. *Oper Dent* 2013, 38 (2): 21-30.
107. Bowen R, Marjenhoff W. Development of an adhesive system for bonding to hard tooth tissues. *J Esthet Restor Dent* 1991, 3 (3): 86-90.

108. Bayne SC, Thompson JY. Biomaterials. In: Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ (eds). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 6<sup>th</sup> ed. United States of America, Mosby Elsevier Health Sciences, 2012: 1.
109. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater* 2003, 19 (7): 584-8.
110. Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res* 1987, 21 (1): 11-23.
111. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997, 105 (2): 97-116.
112. Van Noort R, Barbour M. Clinical dental materials. In: Van Noort R, Barbour M (eds) *Introduction to Dental Materials-E-Book*, 4<sup>th</sup> ed. UK, Elsevier Health Sciences, 2014: 73-94.
113. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin–matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011, 27 (2): 197-205.
114. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
115. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold A. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent* 2002, 23 (10): 889-92.
116. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light *Eur J Oral Sci* 2000, 108 (4): 341-5.
117. Gladwin M, Bagby M. *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and case*. Lippincott Williams & Wilkins, 3<sup>rd</sup> ed. West Camden Street, A Walters Kluwer Business, 2009.
118. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 2001, 17 (1): 87-94.

119. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998, 129 (5): 567-77.
120. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi* 2005, 47 (1): 77-82.
121. Eakle WS, Hatrick CD. Compoties,glass ionomers and compomer. In: Eakle WS, Hatrick CD (eds). *Dental materials: Clinical applications for dental assistants and dental hygienists*, 3<sup>th</sup> ed. Elsevier Health Sciences 2015: 66-83.
122. O'Brien WJ. Polymeric Restorative Materials. In: O'Brien WJ (eds). *Dental materials and their selection*, 3<sup>rd</sup> ed. *Quintessence Publishing*, 2002:113-32.
123. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Restorative dental materials: Mosby St. Louis, 2006:161-99
124. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006,7 (4): 79-88.
125. Han B, Dong Y, Gao X, Wang X, Tian F. Effect of filler content on the microtensile bond strength of composite resin and dentin in Class I cavities. *Quintessence Int* 2012, 43 (2).
126. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, et al. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Quintessence Int* 2012, 43 (2).
127. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent* 1998, 26 (2): 137-45.
128. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent* 2002, 24 (5): 448-55.
129. Beazoglou T, Eklund S, Heffley D, Meiers J, Brown LJ, Bailit H. Economic impact of regulating the use of amalgam restorations. *Public Health Rep* 2007, 122 (5): 657-63.

130. Mackert J, Wahl MJ. Are there acceptable alternatives to amalgam *CDA Journal* 2004, 32 (7): 601-10.
131. de Magalhaes MF, Ferreira RAN, Grossi PA, de Andrade RM. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J Dent* 2008, 36 (8): 588-94.
132. Dhar V, Hsu K, Coll J, Ginsberg E, Ball B, Chhibber S, et al. Evidence-based update of pediatric dental restorative procedures: dental materials. *J Clin Pediatr Dent* 2015, 39 (4): 303-10.
133. Clinical ACRDS, Dentistry AAoP. Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent* 2012, 34 (5): 173.
134. Özyeşil A, Günal Ş, Belli S, Eskitaşçıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg* 2009, 18(2):118-21.
135. Tekçe N, Demirci M, Tuncer S. Dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanıklılığını değerlendirme yöntemleri. *J Istanbul Univ Fac Dent* 47 (1): 73-91.
136. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results *J Dent Res* 2005, 84 (2):118-32.
137. Tanumiharja M, Burrow M, Tyas M. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000, 16 (3): 180-7.
138. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997, 28 (11).
139. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanikoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2011, 2011 (4): 49-56.
140. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989, 17 (2): 61-7.
141. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 1992, 8 (4): 229-33.
142. Erickson R. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent* 1989, 2: 117-23.

143. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010, 26 (2): 38-49.
144. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomater* 2002, 23 (17): 3603-8.
145. Suresh K, Nagarathna J. Evaluation of shear bond strengths of fuji II and fuji IX with and without salivary contamination on deciduous molars-an In vitro study. *Archives of Oral Sci & Res* 2011, 1(3):139-45.
146. Standardization IOF. Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure: International Organisation for Standardization; 2003.
147. Karasu DP, Sertgöz A. Adezivlerin diş dokusuna olan bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan in vitro test metotları. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012, 22(6): 142-146
148. Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *CÜ Diş Hek Fak Derg* 2005, 8(1): 5-11.
149. Gülşah EA, Hergüner-Siso Ş, Hakan A. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012, 22(2): 125-131
150. Kidd E. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J* 1976, 141(10):305-10.
151. Mali P, Deshpande S, Singh A. Microleakage of restorative materials: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2006, 24(1):15.
152. Altun DC. Microleakage in Restorative Dentistry. *Gulhane Med J* 2004; 46(3): 264-9
153. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997, 22(4):173-85.
154. Mueninghoff L, Dunn S, Leinfelder K. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent* 1990, 3(5): 192-4.

155. Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2009, 19(3): 219-26.
156. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig* 2002, 6(4): 244-8.
157. Dourado Loguercio A, Roberto de Oliveira Bauer J, Reis A, Miranda Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004, 35(1): 29-34
158. Williams P, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent* 2002, 27(6): 628-35.
159. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica* 2004, 21(2): 143.
160. Karadağ AGS. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2005, 15(2): 80-87
161. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras* 2003, 17(4): 337-41.
162. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 1998, 11(3): 118-22.
163. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999, 27(2): 89-99.
164. Standardization IOF. Dental Materials-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure: International Organization for Standardization; 1994.
165. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater* 2005, 21(11): 999-1007.
166. Yap A, Ng S, Siow K. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001, 26(3): 260-6.



167. Taşveren S. İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak* 2005, 8(2): 94-7
168. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi-the investigation of surface hardness of various posterior filling materials. *J Istanbul Univ Fac Dent* 1996, 30(3):145-52.
169. Sari DME, Koyutürk AE, Çankaya S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2010, 20(3): 153-161
170. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*, 1<sup>st</sup> ed. Ankara, AÜ Basımevi, 1993: 515.
171. Deliktaş DD, Ulusoy N. Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2006, 3(1): 1-10
172. Ersoy M, Emre Ö, Gökçe K. Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2007 (1): 28-31.
173. Meyers MA, Chawla KK. Elasticity and viscoelasticity. In: Meyers MA, Chawla KK(eds). *Mechanical behavior of materials*, 2<sup>nd</sup> ed. UK, Cambridge university press, 2008.
174. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006, 22(2):146-65.
175. Bani M, Öztaş N. Cam iyonmer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2013, 30(1):13-7.
176. Küçükeşmen H, Küçükeşmen Ç, Üşümez A. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *SDÜ: Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2010, 1: 39-48.
177. 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. *J Mater Sci Mater Med* 2007, 18(1): 155-63.

178. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998, 20(1): 79-92.
179. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem* 2006, 81(2-3): 87-97.
180. Barbour M, Rees J. The laboratory assessment of enamel erosion: a review. *J dent* 2004, 32(8): 591-602.
181. Mueller J, Yang F, Neumann K, Kielbassa AM. Surface tridimensional topography analysis of materials and finishing procedures after resinous infiltration of subsurface bovine enamel lesions. *Quintessence int* 2011, 42(2): 135-47
182. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. Surface Analysis IV. Microscopy. In : Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M (eds). *Surface science: an introduction* 2<sup>nd</sup> ed. Berlin ,Springer, Science & Business Media, 2013: 164-8
183. Phillips R. Physical properties of dental materials. Rheology. Color. Thermal properties. *Skinner's Science of Dental Materials*. Philadelphia, WB Saunders Company, 1991: 29-59.
184. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (eds). *Phillips' science of dental materials* 12<sup>th</sup> ed. Elsevier Saunders, 2013: 48-67
185. Bonifácio CC, Kleverlaan C, Raggio D, Werner A, De Carvalho R, Van Amerongen W. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J* 2009, 54(3): 233-7.
186. Gordan V, Vargas M, Cobb D, Denehy G. Evaluation of acidic primers in microleakage of class 5 composite resin restorations. *Oper Dent* 1998, 23(5): 244-9.
187. ISO I. 9917-1: dentistry-water-based cements—part 1: powder/liquid acid–base cements. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization. 2007.

188. Roulet J-F. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 1997, 25(6): 459-73.
189. Dhoot R, Bhondwe S, Mahajan V, Lonare S, Rana K. Advances in Glass Ionomer Cement (GIC): A Review. *J Med Dent Sci* 2016, 15(11): 124-126.
190. GC America, [http://www.gcamerica.com/products/operator/EQUIA\\_Forte/](http://www.gcamerica.com/products/operator/EQUIA_Forte/) 15.04.2019
191. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent University Of Washington* 2003, 28(3): 215-35.
192. Chen C-C, Huang T-H, Kao C-T, Ding S-J. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd: YAP laser-irradiated dentin. *Dent Mater J* 2006, 25(3): 463-9.
193. Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MAR, Atta MT. Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *J Oral Rehabil* 2006, 33(2): 110-6.
194. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2005, 29(3): 2-6.
195. Carvalho T-S, van Amerongen W-E, de Gee A, Bönecker M, Sampaio FC. Shear bond strengths of three glass ionomer cements to enamel and dentine. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011, 16(3): 406-10.
196. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *J Adhes Dent* 2010, 12(5): 343-71
197. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie RA, Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *J Appl Oral Sci* 2015, 23(3):321-8.
198. Reis A, Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent* 2004, 6(1): 7-11

199. Yip HK, Smales RJ, Ngo HC, Tay FR, Chu FC. Selection of restorative materials for the atraumatic restorative treatment (ART) approach: a review. *Spec Care Dentist* 2001, 21(6): 216-21.
200. Jafari A, Shahabi S, Chiniforush N, Shariat A. Comparison of the shear bond strength of resin modified glass ionomer to enamel in bur-prepared or lased teeth (Er: YAG). *J dent* 2013, 10(2): 119-23.
201. Nujella BS, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent* 2012, 3(1): 22-26.
202. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2011, 29(1): 7-13.
203. Hasani YS, Paryab M, Saffarpour A, Kharazifard MJ, Shahrabi M. The Effect of Disinfection with Chlorhexidine on the Shear Bond Strength of Equia Resin-Modified Glass Ionomer Cement to Dentin in Permanent Teeth after Two Thermocycling Protocols. *J Dent* 2017, 18(4): 265.
204. Almuammar M, Schulman A, Salama F. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent* 2001, 25(3): 221-5.
205. Somani R, Jaidka S, Singh DJ, Sibal GK. Comparative evaluation of shear bond strength of various glass ionomer cements to dentin of primary teeth: An in vitro study. *Int J Clin Pediatr Dent* 2016, 9(3): 192-6.
206. Peutzfeldt A. Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent* 1996, 9(6): 259-63.
207. Swift E, Pawlus M, Vargas M. Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent* 1995, 20:138.
208. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *J Dent* 2006, 34(8): 615-8.
209. Kucukyilmaz E, Savas S, Kavrik F, Yasa B, Botsali M. Fluoride release/recharging ability and bond strength of glass ionomer cements to sound and caries-affected dentin. *Niger J Clin Pract* 2017, 20(2): 226-34.

210. Al-Dahan ZA, Al-Attar AI, Al-Rubae HE. A comparative study evaluating the microleakage of different types of restorative materials used in restoration of pulpotomized primary molars. *Journal of baghdad college of dentistry* 2012, 24(2): 150-4.
211. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S, School NJD. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *J Prosthet Dent* 2000, 83(2): 194-203.
212. Taylor M, Lynch E. Microleakage. *J dent* 1992, 20(1): 3-10.
213. Topaloglu-Ak A, Önçağ Ö, Gökçe B, Bent B. The effect of different enamel surface treatments on microleakage of fissure sealants. *Acta Med Acad* 2013, 42(2): 223-28
214. Mitsui F, Peris A, Cavalcanti A, Marchi G, Pimenta L. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. *Oper dent* 2006, 31(2): 240-7.
215. Daneshkazemi A, Davari A, Akbari MJ, Davoudi A, Badrian H. Effects of thermal and mechanical load cycling on the dentin microtensile bond strength of Single Bond-2. *J Int Oral Health* 2015, 7(8): 9-13.
216. Yikilgan İ, Akgul S, Özcan S, Bala O, Ömürlü H. An in vitro evaluation of the effects of desensitizing agents on microleakage of Class V cavities. *J Clin Exp Dent* 2016, 8(1): 55.
217. Peker S, Giray FE, Durmus B, Bekiroglu N, Kargül B, Özcan M. Microleakage in class V cavities prepared using conventional method versus Er: YAG laser restored with glass ionomer cement or resin composite. *J Adhes Sci Technol* 2017, 31(5): 509-19.
218. Gopinath VK. Comparative evaluation of microleakage between bulk esthetic materials versus resin-modified glass ionomer to restore Class II cavities in primary molars. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2017, 35(3): 238-43.
219. Pasricha SK. Comparative evaluation of microleakage of tooth coloured restorative materials after exposure to 33% hydrogen peroxide-An in-vitro study. *Int J Contemp Dent* 2011, 2(5): 28-37.

220. Eronat N, Yilmaz E, Kara N, Topaloglu AA. Comparative evaluation of microleakage of nano-filled resin-modified glass ionomer: An in vitro study. *Eur J Dent* 2014, 8(4): 450-55
221. Toledano M, Osorio E, Osorio R, García-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent* 1999, 81(5): 610-5.
222. Magni E, Zhang L, Hickel R, Bossù M, Polimeni A, Ferrari M. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *J dent* 2008,3 6(11): 885-91.
223. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res* 2000, 53(6): 658-63.
224. J. Rodway Mackert. Physical Properties and Biocompatibility. In: O'Brien WJ (eds). *Dental materials and their selection* 4<sup>th</sup> ed. Quintessence Publishing Co, 2002: 12-24.
225. Roberto R. Braga. *Testing of Dental Materials and Biomechanics*. In: Craig R, Ward M (eds). *Restorative dental materials* 10<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby-Year Book. Inc, 1997: 257.
226. Herkströter F, Witjes M, Ruben J, Arends J. Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. *Caries Res* 1989, 23(5): 342-4.
227. Şener Y, Koyutürk A. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg* 2006, 9(2): 91-4.
228. Yap A, Pek Y, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil* 2003, 30(1):1-8.
229. Bonifácio C, Kleverlaan C, Raggio DP, Werner A, De Carvalho R, Van Amerongen W. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J* 2009, 54(3): 233-7.
230. Kanık Ö. Yüzey Örtücü İle Kaplanmış Farklı Restoratif Cam İyonomer Simanların Özelliklerinin Karşılaştırmalı Olarak İn-Vivo Ve İn-Vitro İncelenmesi. *Ege*

Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2011.

231. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010, 92(2): 470-8.
232. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent* 2011, 14(2): 136-9.
233. Say E, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent-University Of Washington* 2003, 28(5): 628-34.
234. Gömeç Y, Dörter C, Ersev H, Efes Bg, Yildiz E. Effects of dietary acids on surface microhardness of various tooth-colored restoratives. *Dent Mater J* 2004, 23(3): 429-35.
235. Vijayan M, Rajendran R, Sreevatsan R. Comparative evaluation of microhardness between giomer, compomer, composite and resin-modified GIC. *IDJSR* 2018, 6: 61-5.
236. Kooi T, Tan Q, Yap A, Guo W, Tay K, Soh M. Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Oper Dent* 2012, 37(6): 665-71.
237. Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011, 4(3): 237-44.
238. Blackham J, Vandewalle K, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent* 2009, 34(6): 697-702.
239. Al-Angari SS, Hara AT, Chu T-M, Platt J, Eckert G, Cook NB. Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *J Oral Sci* 2014, 56(1): 11-6.
240. Klaric ES, Simenc N, Rakic M, Skenderovic H, Sever I, Tarle Z. Effects of bleaching agent on physical and aesthetic properties of restorative materials. *Dent Mater J* 2016, 35(5): 788-95.

241. Naasan M, Watson T. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998, 11(1): 36-45.
242. Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1998, 80(4): 474-8.
243. Taifour D, Frencken J, Beiruti N, Van't Hof M, Truin G. Effectiveness of glass-ionomer (ART) and amalgam restorations in the deciduous dentition: results after 3 years. *Caries Res* 2002, 36(6): 437-44.
244. Faraji F, Heshmat H, Banava S. Effect of protective coating on microhardness of a new glass ionomer cement: Nanofilled coating versus unfilled resin. *J Conserv Dent* 2017, 20(4): 260-3
245. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Dent* 2005, 17(2): 102-8.
246. Lee Y-K, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthodont Res* 2005, 94(4): 370-6.
247. Venturini D, Cenci M, Demarco F, Camacho G, Powers J. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 2006, 31(1): 11-7.
248. Giacomelli L, Derchi G, Frustaci A, Bruno O, Covani U, Barone A, et al. Surface roughness of commercial composites after different polishing protocols: an analysis with atomic force microscopy. *Open Dent J* 2010, 4: 191-3.
249. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Oper Dent -University Of Washington* 2004, 29: 275-9.
250. Roeder L, Powers J. Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *Am J Dent* 2004, 17(2): 109-12.
251. Turkun L, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry-University Of Washington* 2004, 29(2): 203-11.



252. Gömeç Y, Dörter C, Yıldız E, Efes BG. Diş rengindeki restoratif materyallerin diş fırçalama işlemi sonrasında yüzey özellikleri-surface characteristics of tooth-colored restoratives after toothbrushing. *J Istanbul Univ Fac Dent* 1999, 33(1234): 37-44.
253. Yılmaz B, Özyurt P. Cam-İonomer Simanların Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Farklı Bitirme Tekniklerinin Etkisinin Araştırılması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 1999, 5(2): 118-25.
254. Yıldırım DM, Patir YDDA, Gençay FSPDK. Estetik Restoratif Materyallerin Cila İşlemlerinden Sonra Yüzey Yapısının SEM İle İncelenmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012, 22(3): 277-86.
255. İlday AGDNÖ, Erdem AGDV, Bayındır YZ. Farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin üç farklı resin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2008, 18(1):19-24
256. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997, 13(4): 258-69.
257. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 1997, 76(4): 883-94
258. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2011, 23(5): 315-22.
259. De Sousa Barbosa RP, Pereira-Cenci T, da Silva WM, Coelho-de-Souza FH, Demarco FF, Cenci MS. Effect of cariogenic biofilm challenge on the surface hardness of direct restorative materials in situ. *J Dent* 2012, 40(5): 359-63.
260. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent University Of Washington* 2004, 29(1): 100-4.
261. Perez CdR, Hirata Jr R, Silva A, Sampaio E, Miranda M. Effect of a glaze/composite sealant on the 3-D surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent* 2009, 34(6): 674-80.

262. Guler S, Unal M. The evaluation of color and surface roughness changes in resin based restorative materials with different contents after waiting in various liquids: An SEM and AFM study. *Microsc Res Tech* 2018, 81(12): 1422-33.
263. Mohammadi N, Mowlaie S, Savadi-Oskoe S, Ebrahimi M, Rikhtegaran S, Rahbar M, et al. Effect of 15% carbamide peroxide on the surface roughness and adhesion of *Streptococcus mutans* to microhybrid composite resin and giomer. *World J Dent* 2017, 8(4): 288-95.
264. Yarimizu H, Sakuma T, Akahane S, Hirota K, editors. Wear properties of experimental MFR composite (NGD220) for posterior restoration. *J Dent Res* 2002, 81: 174
265. Valinoti AC, Neves BG, Silva EMD, Maia LC. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *J Appl Oral Sci* 2008, 16(4):257-65.
266. Williams J, Billington R. Increase in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time: a guide to their suitability for use in posterior primary dentition. *J Oral Rehabil* 1989, 16(5): 475-9.
- 267 Yap A, Pek Y, Kumar R, Cheang P, Khor K. Experimental studies on a new bioactive material: HA Ionomer cements. *Biomater* 2002, 23(3): 955-62.
268. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Updat Dent Coll J* 2012, 2(2): 28-37.
269. Hegde MN, Hegde P, Bhandary S, Deepika K. An evaluation of compressive strength of newer nanocomposite: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2011, 4(1): 36-9.
270. Pereira LCG, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet J-F, de Lima Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent* 2002,4(1): 73-80.
271. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci* 2013, 21(3): 243-9.
272. Özkalender Z. Cam Hibrit Ve Çinko İçerikli İki Farklı Cam İyonomer Simanın Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi. Dış Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı. Doktora tezi, Gaziantep: Gaziantep Üniversitesi 2019.

273. Gjorgievska E, Van Tendeloo G, Nicholson JW, Coleman NJ, Slipper IJ, Booth S. The incorporation of nanoparticles into conventional glass-ionomer dental restorative cements. *Microsc Microanal* 2015, 21(2): 392-406.
274. Öztürk C. Posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan bir cam hibrit restoratif sistemin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi 2017.
275. Klinke T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials* 2016, 17(1): 239.
276. Sunico M, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent University Of Washington* 2005, 30(3): 282-9.
277. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater J* 2013, 32(2): 296-304.
278. Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. *Dent Res J* 2009, 6(2): 75-81
279. Reichl F-X, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, et al. Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. *Arch Toxicol* 2006, 80(6): 370-7.
280. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther U, et al. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J dent* 2005, 33(1): 49-55.

## **EKLER**

### **EK 1. Özgeçmiş Formu**

02.05.1991 tarihinde Adana'da doğdum. Lise öğrenimimi 2009 yılında Seyhan Rotary Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2014 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2014-2015 yılları arasında Özel Tarsus Ağız ve Diş Sağlığı Kliniği'nde görev yaptım. 2016 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.

### **İletişim Bilgileri**

**Mail :** [sedanur.kaplan@inonu.edu.tr](mailto:sedanur.kaplan@inonu.edu.tr)

## EK 2. Etik Kurul Kararı

T.C. İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU (Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu)			
Oturum Tarihi	Oturum Sayısı	Karar Sayısı	
27.03.2018	7	2018/7-3	
<p><b>Karar No: 2018/7-3:</b> Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 27.03.2018 tarihinde Tıp Fakültesi Etik Kurul Salonunda toplandı. İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Yrd. Doç. Dr. Hacer TURGUT'un sorumlu araştırmacı olduğu; İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Arş. Grv. Seda NUR KAPLAN'ın 13.03.2018 tarihinde 2018/6-25 Nolu karar sayısıyla etik onayı verilen "Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanların Daimi Restoratif Materyal Olarak Kullanımının Mekanik Özellikler Açısından Değerlendirilmesi" başlıklı çalışmasının "Daimi Restoratif Materyal Olarak Kullanılan Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi" şeklinde değiştirilmesine; Üniversitemiz Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından uygun olup-olmadığı hususundaki başvurusuna ilişkin raportör raporu görüşüldü. Çalışma Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından değerlendirildiğinde isim değişikliğinin uygun olduğuna ve herhangi <u>bir etik kusur olmadığına</u>; oy birliği karar verilmiştir.</p>			
Prof. Dr. Osman CELBİŞ Etik Kurul Başkanı 			
Prof. Dr. Kadir ERTEM Etik Kurul Başkan Yrd.	KATILDI	Prof. Dr. Gülsen GÜNEŞ Etik Kurul Üyesi	KATILDI
Prof. Dr. Cemşit KARAKURT Etik Kurul Üyesi	KATILDI	Prof. Dr. Yüksel SEÇKİN Etik Kurul Üyesi	KATILDI
Prof. Dr. Erkan KARATAŞ Etik Kurul Üyesi	KATILDI	Prof. Dr. Yılmaz TABEL Etik Kurul Üyesi	KATILDI