

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇEŞİTLİ MATERYALLERLE TAKVİYE EDİLMİŞ CAM  
İYONOMER SİMANLARIN BASMA DAYANIMLARININ  
VE AŞINMA DİRENÇLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Kübra CANTÜRK**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Mehmet YILDIZ**

**ERZURUM  
2020**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ÇEŞİTLİ MATERYALLERLE TAKVİYE EDİLMİŞ CAM İYONOMER  
SİMANLARIN BASMA DAYANIMLARININ VE AŞINMA  
DİRENÇLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. Dt. Kübra CANTÜRK

Tez Savunma Tarihi : 14.02.2020

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI (Akdeniz Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Pınar GÜL (Atatürk Üniversitesi)

  
Onay

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

**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**  
**Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM**

Uzmanlık Tezi  
ERZURUM - 2020

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>IV</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>V</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VI</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>VII</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>IX</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>XII</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1. Cam İyonomer Simanlar .....	4
2.1.1. Cam İyonomer Simanların Klinikte Kullanım Şekillerine Göre Sınıflandırılması	8
2.1.2. Cam İyonomer Simanların İçeriğine Göre Sınıflandırılması.....	9
2.1.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar .....	9
2.1.2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Toz Kısmının Yapısı .....	10
2.1.2.1.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Likit Kısmının Yapısı.....	12
2.1.2.1.3. Sertleşme Mekanizması .....	13
2.1.2.1.4. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Endikasyonları.....	15
2.1.2.1.5. Avantajları .....	16
2.1.2.1.6. Dezavantajları .....	17
2.1.2.2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Hibrit CİS) .....	17
2.1.2.3. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler - Hibrit CİS).....	19
2.1.2.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar .....	20
2.1.2.5. Metal Takviyeli Cam İyonomer Simanlar .....	22
2.1.2.6. Giomerler .....	23
2.1.2.7. Nano-İyonomerler (Nano Özellikli RMCİS).....	24

2.1.2.8. Cam Karbomer® .....	25
2.1.2.9. Zirkonya Takviyeli Cam İyonomer Simanlar (Zirconomer®) .....	26
2.1.2.10. Seramik Takviyeli Cam İyonomer Simanlar (Amalgomer CR®) .....	28
2.1.2.11. Kompozit Rezinler .....	29
2.1.2.11.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı .....	30
2.1.2.11.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflaması.....	31
2.1.2.11.2.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklüğü ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması.....	32
2.1.2.11.2.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezinler .....	33
2.1.2.11.2.3. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	33
2.1.2.11.2.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Rezinler.....	33
2.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar .....	34
2.2.1. Restoratif Materyallerde Basma Dayanımı.....	34
2.2.2. Restoratif Materyallerde Aşınma.....	36
2.2.2.1. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler .....	39
2.2.2.1.1. Klinik Çalışmalar .....	39
2.2.2.1.2. Laboratuvar Çalışmaları .....	39
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>42</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2. Örneklerin Basma Dayanımlarının Ölçümü .....	47
3.3. Örneklerin Aşınma Cihazında Aşındırılması.....	51
3.4. Örneklerde Oluşan Aşınmanın Ölçümü ve İncelenmesi.....	56
3.5. İstatistiksel Değerlendirme .....	57
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>58</b>

4.1. Basma Dayanımı Testine Ait Bulgular .....	58
4.2. Aşınma Oranına Ait Bulgular .....	61
4.3. Sürtünme Katsayısına Ait Bulgular .....	64
4.4. Restoratif Materyallerin 3D-Optik Profilometre Görüntüleri.....	65
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>67</b>
5.1. Basma Dayanımı Bulgularının Tartışılması .....	69
5.2. Aşınma Oranı ve Sürtünme Katsayısı Bulgularının Tartışılması .....	77
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>88</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>90</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>120</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>120</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>121</b>
<b>EK-3. PROJE ÖZET RAPORU .....</b>	<b>122</b>

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince yardımlarını ve ilgisini benden esirgemeyen, her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerileri ile bana yol gösteren, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Mehmet YILDIZ'a,

Yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a ve Prof. Dr. Nilgün SEVEN'e, akademik alanda bana yaptığı katkılarıyla Nurcan ÖZAKAR İLDAY'a, istatistik çalışmalarım başta olmak üzere akademik ve her alanda benden desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Pınar GÜL'e, uzmanlık hayatımdaki katkılarından dolayı değerli hocalarım Dr. Öğr. Ü. Ömer SAĞSÖZ, Dr. Öğr. Ü. Neslihan ÇELİK, Dr. Öğr. Ü. Merve İŞCAN YAPAR'a,

Tez jüri komitemde yer alan Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya, tezimin istatistik çalışmalarında yardımcı olan Dr. Öğr. Ü. Aycan Mutlu YAĞANOĞLU'na, laboratuvar çalışmalarımda desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Fatih YILDIZ'a,

Uzmanlık süresince her anlamda birbirimize destek olduğumuz, çok güzel anılar paylaştığımız, Erzurum'un bana kazandırdığı çok değerli dostlarım ve kıdemdaşım Dt. Buket KARALAR ve Dt. Okan KARALAR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve benim için Erzurum'u anlamlı kılan, eğlenceli günler geçirdiğimiz ve geçireceğimiz değerli arkadaşlarım Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Araştırma Görevlisi Dt. Seyit Bilal ÖZDEMİR, Dt. Merve Pelin DUR, Dt. Büşra ÖZDEMİR, Dt. Merve Nur YILMAZ, Dt. Zeynep Sümeyye ŞİMŞEK olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarımıza,

Berber olmaktan keyif aldığımız ve her zaman birbirimize destek olduğumuz çok değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Selin NACAĞ, Uzm. Dt. Esra DURSUN'a,

Tez çalışmam boyunca ne zaman arasam yardımcı olmaktan çekinmeyen canım kuzenim Nazmi Kulakoğlu'na,

Hayatım boyunca desteğini ve yardımını benden esirgemeyen, bugünlere gelmemi sağlayan, ailem oldukları için her zaman şükrettiğim canım annem, babam, kardeşim, ablam, eniştem ve dünyalar tatlısı yeğenime, çok sevdiğim ve kıymet verdiği İstanbul'da ki canım aileme,

Hayat arkadaşım, en büyük destekçim, sabrıyla, anlayışıyla, bilgisiyle her zaman yanımda olan, sevgiyle bir ömür geçirmeyi dilediğim çok değerli canım eşim Furkan Cantürk'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

**Dt. Kübra CANTÜRK**

## ÖZET

### Çeşitli Materyallerle Takviye Edilmiş Cam İyonomer Simanların Basma Dayanımlarının ve Aşınma Dirençlerinin Değerlendirilmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; çeşitli materyallerle takviye edilmiş cam iyonomer simanlarla diğer cam iyonomer siman gruplarını ve kompozit rezin grubunu basma dayanımları ve aşınma dirençleri yönünden değerlendirmektir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda her bir grupta 10 adet örnek olmak üzere basma dayanımı ve aşınma direnci için ayrı ayrı 80 adet, toplam da 160 adet örnek hazırlandı. Çalışmamızda kullanılan cam iyonomer simanlar Ionofil U (Voco), Fuji II LC Capsule (GC), Dyract XP (Dentsply Sirona), Equia Forte (GC), Beautifil II (Shofu), Zirconomer Improved (Shofu), Amalgomer CR (Advanced Healthcare Ltd.) ve kompozit rezin olarak Filtek Z250 (3M Espe)'dir. Basma dayanımı için 4 mm çapında ve 6 mm yüksekliğinde silindir şeklinde metal kalıplar kullanılarak örnekler hazırlandı. Basma dayanımları universal bir test cihazı Shimadzu Autograph ile 0.5 mm/dk hızında ölçüldü. Aşınma direncinin ölçümü için 15x15x3 mm boyutunda kare şeklinde metal kalıplar kullanılarak örnekler hazırlandı. Örneklerin aşınma deneyleri karşıt hareketli (reciprocating) Bruker – UMT tribometre test cihazında pin-on disk (POD) metodu ile yapıldı. Bu cihaz aynı zaman da sürtünme katsayılarını da ölçmektedir. Oluşan aşınmaların değerlendirilmesinde 3D Optik Profilometre cihazı kullanıldı. Elde edilen değerlerin analizi her grup için ayrı ayrı Kruskal-Wallis testi kullanılarak yapıldı ( $p<0,05$ ).

**Bulgular:** Basma dayanımı testi sonucunda gruplar arasında anlamlı farklar bulundu ( $p<0,05$ ). En yüksek basma dayanımı değeri Filtek Z250 grubunda (136,98 MPa), en düşük basma dayanımı değeri ise Amalgomer CR grubunda (63,26 MPa) grubunda bulunmuştur. Zirconomer Improved, Filtek Z250 ve Dyract XP gruplarına kıyasla düşük basma dayanımı değeri göstermiştir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ). Aşınma direnci testi sonuçlarında; en yüksek aşınma oranı Ionofil U grubunda ( $46,8 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ), en düşük aşınma oranı ise Zirconomer Improved grubunda ( $2,16 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur. Amalgomer CR' nin aşınma oranı Zirconomer Improved ve Fuji II LC Capsule gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Sürtünme katsayısı bulgularında; en düşük sürtünme katsayısı değeri, aşınma oranı da en düşük olan Zirconomer Improved grubunda elde edilmiştir.

**Sonuçlar:** Seramik ve zirkonya ile takviye edilmiş cam iyonomer simanlardan Amalgomer CR ve Zirconomer Improved çalışmamızda basma dayanımı açısından diğer gruplara göre düşük değerler göstermiştir. Ancak aşınma direnci bakımından Zirconomer Improved grubu diğer gruplara göre daha iyi değerler göstermiştir yani en az aşınan grup olmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Aşınma direnci, basma dayanımı, cam iyonomer siman, kompozit rezin.

## ABSTRACT

### Evaluation of Compressive Strength and Wear Resistance of Glass Ionomer Cements Reinforced with Various Materials

**Aim:** The aim of this study; to evaluate glass ionomer cements reinforced with various materials and other glass ionomer cement groups and composite resin group in terms of compressive strength and wear resistance.

**Material and Method:** In our study, a total of 160 specimens were prepared, with 10 specimens per group and 80 specimens separately for compressive strength and wear resistance. Glass ionomer cements used in our study Ionofil U (Voco), Fuji II LC Capsule (GC), Dyract XP (Dentsply Sirona), Equia Forte (GC), Beautifil II (Shofu), Zirconomer Improved (Shofu), Amalomer CR (Advanced Healthcare Ltd.) and the composite resin Filtek Z250 (3M Espe). Samples were prepared for compressive strength by using 4 mm diameter and 6 mm high cylindrical metal molds. Compressive strengths were measured with a universal tester Shimadzu Autograph at a speed of 0.5 mm / min. Samples were prepared by measuring 15x15x3 mm square metal molds for measuring wear resistance. Wear tests of the samples were carried out by using the reciprocating Bruker - UMT tribometer tester with pin-on disk (POD) method. This device also measures the coefficients of friction. 3D Optical Profilometer was used to evaluate the wear. Values from the measurements were analyzed by Kruskal-Wallis test ( $p < 0.05$ ).

**Results:** There were statistically significant differences between the groups as a result of compressive strength test ( $p < 0.05$ ). The highest compressive strength value was found in Filtek Z250 group (136.98 MPa) and the lowest compressive strength value was found in Amalomer CR group (63.26 MPa). Zirconomer Improved showed a low compressive strength compared to the Filtek Z250 and Dyract XP groups, and this difference was statistically significant ( $p < 0.001$ ). In wear resistance test results; the highest wear rate was found in Ionofil U group ( $46.8 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) and the lowest wear rate was found in Zirconomer Improved group ( $2.16 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ). Wear rate of amalomer CR was found to be significantly higher than Zirconomer Improved and Fuji II LC Capsule groups ( $p < 0.05$ ). In the coefficient of friction; the lowest coefficient of friction was obtained in the Zirconomer Improved group with the lowest wear rate.

**Conclusion:** Amalomer CR and Zirconomer Improved, which are ceramic and zirconia reinforced glass ionomer cements, showed lower values in terms of compressive strength compared to other groups. However, in terms of wear resistance, the Zirconomer Improved group showed better values than the other groups, also the least wear group.

**Key Words:** Wear resistance, compressive strength, glass ionomer cement, composite resin.



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde
<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>3D</b>	: Üç boyutlu
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>ART</b>	: Atravmatik restoratif tedavi
<b>Bis-EMA</b>	: Etoksi bisfenol a glisidil dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol a glisidil dimetakrilat
<b>CİS</b>	: Cam iyonomer siman
<b>CS</b>	: Compressive strength
<b>EGDMA</b>	: Etilen glikol dimetakrilat
<b>F-PRG</b>	: Full reaction type, f-prg fillers
<b>HA</b>	: Hidroksiapatit
<b>HEMA</b>	: Hidroksietil metakrilat
<b>ISO</b>	: Uluslararası standartlar örgütü
<b>LED</b>	: Light emitting diode
<b>mm/dk</b>	: Milimetre/dakika
<b>mm/s</b>	: Milimetre/saniye
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>3</sup>/Nm</b>	: Milimetreküp/newtonmetre
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	: Miliwatt/santimetrekare
<b>N</b>	: Newton
<b>PEGDMA</b>	: Polietilen glikol dimetakrilat
<b>POD</b>	: Pin-on disk

<b>PRG</b>	: Pre-reacted glass ionomer
<b>RMCİS</b>	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
<b>SEM</b>	: Taramalı elektron mikroskobu
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silika
<b>SiO<sub>4</sub></b>	: Ortosilikat
<b>sn</b>	: Saniye
<b>S-PRG</b>	: Surface reaction type, s-prg fillers
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>YVCİS</b>	: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum oksit
<b>µm</b>	: Mikrometre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Restoratif materyallerin tarihsel gelişimi .....	6
Şekil 2.2. Silikat simanın yapısı .....	7
Şekil 2.3. Polikarboksilat simanın yapısı.....	7
Şekil 2.4. ASPA'nın kimyasal reaksiyon mekanizması .....	7
Şekil 2.6. Malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri .....	34
Şekil 2.7. Materyallerde meydana gelen elastik ve plastik deformasyon.....	35
Şekil 3.1. 0.50 kg ağırlık uygulaması .....	44
Şekil 3.2. Örneklerin hazırlanması .....	44
Şekil 3.3. 3M Espe Roto Mix otomatik karıştırıcı cihazı .....	47
Şekil 3.4. Woodpecker LED-D Işık cihazı .....	47
Şekil 3.5. Basma dayanımı testi için kullanılan metal kalıplar .....	48
Şekil 3.6. Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U, VOCO) örnekleri .....	48
Şekil 3.7. RMCİS (Fuji II LC Capsule, GC) örnekleri.....	48
Şekil 3.8. Kompomer materyali (Dyract XP, Dentsply Sirona) örnekleri.....	49
Şekil 3.9. YVCİS (Equia Forte, GC) örnekleri.....	49
Şekil 3.10. Giomer (Beautifil II, Shofu) örnekleri .....	49
Şekil 3.11. Zirconomer Improved (Zirconomer Improved, Shofu) örnekleri .....	49
Şekil 3.12. Amalgomer CR (Amalgomer CR, Advanced Healthcare Ltd.) örnekleri ....	50
Şekil 3.13. Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 mikrohibrit kompozit, 3M Espe) örnekleri .....	50
Şekil 3.14. Basma dayanımı testi için örneklerin çapının ölçümü .....	50
Şekil 3.15. Basma dayanımı testi için örneklerin boyunun ölçümü .....	50
Şekil 3.16. Shimadzu Autograph universal test cihazı .....	51

<b>Şekil 3.17.</b> Örneklerin Shimadzu Autograph cihazına yerleştirilmesi .....	51
<b>Şekil 3.18.</b> Aşınma direnci testi için kullanılan metal kalıplar.....	53
<b>Şekil 3.19.</b> Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U, VOCO) örnekleri .....	53
<b>Şekil 3.20.</b> RMCİS (Fuji II LC Capsule, GC) örnekleri.....	53
<b>Şekil 3.21.</b> Kompomer materyali (Dyract XP, Dentsply Sirona) örnekleri.....	54
<b>Şekil 3.22.</b> YVCİS (Equia Forte, GC) örnekleri.....	54
<b>Şekil 3.23.</b> Giomer (Beautiful II, Shofu) örnekleri .....	54
<b>Şekil 3.24.</b> Zirconomer Improved (Zirconomer Improved, Shofu) örnekleri .....	54
<b>Şekil 3.25.</b> Amalgomer CR (Amalgomer CR, Advanced Healthcare Ltd.) örnekleri ....	55
<b>Şekil 3.26.</b> Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 mikrohibrit kompozit, 3M Espe) örnekleri .....	55
<b>Şekil 3.27.</b> Aşınma direnci testi için örneklerin boyunun ölçümü .....	55
<b>Şekil 3.28.</b> Aşınma direnci testi için örneklerin kalınlığının ölçümü.....	55
<b>Şekil 3.29.</b> Akrilik rezin içine gömülü örnekler .....	56
<b>Şekil 3.30.</b> Bruker – UMT markalı tribometre test cihazı .....	56
<b>Şekil 3.31.</b> 3D-Optik Profilometre .....	56
<b>Şekil 4.1.</b> Basma dayanımı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi .....	59
<b>Şekil 4.2.</b> Aşınma oranı verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi.....	62
<b>Şekil 4.3.</b> Gruplara ait sürtünme katsayısı-zaman grafiği .....	65
<b>Şekil 4.4.</b> Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U) örneğinin aşınma sonrası 3D- Optik Profilometre görüntüsü.....	65
<b>Şekil 4.5.</b> RMCİS (Fuji II LC Capsule) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	65
<b>Şekil 4.6.</b> Kompomer materyali (Dyract XP) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66

<b>Şekil 4.7.</b> YVCİS (Equia Forte) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66
<b>Şekil 4.8.</b> Giomer (Beautifil II) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66
<b>Şekil 4.9.</b> Zirconomer Improved örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66
<b>Şekil 4.10.</b> Amalgomer CR örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66
<b>Şekil 4.11.</b> Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 Mikrohibrit Kompozit) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü.....	66
<b>Şekil 5.1.</b> Çalışmada yer alan materyallerin sürtünme katsayısı-zaman grafiği.....	87

## TABLULAR DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> İyon salabilen camlar ve siman içerisindeki oranları.....	12
<b>Tablo 3.1.</b> Kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri.....	42
<b>Tablo 3.2.</b> Aşınma parametreleri.....	52
<b>Tablo 4.1.</b> Basma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa) ve Kruskal-Wallis testi sonuçları (MPa).....	58
<b>Tablo 4.2.</b> Aşınma oranı verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ) ve Kruskal-Wallis testi sonuçları ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ).....	61

# 1. GİRİŞ

Günümüzde konservatif diş hekimliğinin gelişmesi ve estetiğin de ön plana çıkması ile birçok restoratif materyal üretilmeye başlanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılacak restoratif materyallerin seçilmesi, tedavilerin başarısı ve klinik performanslarının değerlendirilmesi açısından materyallerin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin diş sert dokuları ile uyumlarının yanı sıra ağız ortamında gösterdikleri aşınma davranışları ve diş rengine olan uyumları da oldukça önemlidir.<sup>1,2</sup> Ayrıca diş hekimleri restore edilecek dişin durumuna göre de uygun materyali seçmelidir.<sup>3</sup>

Modern diş hekimliğinde diş sert dokularının minimal oranda kaldırılması ve diş dokularına bağlanabilen restoratif materyallerin kullanılması gerekmektedir.<sup>4</sup> Kompozit rezin restorasyonların klinik kullanımları son yıllarda özellikle estetik olmalarından dolayı artmıştır. Ancak estetik özelliklerinin yanı sıra aşınma, polimerizasyon büzülmesi, diş hassasiyeti, sekonder çürük ya da restorasyonlarda oluşan kırıklar gibi dezavantajları da vardır.<sup>5,6</sup> Bu kapsamda günümüzde sıklıkla kullanılan minimal invaziv tedavilere de yeni bir yaklaşım getiren cam iyonomer simanların birçok avantajları bulunmaktadır.<sup>7</sup>

Cam iyonomer simanlar diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilme, flor salınımlarıyla antikariyojenik etki gösterme, yeterli düzeyde renk uyumuna sahip olma gibi özellikleri sayesinde piyasaya sunulmalarından bu yana diş hekimliğinde rutin olarak kullanılmış olup yeni araştırmalara konu olmaya devam etmiştir.<sup>8,9</sup> Bunların yanı sıra, florür rezervuarı olması, mine yüzeyine bağlanırken büzülme özelliğinin düşük olması ve mikrosızıntının az olması, diş sert dokularına herhangi bir adeziv ajana gerek duymaksızın kimyasal olarak bağlanabilmesi, diş dokularıyla uyumlu termal genişlemeye sahip olması, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler gibi polimerizasyon büzülmesi

göstermemesi ve nem duyarlılığının rezin içerikli restorasyon materyallerine göre daha az olması gibi avantajları da vardır.<sup>10, 11</sup>

Günümüzde cam iyonomer simanlar en az alerjik ve toksik reaksiyona yol açarak estetik görüntüyü sağlayan diş rengindeki restoratif materyallerdir.<sup>12, 13</sup> Ancak basma dayanımının zayıf olması, aşınmalara karşı direncinin düşük olması, sertleşme esnasında nem varlığına duyarlı olması, kompozit rezinlere göre mekanik, fiziksel ve estetik özelliklerinin zayıf olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır.<sup>11</sup> Bu sebeple cam iyonomer simanların mevcut fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi var olan dezavantajlarının ortadan kaldırılması için çalışmalar devam etmektedir.<sup>12, 13</sup>

Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini güçlendirmek için çeşitli materyallerle takviye edilmiş yeni cam iyonomer siman formülasyonları geliştirilmekte ve bu kapsamda çalışmalar yapılmaktadır.<sup>1, 2</sup> Bu yenilikler de ikinci bir faz güçlendirici partikül olarak metal partiküller, seramikler ve cam fiberler yapılarına ilave edilerek cam iyonomer simanların içeriklerini iyileştirmeye yönelik çalışmalar literatürde yer almaktadır.<sup>14</sup> Ayrıca bu materyallerin mekanik özelliklerini arttırmak için zirkonya, hidroksiapatit, N-vinil piroolidon, floroapatit ve HA/ZrO<sub>2</sub> gibi maddelerin ilavesi mekanik özelliklerini geliştirmek için tercih edilen yöntemlerdendir.<sup>15</sup>

Basma dayanımı testleri, restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği testlerdendir. Basma dayanımı; materyallerin kendilerini sıkıştırmaya yönelik bir dış kuvvet ile karşı karşıya kaldıklarında göstermiş oldukları direnci ifade etmektedir ve genellikle üzerlerine gelen çigneme kuvvetlerine karşı dayanımlarını ifade eder.<sup>16</sup> Bu testler materyalin mekanik olarak güvenilirliğinin ölçüldüğü ve öngörülen dayanıklılığının değerlendirildiği yaygın olarak kullanılan bir testtir. Aşınma ise, materyale ya da klinik faktörlere bağlı olan karmaşık bir olgudur.<sup>17</sup> Aşınma direnci; restoratif materyalin antagonistinde yer alan diş ya da başka bir restoratif materyalin yanı



sıra gıda, diş fırçası veya kürdan gibi yabancı maddelerle teması sonucu gösterdiği yüzeysel aşınmaya karşı direncidir.<sup>18</sup> Ağız içinde kullanılacak restoratif materyallerin de uzun dönem fonksiyonel olarak kullanılmaları için basma dayanımlarının ve aşınma dirençlerinin yüksek olması önemlidir.

Bu çalışmada da yeni formülasyonlarla üretilmiş, çeşitli materyallerle takviye edilip güçlendirilmiş olan cam iyonomer simanlarla diğer cam iyonomer siman gruplarını ve kompozit rezin grubunu basma dayanımı ve aşınma direnci açısından değerlendirmek amaçlanmıştır.

Birinci hipotezimiz, yeni formülasyonlarla üretilmiş cam iyonomer simanlarla diğer cam iyonomer simanlar ve çalışmada kullanılan kompozit rezin arasında basma dayanımı açısından fark olmayacağı, ikinci hipotezimiz ise bu gruplar arasında aşınma direnci açısından da fark olmayacağı yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Günden güne geliştirilebilir materyaller olmaları ve klinikte esnek kullanım sunmaları cam iyonomer simanların dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılmasına sebep olmuştur. Cam iyonomer simanların; biyouyumluluk, diş sert dokularına iyi adezyon ve florür salınımı gibi bazı avantajlarının yanında, aşınma direncinin ve basma-çekme dayanımının zayıf olması gibi bazı dezavantajları da vardır. Bu amaçla, cam iyonomer simanları güçlendirmek için çeşitli materyallerle takviye edilmiş yeni cam iyonomer siman formülasyonları geliştirmekte ve bu kapsamda çalışmalar yapılmaktadır.<sup>1, 2</sup> Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini arttırmak için çeşitli materyallerle takviye edilmesi geniş bir cam iyonomer siman ailesi oluşmasına sebep olmuştur. Bu çalışmanın amacı ise; bu geniş cam iyonomer siman ailesinde hangi formülasyonun en ideal olduğunu kendi aralarında ve bir kompozit rezin grubu ile basma dayanımı ve aşınma direnci açısından kıyaslayarak incelemektir.

### 2.1. Cam İyonomer Simanlar

19. yüzyılın son zamanları ile 20. yüzyılın başlarında, üç farklı siman [çinko oksit öjenol (1875), çinko fosfat (1879) ve silikat siman (1908)] postlar, kuronlar, köprüler, inleyler ve ortodontik amaçla kullanılan bantların simantasyonu, kaide yapımı ve dolgu materyali olarak kullanılmak için üretilmişlerdir.<sup>19</sup>

1960'ların ilk yarısında, hidroksiapatit (HA) ve dentindeki kollajenler ile reaksiyona girebilen hidrofilik materyaller geliştirilmiştir. HA'in hem dentin hem de mine de bulunması, kalsiyuma bağlanmanın önemli bir koşulu olduğunu düşündürmüştür. Bu sebeple, suda çözünebilen, sitrik ve poliakrilik asit içeren polielektrolit sistemlere ilgi artmıştır. 1963 yılında, poliakrilik asidin diş dokularına bağlanma potansiyeli ilk defa incelenmiştir. Poliakrilik asidin kalsiyuma bağlanabildiği ve organik polimerler olan kollajenlerle hidrojen bağları oluşturabildiği görülmüştür.<sup>20</sup> Poliakrilik simanlar,

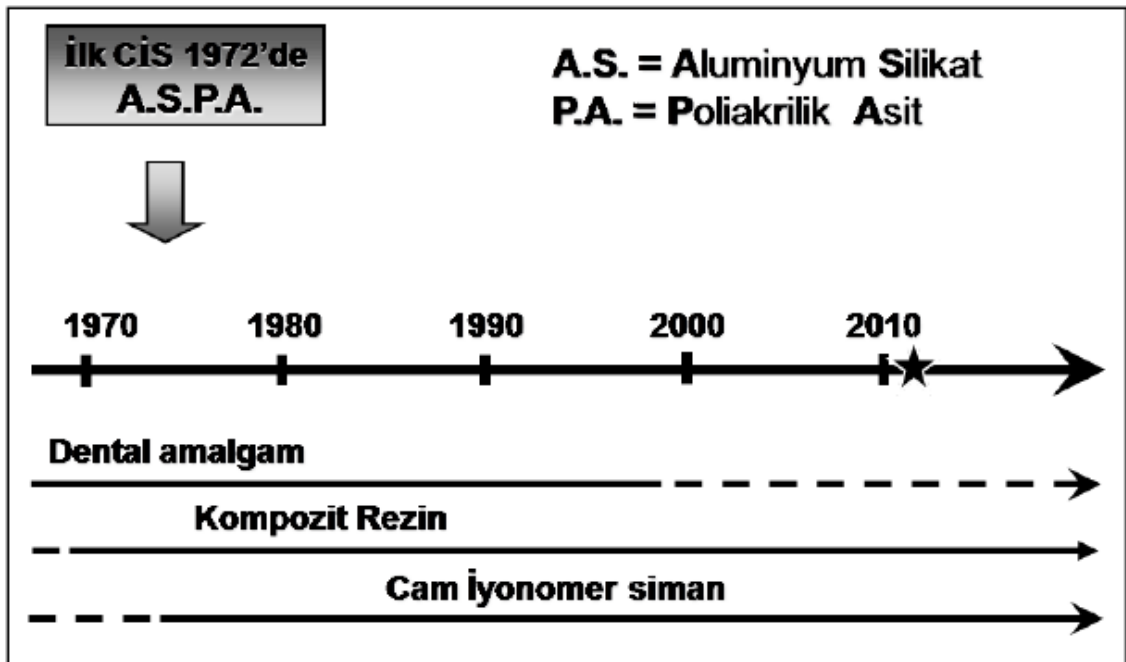
biyoyumlu olmaları ve iyi fiziksel özelliklere sahip olmalarının yanında, mine ve dentinde var olan hidroksiapatite de bağlanabilmektedir. Silikat simanlar, silikat camında  $Al_2O_3/SiO_2$  oranındaki modifikasyon ile estetik özellikleri bakımından iyileştirilerek Wilson ve Kent tarafından geliştirilmişlerdir.<sup>21</sup>

Cam iyonomer simanlar, 1972 yılında ilk olarak Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır ve 1970'li yılların sonlarına doğru piyasaya sürülmüştür.<sup>22</sup> Bu simanlar, cam polialkenoat siman veya polialkenoat siman olarak da adlandırılmaktadır.<sup>23</sup> İlk olarak 1972 yılında Wilson ve Kent, silikat simanların flor serbestleme, polikarboksilat simanların kimyasal bağlanma özelliklerini bir arada toplamak amacıyla yeni bir ürün çıkarmaya çalışmışlar ve alümina silikat ve poliakrilik asiti (ASPA) yani geleneksel cam iyonomer simanların baz materyalini üretmişlerdir.<sup>24, 25</sup>

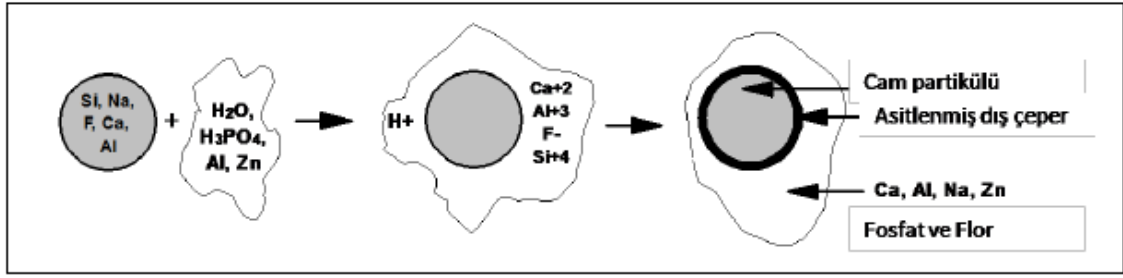
Cam iyonomer simanlar farklı gelişim aşamalarından geçerek günümüzde kullanılmayı başaran restoratif materyallerden biri olmuştur. İlk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmış ve ismi **Alumino-Silikat-Poliakrilik-Asit** olan içeriğin baş harfleri alınarak ASPA olmuştur (Şekil 2.1).<sup>26</sup> Aynı yıl içerisinde, ticari amaçla ilk üretilen cam iyonomer siman Dentsply DeTrey tarafından ASPA I adı altında piyasaya sunulmuştur. Ancak bu simanın yavaş sertleşmesi, neme karşı aşırı hassas oluşu ve düşük translüsentliği nedeniyle içeriğine tartarik asit ilave edilerek Wilson ve Crisp tarafından 1972 yılında tekrar geliştirilmiş ve rengi daha açık, hafif opak olan pratikte ilk kullanılan cam iyonomer siman olarak ASPA II adıyla 1976'da piyasaya sürülmüştür.<sup>27</sup> İkinci jenerasyon cam iyonomer simanların sertleşmeleri su varlığında gerçekleşir ve toz kısmının içine poliasit bileşenin dehidrate edilerek eklendiği gruptur. Su veya tartarik asit içeren sıvı solüsyonda toz kısmın karıştırılması sonucu sertleşmesi gerçekleşir. İkinci jenerasyon cam iyonomer simanlar karıştırma esnasında düşük viskoziteleri, raf

ömürlerinin uzun olması ve moleküler ağırlığı artırılabilir poliasit yapısında olmaları ile dayanıklılıklarının yükseltmeleri açısından avantajlıdır.<sup>28</sup>

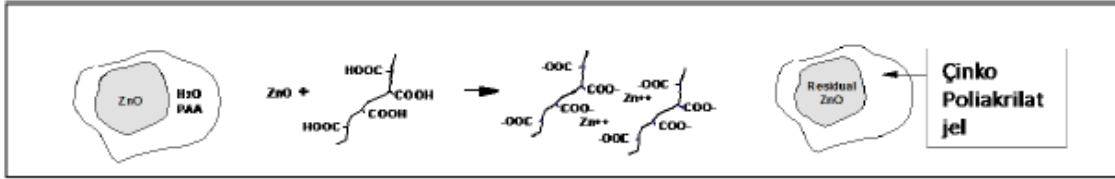
1974 yılında Wilson ve Crisp, poliakrilik asit solüsyonuna metil alkol ilave ederek geliştirmişlerdir. ASPA III simanında poliakrilik asidin şelasyonu engellenmiştir. Fakat bu simanın ağız ortamında renklendiği McLean tarafından ortaya koyulmuştur. Bu olumsuzluklar görüldükten sonra, yine Wilson ve Crisp, kopolimeri akrilik asidin ve itakonik asitin birleşmesinden oluşan ASPA IV (1977) simanını üretmişlerdir.<sup>14, 21, 26, 28-30</sup> ASPA-IV'ün mekanik özelliklerindeki eksikliklerin giderilmesi için asitin kurutulup cam tozuna eklenmesi ile ASPA V bulunup piyasaya sunulmuştur. Bu simanın dayanıklılığı artırılmıştır ve sertleşme süresi daha kısadır. Aynı cam iyonomer siman yapıştırma simanı olarak kullanılması için inceltirilerek ASPA V ismiyle piyasaya çıkarılmıştır.<sup>31, 32</sup>



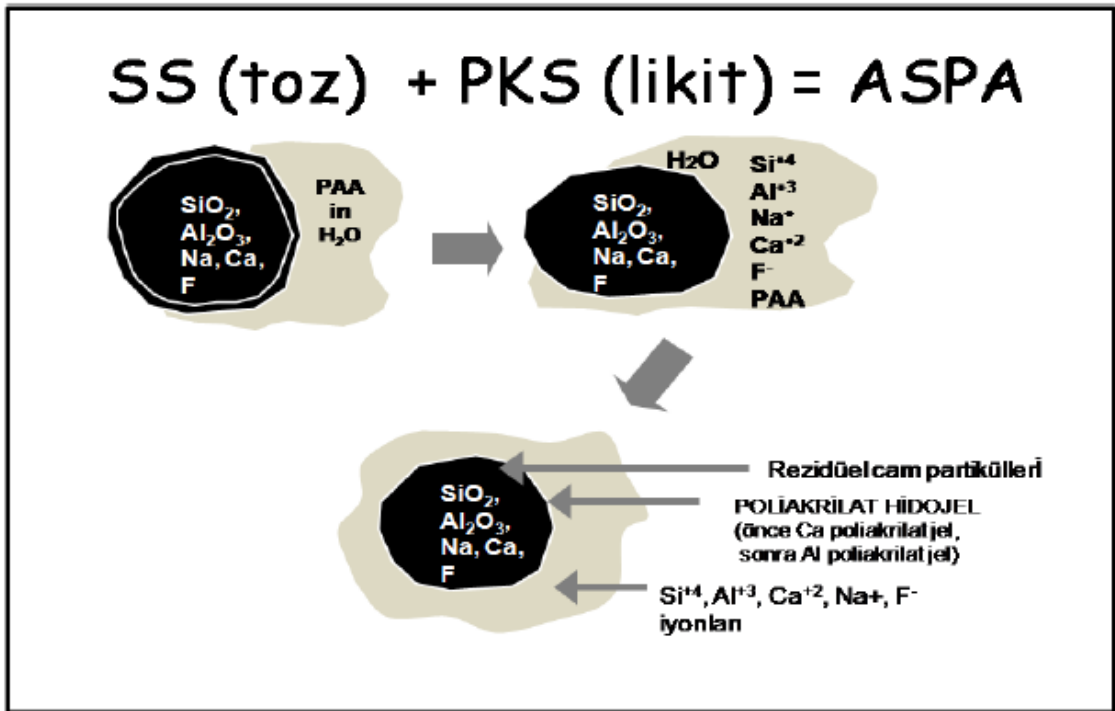
Şekil 2.1. Restoratif materyallerin tarihsel gelişimi<sup>33</sup>



Şekil 2.2. Silikat simanın yapısı<sup>33</sup>



Şekil 2.3. Polikarboksilat simanın yapısı<sup>33</sup>



Şekil 2.4. ASPA'nın kimyasal reaksiyon mekanizması<sup>33</sup>

Cam iyonomer simanlar diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilme, fluor salımlarıyla antikariyojenik etki gösterme, yeterli düzeyde renk uyumuna sahip olma gibi özellikleri sayesinde keşiflerinden bu yana diş hekimliğinde yaygın kullanılmış olup yeni araştırmalara konu olmaya devam etmiştir.<sup>8,9</sup>

Bunun yanı sıra cam iyonomer simanlar özellikle minimal invaziv restorasyon alanında tedavilere yeni bir bakış açısı getirmiştir.<sup>7</sup> Günümüzde cam iyonomer simanlar en az alerjik ve toksik reaksiyona yol açarak estetik görüntüyü sağlayan diş rengindeki restoratif materyallerdendir. Bu sebeple cam iyonomer simanların mevcut fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.<sup>12, 13</sup>

### **2.1.1. Cam İyonomer Simanların Klinikte Kullanım Şekillerine Göre Sınıflandırılması**

Cam iyonomer simanlar klinikte kullanım alanlarına göre **tip I, tip II, tip III** ve **tip IV** olarak sınıflandırılmıştır:

- **Tip I** olarak isimlendirilen cam iyonomer simanlar yapıştırma amaçlı kullanılan düşük film kalınlığında ve hızlı sertleşen simanlardır.<sup>34</sup> Tip I cam iyonomer simanlar kuronlar, inley, overley restorasyonlar ve sabit protetik restorasyonlar ile ortodontide kullanılan apareyleri simante etmek için kullanılmaktadır. Kendiliğinden sertleşenler veya rezin modifiye olarak ayrılır. Bu akışkan yapıdaki simanlar “CEM”, “C” ya da yapıştırıcı olarak adlandırılmaktadır.

- **Tip II** olarak isimlendirilen cam iyonomer simanlar tip I simandan daha büyük partikül büyüklüğüne sahip olan ve restoratif amaçlı kullanılan simanlardır. Bu simanlar “R” ya da “FIL” olarak adlandırılırlar. İki alt gruba sahiptir:

- o **Tip II-1** cam iyonomer simanlar; estetik amaçla kullanılan ve piyasada geleneksel veya rezin modifiye olarak bulunabilen simanlardır. Anterior bölgede estetik restorasyonlarda tercih edilen cam iyonomer simanlardır.

- o **Tip II-2** cam iyonomer simanlar güçlendirilmiş simanlar olarak tanımlanmaktadır. Bu grubun aşınma direnci Tip II-1 alt gruba göre daha yüksektir. Posterior bölgede tercih edilen restoratif cam iyonomer simanlardır.

• **Tip III** olarak isimlendirilen cam iyonomer simanlar düşük viskoziteli ve hızlı sertleşebilen simanlardır. Klinikte fissür örtücü ve kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Literatürde “bond” , “F” ya da astar materyali olarak da adlandırılan simanlardır.<sup>35, 36</sup>

• **Tip IV** olarak isimlendirilen cam iyonomer simanlar kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlardır.<sup>23</sup>

Tüm gruplarda kimyasal içerikler benzerdir, gerekli fonksiyonu sağlamak amacıyla toz-likit oranlarında ve toz partiküllerinin boyutlarında değişiklikler yapılmıştır.<sup>36</sup>

### **2.1.2. Cam İyonomer Simanların İçeriğine Göre Sınıflandırılması**

- Geleneksel cam iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) (Hibrit CİS)
- Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler) (Hibrit CİS)
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
- Metal takviyeli cam iyonomer simanlar
- Giomerler
- Nano-iyonomerler (Nano Özellikli RMCİS)
- Cam Karbomer®
- Zirkonya takviyeli cam iyonomer simanlar (Zirconomer®)
- Seramik takviyeli cam iyonomer simanlar (Amalgomer CR®)

#### **2.1.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar**

Geleneksel cam iyonomer simanlar 3 ana bileşenden oluşur. Bunlar temel cam partikülleri yani iyon bağlayabilen fluoroalüminosilikat cam içeren toz kısım ile suda çözünebilen poliakrilik asit ve sudur.<sup>37</sup> Toz-likit şeklinde karıştırılarak hazırlanan cam iyonomer simanlar, “geleneksel” ya da “konvansiyonel” olarak adlandırılmaktadırlar.

Geleneksel cam iyonomer simanlar, poli-karboksilik asit ile kalsiyum fluoro-alümina silikat cam tozu arasında, sulu ortamda gerçekleşen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir üründür.<sup>25, 38</sup>

Sertleşen geleneksel cam iyonomer simanların diş sert dokularına bağlanması mikromekanik ve kimyasal olarak gerçekleşir. Cam iyonomer simanlar uygulandığında; önce içerisinde bulunan polialkenoik asit ile smear tabakası kaldırılır ve tübülleri açılmış olan diş dokusu üzerine cam iyonomer simanın içeriğindeki maddeler yayılarak mikromekanik bağ yaparlar. Buna ek olarak, polialkenoik asitin karboksil gruplarının (-COOH) kollajen fibrillerine bağlı halde bulunan hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla iyonik etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma da sağlanmış olur. Cam iyonomer simanların polikarboksil bazlı polimerinin yüksek molekül ağırlığı (8000-15000) sayesinde kendi kendine bağ yapması rezin bazlı self-etch yaklaşımından farklıdır.<sup>39</sup>

Geleneksel cam iyonomer simanlar genellikle sertleştikten sonra hassas yapıda olmalarından dolayı ağız sıvılarına karşı dirençli değildir. Zamanla reaksiyonun devam etmesiyle simanın yapısı güçlenir ve neme karşı daha dirençli hale gelir.<sup>40</sup>

#### **2.1.2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Toz Kısımının Yapısı**

Geleneksel cam iyonomer simanın toz kısmındaki cam partikülleri; silika ( $\text{SiO}_2$ ), alümina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), kriolit ( $\text{Na}_3\text{AlF}_6$ ), kalsiyumfluorid ( $\text{CaF}_2$ ), alüminyum trifluorid ( $\text{AlF}_3$ ) ve alüminyum fosfat ( $\text{AlPO}_4$ ) moleküllerinin 1100-1500 °C ısıda eritilip toz haline getirilmesi ile meydana gelir. Metal iyonları kalsiyum ( $\text{Ca}^{+2}$ ), sodyum ( $\text{Na}^{+1}$ ), stronsiyum ( $\text{Sr}^{+2}$ ), çinko ( $\text{Zn}^{+2}$ ), alüminyum ( $\text{Al}^{+3}$ ), potasyum'dan ( $\text{K}^{+1}$ ) ve lantanyum ( $\text{La}^{+3}$ )'dan oluşmaktadır.<sup>41, 42</sup> Kalsiyum fluorür ( $\text{CaF}_2$ ) ise fluorür salınımı için bir kaynak olarak kullanılmaktadır. Bu iyonlara ilave olarak cam iyonomer siman tozları genellikle fosfat ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ) ve soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) da içermektedirler.<sup>43</sup>



Erime ısını arttırmak için üretim sürecinde fosfat ( $P^{3-}$ ) ve florid ( $F^-$ ) iyonları kullanılır. Sertleşme reaksiyonunda ise  $Ca^{+2}$  ve  $Na^{+1}$  etkili olmaktadır.<sup>19, 41, 44</sup> Camda yüksek miktarda  $Al^{+3}$  ve  $F^-$  ile beraber önemli oranda  $Ca^{+2}$ ,  $Na^{+1}$  ve  $SiO_2$  molekülü bulunmaktadır.<sup>45</sup> Son zamanlarda, camın içeriği baryum ( $Ba^{+2}$ ), çinko ( $Zn^{+2}$ ) ve stronsiyum ( $Sr^{+2}$ ) içermektedir. Cam iyonomer simana radyoopasite sağlamak için stronsiyum oksit ( $SrO$ ), baryum sülfat ( $BaSO_4$ ) ve lantanyum oksit ( $La_2O_3$ ) molekülleri camın tozuna eklenmekte, ancak yapısına katılmamaktadır.<sup>46</sup> İçeriğinde stronsiyum florid ( $SrF_2$ ), stronsiyum oksit ( $SrO$ ) bulunan cam iyonomer simanlarda florid salınımının daha fazla olduğu bildirilmiş olmasına rağmen bu durumun nedeni bilinmemektedir.<sup>47</sup>

Camın temel bileşenlerini  $Al_2O_3$  ve  $SiO_2$  molekülleri oluşturmaktadır ve oluşan bu yapı üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedraldir. Tetrahedral yapının merkezinde  $Al^{+3}$  iyonu  $SiO_2$  molekülü ile yer değiştirebilmektedir. Silikat cam partiküller, yapılarındaki  $SiO_4$  bileşiğinin nötr olması sebebiyle reaktif değildir ve tek başına asit-baz reaksiyonuna giremez. Bu reaksiyonun gerçekleşebilmesi için silikat partiküllere alüminyumun ( $Al^{+3}$ ) yanında sodyum ( $Na^{+1}$ ), kalsiyum ( $Ca^{+2}$ ), stronsiyum ( $Sr^{+2}$ ) gibi ekstra katyonlar eklenerek bazik özellik sağlanmaktadır.<sup>47</sup> Camın yapısında bulunan flor ve fosfat iyonları tetrahedral yapıda bulunmazlar.<sup>30</sup>

Camın oluşmasında  $Al_2O_3/SiO_2$ ' e oranı büyük öneme sahiptir ve bu oran arttıkça cam tozunun reaktivitesi artmaktadır.<sup>19, 44</sup> Siman içerisinde asıl iyon salabilen camlar  $SiO_2-Al_2O_3-CaF_2-AlPO_4-Na_3AlF_6$  bileşiminden oluşmaktadır. Bu konuyla ilgili bir çalışmada, Wilson ve McLean'ın yaptığı bir çalışma değerlendirilmiş ve cam iyonomer simanlarda  $Al_2O_3/SiO_2$  oranının 1:2 veya bu orandan daha fazla olması gerektiği, F içeriğinin ise %23'e kadar çıkartılabileceği bilgisi edinilmiştir. Son zamanlarda ticari ürünlerde cam iyonomer siman içerisinde ki sodyum miktarı artırılıp florid miktarı

azaltılmaktadır.<sup>44</sup> Fluoroalümina silikat camın  $F^-$  salma özelliğine sahip bir yapısı vardır.<sup>19, 41</sup> Camda  $Na^{+1}$  iyonunun varlığı, simanın hidrolitik stabilitesi üzerinde istenmeyen etki oluşturur, bu nedenle ideal simanın yapısında  $Na^{+1}$  düşük oranlarda olması gerekmektedir.<sup>19</sup> Asit difüzyonu evresinde  $F^-$ , NaF molekülünden yayılmaktadır. Cam iyonomer simanın fiziksel özelliği  $F^-$  salınımindan sonra bile bozulmamaktadır. Yapılan araştırmalar cam iyonomer simanın  $F^-$  reşarj edebilme özelliğinin olduğunu göstermektedir. Böylelikle, cam iyonomer simanın uzun dönem  $F^-$  salabileceği bildirilmektedir.<sup>48</sup>

**Tablo 2.1.** İyon salabilen camlar ve siman içerisindeki oranları<sup>44</sup>

	Bileşikteki Oran	Kütlesel Oran (%)
SiO <sub>2</sub>	41.9	35.2
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	28.6	20.1
AlF <sub>3</sub>	1.6	2.4
CaF <sub>2</sub>	15.7	20.1
NaF	9.3	3.6
AlPO <sub>4</sub>	3.8	12.0

#### 2.1.2.1.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Likit Kısmının Yapısı

Cam iyonomer simanın likidinin orijinal halinde genellikle su içeren polialkenoik asit bulunmaktadır. Polialkenoik asit, homopolimer olarak poliakrilik asit ya da akrilik ve maleik asidin 2:1 oranındaki kopolimeri, itakonik asit veya vinil fosforik asit gibi poliakrilik asidin kopolimeri halinde kullanılmaktadır.<sup>41, 44, 47, 49</sup> Likit kısmın temel bileşeni poliakrilik asit olsa da likit kısmına maleik asit, itakonik asit ve tartarik asit gibi daha az visköz olan poliasitler de eklenerek manipülasyon kolaylaştırılmıştır.<sup>22</sup> Poliakrilik asidin reaktivitesi kopolimerin içeriğine, konsantrasyonuna ve molekül ağırlığına bağlıdır. Sertleşmiş materyalin fiziksel özellikleri üzerine, kullanılan polimer fazlasıyla etkili olmaktadır. Polimerin molekül ağırlığı arttıkça ortaya çıkan simanın

fiziksel ve mekanik özellikleri artmakta, ancak viskozitenin artması nedeniyle karıştırma güçleşmektedir.<sup>50</sup> Akrilik aside itakonik veya maleik asidin eklenmesine bağlı olarak karboksilik grupların sayısı artmaktadır. Bu artış sertleşme döneminde fiziksel özelliklerin daha iyi olmasını sağlamaktadır.<sup>49</sup> Son zamanlarda, cam tozuna polialkenoik asit ve tartarik asit dondurulup kurutularak eklenmektedir.<sup>19, 49</sup>

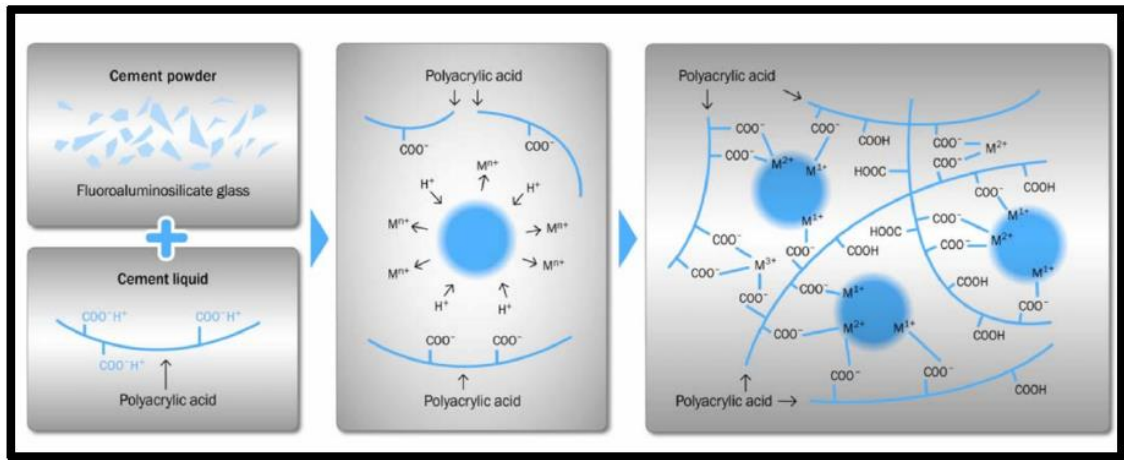
Tartarik asitlerin özellikle cam iyonmer simanın sertleşme reaksiyonunun kontrolünde etkili olduğu görülmektedir. Bu etkilerini cam partikülleri yüzeyine iyon ataklarının artışı ve stabil metal iyon kompleksinin oluşumu ile sağlarlar ayrıca çalışma zamanını uzatarak simanın dayanıklılığını iyileştirirler.<sup>51</sup>

Homopolimer olarak akrilik asit içeren geleneksel cam iyonmer simanlarda ilk basma dayanımının ilk 4-6 hafta içinde arttığı; akrilik/maleik asit kopolimeri içeren geleneksel cam iyonmer simanlarda ise basma dayanımının belirli bir noktaya kadar artmasının ardından denge değerine ulaşana kadar azaldığı bilinmektedir. Basma dayanımı değerinin yüksek oluşu bir materyal için temel belirleyici özellik olmasa da bu değişim, kopolimer yapıdaki geleneksel cam iyonmer simanlarda çapraz bağların oluşturduğu yoğunluk artışının bir sonucu olarak görülmektedir.<sup>49</sup> Yapılan çalışmalarda buna rağmen, kopolimer yapıdaki geleneksel cam iyonmer simanlarda basma dayanımındaki azalmanın klinik olarak anlamlı olmadığı gösterilmiştir.<sup>47</sup>

#### **2.1.2.1.3. Sertleşme Mekanizması**

Geleneksel cam iyonmer simanların toz ve likit bileşenlerinin karıştırılması sonucunda, katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Cam iyonmer simanların sertleşme mekanizması toz ve likidin teması, cam partikülleri üzerine asit atağı, matrisin şelasyonu ve matrisin sertleşmesi olmak üzere dört ayrı fazda gerçekleşir.<sup>30, 52</sup>

Başlangıç fazında, cam partiküller polikarboksilik asit solüsyonu içinde dağılır. Cam partiküller siman matrisinde doldurucu görevi görür. Asit atağının gerçekleştiği fazda, yüzeydeki cam tozlarının yıkımı başlar ve simanı oluşturan metal iyonlarının ( $Al^{+3}$ ,  $Ca^{+2}$ ,  $Sr^{+2}$ ,  $F^{-1}$ ) serbestlenmesi ile reaksiyon devam eder.<sup>30</sup> Serbestlenen metal iyonları simanın likit fazına doğru hareket ederler. Katyonların daha sonra poliasit zincirleri arasında tuz köprülerinin oluşumuna yardım etmesiyle yüzeyinde silikadan zengin “silika hidrojel tabakası” oluşur.<sup>13, 30, 53</sup> Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilat oluşumundan daha hızlı bir reaksiyon sergiler. Reaksiyon devam ederken, matris içindeki iyon konsantrasyonu artar ve poliakrilik asidin poliakrilatlara dönüşmesi ile ortamın viskozitesi ve pH’ı artar.<sup>53</sup> Genellikle, polikarboksilik asidin %45’lik oranda sulu solüsyonu kullanılır. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunu kontrol edebilmek için, yeterli miktarda kuru poliakrilik asit cam tozuna eklenir.<sup>13</sup>



Şekil 2.5. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması<sup>13</sup>

#### 2.1.2.1.4. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Endikasyonları

Geleneksel cam iyonomer simanlar kimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri açısından minimal invaziv tedavilerde birçok alanda kullanılır. Geleneksel cam iyonomer simanların endikasyonları:<sup>36, 54</sup>

- Süt dişlerinin restore edilmesinde,
- Atravmatik Restoratif Tedavi (ART) tekniğinde,
- Pit ve fissür örtücü olarak,
- Geçici restoratif materyal olarak,
- Ortodontik braketlerin ve bantların simantasyonunda,
- Kron, inley ve onleylerin simantasyonunda,
- Bütün kavite tiplerinde kaide materyali olarak,
- Açık ve kapalı sandviç tekniğinde,
- Kök yüzeyi çürüklerinde,
- Daimi dişlerde sınıf III ve V kaviteilerin restorasyonunda,
- Kavite preparasyonu olmadan erozyon ve abrazyon lezyonlarının restorasyonunda,
- Yüksek çürük riskli bireylerde çürüğü kontrol altına almak için geçici restorasyon amacı ile,
- Travma geçiren hastalarda kırık dişe kalıcı restorasyon yapılamıyorsa, açık dentini kapatmak için geçici restorasyon materyali olarak,
- Kuron ve onley preparasyonlarında andırkat alanlarının doldurulmasında,
- Eksternal kök rezorbsiyonlarının tedavisinde,
- Endodontik kök perforasyonlarının tamirinde,
- Kanal tedavisi yapılan dişlerde ara seanslarda diş restorasyonlarında,

- Kanal tedavisi süresince antimikrobiyal ajan olarak ve endodontik cerrahide kök ucu dolgu maddesi olarak,<sup>55</sup>
- Kor yapımında ancak bu durumda kullanıldığında kalan diş dokusu %50 den fazla olmalıdır,<sup>56</sup>
- Subgingival çürüklü dişlere komşu kuron marjinlerinin tamirinde<sup>56</sup> bu simanlar kullanılabilir.

#### 2.1.2.1.5. Avantajları

- Fluorid salınımı ve geri alımı yapabilmeleri,
- Nemli mine ve dentine kimyasal olarak direkt bağlanabilmeleri,
- Diş renginde olmaları,
- Radyopak olmaları,
- Termal genişleme katsayılarının diş dokularına benzer olması,
- Doğal olarak biyoaktif materyaller olmaları çünkü biyolojik olarak kısmen aktif olan iyonları (fluorür, fosfat, sodyum ve silikat) çevresinde bulunan sulu ortamlara biyolojik olarak yararlı oldukları seviyelerde salınım yaparlar.<sup>57</sup>
- Pulpa dokusuna diğer restoratif materyallere göre daha az toksiktirler.
- Restorasyon sertleşirken ortaya çıkan düşük pH, antibakteriyel aktiviteden sorumludur.<sup>58</sup>
- Kaviteye yerleştirilmeden önce herhangi bir bonding ajanının kullanılmasına gerek yoktur, direkt uygulanabilirler.<sup>59</sup>
- Kompozit rezin ve kompomerlerin tabakalı teknik ile kaviteye uygulama gereklilikleri ve neme karşı hassas oluşları kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu nedenle, klinikte kooperasyon problemi ile karşılaşılan çocuklarda, cam iyonomer simanlar uygulanması daha kolay ve az aşamalı olduğundan sıklıkla tercih edilen restoratif materyaller olarak kabul edilmektedirler.<sup>60, 61</sup>

#### 2.1.2.1.6. Dezavantajları

- Fizyomekanik özelliklerinin zayıf olması ve restorasyonlarda mikrosızıntıya neden olması dezavantajlarından biridir. Bu iki özelliği ortadan kaldırmak için kimyasal içerikleri değiştirilmeye çalışılıp çeşitli takviyeler yapılmıştır.<sup>62</sup>
- Uzun sertleşme süresi,
- Sertleşme reaksiyonu boyunca ağız sıvılarında çözünmesi,
- Sertleşme gerçekleştikten sonra düşük kırılma dayanımına ve aşınma direncine sahip olması,
- Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması,<sup>63</sup>
- Geleneksel cam iyonomer simanlar Sınıf II restorasyonlarda, hem süt dışında hem de sürekli dişlerde tercih edilmez.<sup>64, 65</sup>
- Cam iyonomer simanlarda genellikle koheziv başarısızlık görülür ki bu diş – siman arasındaki bağlantı yüzeyinden ziyade simanın içerisinde oluşur.<sup>47</sup>
- Cam iyonomer simanların kabul edilebilir renk uyumları olmasına rağmen kompozit rezinlerden daha opaktır ve estetik açıdan kompozit rezinler kadar üstün değildir.<sup>66</sup>

#### 2.1.2.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Hibrit CİS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS), 1980'lerde geleneksel cam iyonomer simanların çalışma süresi arttırmak ve yüzey sertliği gibi mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmiştir.<sup>12</sup> %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin esaslı hibrit bir restoratif materyalin birleşiminden oluşmuş olan bir materyaldir.<sup>67</sup> Bu simanların fiziksel ve mekanik özellikleri, geleneksel cam iyonomer siman ile kompozit rezinler arasındadır.<sup>24, 68, 69</sup> Toz kısmını fluoroaluminosilikat cam tozları, likit kısmını ise HEMA (Hidroksietyl metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında su oluşturmaktadır.<sup>70, 71</sup> Ağırlıkça %4,5 hidrofilik rezin monomerlerin (HEMA) ve foto

inisiyatorlerin ilave edilmesiyle, RMCİS'ler görünür ışıkla polimerize olabilmektedirler.<sup>19</sup>

RMCİS'ler dual sertleşme mekanizmasına sahiptirler, yani asit-baz reaksiyonuna ek olarak foto-kimyasal bir sertleşme de gösterirler. Materyal HEMA ile reaksiyona girecek kimyasal bir indikatör içeriyorsa, bu durumda üç aşamalı (tricure) bir sertleşme görülür.<sup>67, 72</sup> İlk 24 saatlik sertleşmede, geleneksel cam iyonomer simanlara oranla iki ya da üç kat daha fazla basma dayanıklılığına sahiptirler bunun nedeni fotopolimerizasyon sonucu hızlı bir şekilde oluşan rezin çapraz bağlarıdır.<sup>19</sup> Sertleşme reaksiyonu yavaş bir şekilde devam ettiğinden birçok firma restorasyona aynı seansta polisaj yapılabileceğini önerse de polisaj için en iyi sonuçlar en az 24 saat sonra alınmaktadır.<sup>73</sup>

RMCİS'lerin içeriğine küresel silika doldurucu ilave edilerek mekanik özellikleri iyileştirilmeye çalışılmıştır. Yapılan çalışmalarda silanlanmış silika partiküllerin eklenmesiyle bükülme ve basma dayanımının %17 oranında arttığı bildirilmiştir.<sup>74</sup>

RMCİS'ler toz-likit sistemi veya kapsül formunda piyasaya sunulmuştur. Materyalin kaviteye yerleştirilirken el aletlerine yapışması manipülasyonu zorlaştırdığı için, şırınga şeklinde piyasaya sürülen preparatlar klinikte kolaylık sağlamaktadır.<sup>75, 76</sup>

RMCİS'ler klinikte; yapıştırıcı siman olarak, sürekli dişlerde Sınıf 3 ve 5 restorasyonlarda, süt dişlerindeki sınıf 1 restorasyonlarda ve yetişkinlerde yüksek çürük riski olan hastalarda sandviç tekniğiyle yapılan sınıf 2 restorasyonların altında ve erozyon-abrazyon lezyonlarında kullanılırlar.<sup>77</sup>

Geleneksel cam iyonomer simanlara benzer şekilde diş dokusuna kimyasal olarak bağlanmalarının yanında fiziksel bağlanmada gösterirler. Bunun yanında biyouyumluluklarının iyi olması, fluor salınımı yapmaları, neme karşı daha az hassas olmaları, daha az çözünürlük göstermeleri, kolay manipülasyonu, radyoopasitesinin iyi derecede olması ve daha pürüzsüz yüzey özelliklerine sahip olmaları gibi avantajlar



RMCİS'leri daha üstün kılmaktadır.<sup>78</sup> Literatürde bazı çalışmalarda RMCİS'lerin fluor salınımı ve geri alınımının, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla, aynı veya daha az olduğu bulunmuştur.<sup>79, 80</sup> Estetik özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlar ile hemen hemen aynı ancak restoratif rezin simanlardan daha kötüdür.<sup>81, 82</sup> Dezavantajları ise hidrasyon ve dehidrasyon görülebilmesi, polimerizasyon büzülmesi ve bunun sonucunda da mikrosızıntı oluşabilmesidir.<sup>83</sup>

### **2.1.2.3. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler - Hibrit CİS)**

1994 yılında McLean ve ark.<sup>37</sup> tarafından, cam iyonomer simanların fluor salınımı ile kompozit resinlerin işlenebilirlik ve estetik gibi olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacıyla geliştirilmiştir.

Poliasit modifiye kompozit resinler, ilk kez Dyract (Dentsply/DeTrey, Konstant, Almanya) adı altında piyasaya sunulmuştur. Günümüzde bu materyaller kompozit ve cam iyonomer kelimelerinin kısaltılmasıyla türetilen "kompomer" olarak da bilinmektedir ve bu iki materyalin özelliklerini yapısında birleştirmiştir.<sup>84</sup>

Poliasit modifiye kompozit resinler UDMA (Üretan dimetakrilat), HEMA, bütan tetra karboksilik asit ve asit monomerden oluşur. Bu maddelere ek olarak yapısında fluor salınımından sorumlu stronsiyum alüminyum fluorosilikat cam tozları, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler bulunur.<sup>85</sup>

Kompomerlerin sertleşmesi, resinin fotopolimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Işık uygulamasından sonra, monomerler arasında çapraz bağlar oluşmakta ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu oluşmaktadır. Sertleşen materyalin ağız sıvıları ve nem ile temas etmesi sonucu, materyalin içine su emiliminin başladığı, haftalarca devam eden su emilimi sonucu hidrojen iyonlarının salınarak cam partikülleri ile reaksiyona girdiği bildirilmiştir.<sup>20, 86</sup> Böylece asit-baz reaksiyonu ve fluor iyonu serbestleme başlamaktadır. Kompomerlerde tuz matriks ve hidrojel oluşmadığı için, cam iyonomer simanın tersine

fluorür rezervuarı gibi davranmadıkları ve florid iyonu serbestlemesinin sınırlı olduğu bildirilmektedir.<sup>85-87</sup>

Poliasit modifiye kompozit rezinler klinikte; süt dişlerinin restorasyonunda, pit çürüklerinde, arayüz ya da kök çürüklerinde, çürüksüz/çürüklü servikal lezyonlarda, okluzal kavitelere ve küçük sınıf II restorasyonlarda kullanılırlar.<sup>85</sup>

Poliasit modifiye kompozit rezinler; kapsül veya şırınga şeklinde, ışıkla sertleşen, kendilerine özel rezin bonding ajanları ile birlikte kullanılan materyallerdir.<sup>88</sup> Poliasit modifiye kompozit rezinler kolay manipüle edilme, az da olsa florid salınımı yapma gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanı sıra biyouyumlu ve estetik olmalarına ek olarak restorasyonlarda kullanılmak için çeşitli renklere sahiptirler ve okluzal aşınmaları azdır.<sup>20</sup>

Estetik açıdan cam iyonomer simanlardan oldukça üstün olan kompomerler bunun yanı sıra diş sert dokularına bağlanabilmeleri için bir adeziv uygulaması gerektirdiklerinden temas ettikleri diş dokularına doğrudan florid salınımı yapamayabilirler.<sup>89</sup> Çürüksüz servikal lezyonlarda kullanımını kompozit rezinlere göre mekanik özelliklerinin daha düşük olması sınırlandırmaktadır. Işığın yeterince ulaşmadığı yerlerde sertleşme gerçekleşmez bu nedenle tabakalı kullanımı önerilir ve polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajları vardır.<sup>90</sup>

#### **2.1.2.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar**

Yüksek viskoziteli veya kondanse edilebilir olarak da adlandırılan cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve travmatik restoratif (ART) tedavi için geliştirilmiştir.<sup>91</sup>

Geleneksel cam iyonomer simanların erken dönemde neme karşı oluşan hassasiyetini azaltmak, aşınma direncini ve yüzey sertliğini arttırmak, yoğun çiğneme kuvvetlerinin geldiği alanlarda daha iyi bir direnç göstermesini sağlayabilmek için simanın toz:likit oranında ve partikül boyutlarında modifikasyonlar yapılarak yüksek

viskoziteli cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir.<sup>92</sup> Geleneksel cam iyonomer simanlarda toz:likit oranı 3:1 veya 4:1 iken yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda ise bu oran 6:1 veya 7:1'dir ve bu oranlar da mekanik özelliklerinin daha üstün olmasını açıklamaktadır.<sup>93</sup>

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlara benzer şekilde asit-baz reaksiyonuyla gerçekleşen bu simanların cam iyonomer simanlardan farklı olarak erken dönemde suyla temasının bu materyalin fiziksel özelliklerini etkileyecek herhangi bir olumsuz etkisi bulunmamaktadır. Bunun nedeni sertleşme reaksiyonunun hızlı tamamlanmasıdır.<sup>94</sup>

YVCİS endikasyonları; özellikle yüksek çürük risk grubundaki bireylerde fissür örtücü olarak, ayrıca kaide materyali, geçici restoratif materyal, stresin olmadığı bölgelerde kalıcı restorasyon materyali olarak, atravmatik restoratif tedavide (ART), kooperasyon problemi olan çocuklarda restorasyon materyali olarak, Sınıf I, II, III ve V kaviteilerin restorasyonlarında kullanılmaktadır.<sup>95-97</sup>

YVCİS' in geliştirilen özellikleri arasında tüm cam iyonomer simanlarda ortak olan iyon alışverişi ve diş sert dokularına bağlanmanın yanı sıra sertleşme süresinin kısalması, yüzey sertliğinin artması ve çözünürlüklerinin azalması, gerilme ve basma dayanımının artması avantajlarındandır.<sup>51</sup> YVCİS'lerde fluor salınımının geleneksel cam iyonomer simanlara benzer olduğu bildirilmiştir. YVCİS'lerin avantajları arasında; tabakalama yapmadan kaviteye yerleştirilebilmesi, biyooyumlu olmaları, abrazyona karşı dirençlerinin yüksek olması, fleksural, çekme ve gerilme direnç değerlerinin yüksek olması, ilave seansa gerek olmadan tek seansta polisaj yapılabilmesi, nemli ve kuru ortamlara karşı hassas olmamaları sayılabilir.<sup>62, 98</sup>

YVCİS'lerin dezavantajları; çalışma zamanının kısa olması, dehidratasyon fazla oranda olursa mikroçatlaklar oluşabilmesi, yoğun okluzal kuvvetlerin bulunduğu bölgede ara yüz bölgesini içeren restorasyonlarda fraktür riskinin bulunmasıdır.<sup>62</sup>

#### **2.1.2.5. Metal Takviyeli Cam İyonomer Simanlar**

Literatürdeki çalışmalarda cam iyonomer simanların toz kısmının içeriğine dayanıklılığı artırmak için titanyum dioksit, alüminyum, paslanmaz çelik, krom, nikel alüminyum, altın, gümüş gibi metal tozları ilave edilmiştir. 1983 yılında Simmons'ın önerisi üzerine küresel amalgam tozu cam iyonomer simanlara katılmış ve Miracle Mix (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ürünü piyasaya çıkarılmıştır.<sup>99</sup> Bunun sonrasında element halindeki gümüş de yüksek ısıda cam tozu ile birlikte eritilerek siman yapısına katılmıştır (Ketac-Silver, 3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD).<sup>100</sup> Amaç; cam tozları ile metal doldurucular arasındaki bağlantı sayesinde aşınmaya daha dirençli, daha sağlam bir materyal elde etmektir.<sup>101</sup> Bu aşamalarla üretilen yeni simanda metal kısmın mekanik baskıyı absorbe ederek simanın kırılma direncini azalttığı bildirilmiş, fakat yapılan ileri çalışmalarda abrazyon ve kırılma direncine dayanıklılığı teyit edilememiştir.<sup>102, 103</sup> Sermet yani metal takviyeli cam iyonomer simanlardaki fluor salınımının da geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Metal takviyeli cam iyonomer simanlar, yapısındaki titanyum oksit ve gümüş partiküller ile radyoopasitesi artırılmış simanlar olsalar da gümüş sermet simanlardaki serbest gümüş partiküllerinin diş dokusunda renklenmeye sebep olması ve inorganik olan bu renklenmeden dolayı beyazlatma işlemine cevap vermemesi gibi dezavantajlara sahiptir.<sup>101</sup> Bu durum da estetiğin ön planda olduğu bölgelerde materyalin kullanımını kısıtlamaktadır.<sup>12</sup> Ayrıca gerilimin yoğun olduğu bölgelerde kor materyali olarak kullanıldığında başarısızlığa sebep olmaktadır<sup>101</sup>.

Metal takviyeli cam iyonomer simanlar klinikte süt dişlerinde ve sürekli restorasyon materyali olarak tünel kavitelelerinde de kullanılabilirler.<sup>104, 105</sup>

Ancak yukarıda bahsedilen dezavantajları nedeniyle cam iyonomer sermet simanlar sadece belirli endikasyonlarda (örneğin stresin olmadığı bölgelerdeki Sınıf I kaviteleler) amalgam restorasyonların yerine kullanılmış ve 1990'lı yıllarda diş rengindeki RMCİS'lerin popüler olmasıyla kullanımları oldukça azalmıştır.<sup>69, 106</sup>

#### **2.1.2.6. Giomerler**

Giomer, aktif cam iyonomer partikülleri (PRG) içeren, ışıkla sertleşen ve fluor salabilen diş renginde restoratif bir materyal olarak piyasaya sunulmuştur. PRG (pre-reacted glass ionomer) partikülleri, fluoroaluminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda gerçekleşen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşurlar. “Giomer” ismi, “Glass ionomer + polimer” kelimelerinden türetilmiştir.<sup>107</sup> PRG partiküllerinin iki farklı formu bulunmaktadır bunlar; yüzey aktif (S-PRG) ve tüm partikül aktif (F-PRG) formlarıdır. İlk giomer restoratif materyali Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya), S-PRG teknolojisi ile üretilmiş diş renginde rezin esaslı materyaldir.<sup>108</sup>

Giomerlerde cam iyonomer simanlarda olan hidrojel fazı geçişi görülmemektedir. Giomer, çapraz bağlı polimer matrislerine sahip bir ürün olduğundan, malzemenin basma dayanımı ve tokluğu, cam iyonomerlerde asit-baz reaksiyonunun oluşturduğu jel ağından daha yüksek görünmektedir. Giomer, rezin bazlı PRG içeren materyal olduğundan, basma dayanımının diğer rezin bazlı materyallerle karşılaştırılabilir olması beklenir.<sup>109</sup> PRG partikülleri giomerlerin yapısında olup fluor salımından sorumludurlar.<sup>108, 110</sup>

Giomerler klinikte; sınıf III, IV ve V kavitelelerde, anterior ve posterior dişlerde, süt diş restorasyonlarında, kaide olarak, fissür örtücü olarak, andırkatların giderilmesinde, veneer ve postlarda, servikal erozyon ve kök çürüklerinin restorasyonunda kullanılır.<sup>111</sup>

Yapısındaki rezin sayesinde elde edilen cilalanabilirlik ve estetik özellikler ile PRG'lerin sağladığı fluor salınımı ve geri alımı yapabilme, klinik kullanımda giomerlere avantaj sağlamaktadır.<sup>107</sup>

Giomerler, kompozit rezin ve kompomerler gibi ışıkla sertleşmekte ve diş sert dokusuna adezyon için bir bağlayıcı sisteme gereksinim duymaktadır.<sup>110</sup> Fluor salınımı ve reşarj özelliklerinin geleneksel cam iyonomer siman ve RMCİS'lerden düşük, kompomerlerden yüksek olduğu bildirilmiştir.<sup>112</sup>

### **2.1.2.7. Nano-İyonomerler (Nano Özellikli RMCİS)**

Nanoteknolojinin kompozit rezinlere uygulanması, dental materyaller alanındaki en önemli gelişmelerden birisi olmuştur. Geleneksel cam iyonomer siman ve RMCİS'lerin yanısıra, nano dolduruculu RMCİS'ler (nano-iyonomerler) son zamanlarda klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır.<sup>113</sup> Cam iyonomer simanlardaki cam partikül boyutu ortalama 10-20 µm arasındadır. Cam iyonomer simanların toz kısmına çok daha küçük boyuttaki nano partiküller ilave edildiğinde daha geniş partikül dağılımı sağlamaları ve cam partikülleri arasındaki boşlukları doldurmaları ile güçlendirici materyal etkisi görülmektedir.<sup>114</sup> Nano-iyonomerler, adeziv uygulanmış kavite duvarlarına iyi adaptasyonları, düşük büzülme göstermeleri ve mekanik dayanıklılıklarının artmasıyla karakterizedir. Bu kapsamda, bu materyallerin uzun dönem klinik performanslarının da daha iyi olduğu bildirilmektedir.<sup>115</sup>

Nano-iyonomer yapısı akrilik ve itakonik asit kopolimerlerinin floroaluminosilikat cam partikülleri ve su ile gerçekleştirdiği cam iyonomer siman reaksiyonuna dayanır. Nano-iyonomer yapısında ayrıca, Bis-GMA (Bisfenol a glisidil dimetakrilat), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat), PEGDMA (Polietilen glikol dimetakrilat) ve HEMA gibi çeşitli rezin monomerler yer alır. Nano-iyonomerlerin doldurucu içeriklerinin ağırlıkça %69'unu nano doldurucuların oluşturması bu

materyalleri diğer cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli özelliktir.<sup>116</sup> Sertleşme reaksiyonu RMCİS'lere benzemektedir. Nano-iyonomerlerin birincil sertleşmesi ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Diş sert dokularına bağlanmaları cam iyonomer simanlar gibidir. Kalsiyum-polikarboksilat formasyonu net bir şekilde görülmekte ve bu kimyasal bağlanma materyalin uzun dönemli olumlu sonuçlar vermesi için temel faktördür.<sup>117</sup>

Ketac N100 (3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD), ışıkla sertleşen, nano-teknoloji ile üretilmiş ilk pasta-pasta nano-iyonmer restoratif cam iyonmer siman materyalidir. Üretici firma Ketac N100 materyalinin iyi fluor salınımı yaptığını ve fluor reşarjının olduğunu belirtmektedir.<sup>118</sup>

#### **2.1.2.8. Cam Karbomer®**

Literatürde bir cam iyonmer siman olmasına rağmen, GCP Dental firması tarafından Hollanda'da üretilen bu restoratif materyal için cam karbomer ismi kabul görmüştür<sup>119, 120</sup>. Cam karbomerler de RMCİS'ler gibi geleneksel cam iyonmer simanlardan modifiye edilerek üretilmiştir. Cam karbomerler, cam iyonmer simanın olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak için biyometik çalışmalar sonucu geliştirilmişlerdir.<sup>10</sup> Nanopartikül teknolojisi ile eklenen partiküller ile mine benzeri yapı oluşturmak amaçlanmıştır. Bu partiküller ile çözünürlük azalırken, baskı direnci ve bükülme kuvveti ise yükselmiştir.<sup>120</sup> Fakat içeriğine ilave edilen yüksek orandaki cam partikülleri ve fluorapatit kristalleri, sertleşme reaksiyonu sonunda simanın fazlasıyla kırılğan bir yapıya sahip olmasına neden olmuştur. Bu kırılğan yapıyı ortadan kaldırmak için toz kısma silikon yağı eklenmiştir.<sup>121</sup>

Cam karbomerler, cam iyonmer siman birleşiminde bulunan maddeleri içermese de aköz polimerik asit ve temel cam partikülleri arasında gerçekleşen asit-baz reaksiyonuyla sertleşmektedir. Cam karbomerlerde likit kısım poliakrilik asittir.

Sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküller ile poliakrilik asit ve fluorapatit ile poliakrilik asit arasında olmak üzere iki paralel reaksiyon gerçekleşir. Materyal karıştırılır karıştırılmaz yavaş başlayan sertleşme reaksiyonu, ışık kaynağının uygulanmasıyla hızlandırılır. Işık kaynaklarının kullanılmasının amacı fotopolimerizasyona katkı sağlamak değil, ışık kaynağının ısı vermesidir. Artan ısı ile simanın sertleşmesi gerçekleşir. Cam karbomerlerin sertleşme reaksiyonu, geleneksel cam iyonomer simanlardan farklı olarak 20 saniye süreyle termal ışık uygulanması ile hızlanmaktadır.<sup>10</sup> Cam karbomerler; rezin, monomer, metal ve Bisfenol-A içermez.<sup>122</sup>

Klinik uygulama alanları cam iyonomer simanlara benzer olup; süt ve sürekli dişlerdeki sınıf I ve sınıf II kavitelere restorasyon materyali olarak, sınıf V kavitelere, kuron/köprü restorasyonlarının tamirinde ve simantasyonunda, fissür örtücü olarak kullanılmaktadır.<sup>123</sup>

Cam karbomerlerin içeriğine nanopartiküllerin ilave edilmesi ile materyalin mekanik özellikleri gelişmektedir. Geleneksel cam iyonomer siman ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma zamanına sahiptir, daha hızlı sertleşir, translusentliği daha iyidir ve estetik açıdan daha üstündür, aşınma direnci ve kırılma direnci daha fazladır. Fluor salınımı ve reşarj özellikleri vardır. Cam karbomer simanlar, ağızda remineralizasyonu sağlamak için üretilmiş materyallerdir. İçeriğindeki kalsiyum fluoroapatit nanokristalleri, remineralizasyon için temel yapıyı sağlar ve fluoroapatit oluşumunu başlatır.<sup>124</sup>

#### **2.1.2.9. Zirkonya Takviyeli Cam İyonomer Simanlar (Zirconomer®)**

Yeni bir cam iyonomer siman türü olan Zirconomer (Zirkonya takviyeli cam iyonomer siman, Zirconomer, Shofu Inc., Kyoto, Japonya), daha önceden kullanılan diş rengindeki restoratif materyallerin dezavantajlarının üstesinden gelmek için hem uluslararası cam iyonomer siman standartlarına hem de amalgam standartlarına uyumlu



şekilde üretilmiştir. Tozu zirkonyum oksit ve cam tozları, likiti ise tartarik asit (%1-10), poliakrilik asit (%20-50) ve deiyonize sudan oluşmaktadır. Zirconomer içeriğinde, %96,5 - 98,5 arasında en çok bulunan bileşen zirkonyum oksitdir.<sup>125</sup> Bu simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşirler. 1990'ların başında zirkonya, endodontik post olarak diş hekimliğinde popüler olmuştur.<sup>126</sup> Sonrasında implant abutmentler,<sup>127</sup> yoğun okluzal kuvvetlerin geldiği posterior bölgedeki kuronlar ve sabit parsiyel protezler<sup>128</sup> için kullanılmıştır.

Zirkonya tozları farklı partikül boyutlarına ya da itriyum oksit alümina gibi farklı katkı maddelerine sahiptir. Bu materyaller yüksek konsantrasyonlarda ya da tüm materyalin içinde homojen olarak dağılmış şekilde bulunmalıdır.<sup>129</sup> Partikül boyutunun çeşitliliği, elde edilen poroziteyi ve bunun yanı sıra materyalin translüsentliğini etkilemektedir. Zirconomerin cam bileşeni optimum partikül büyüklüğü ve özelliklerini sağlamak için kontrollü mikronizasyona tabi tutulur.<sup>125</sup> Transformasyon sertleşmesi olarak da adlandırılan zirkonyaya özel karakteristik özelliklerin edinilmesinde partikül boyutunun etkisi vardır. Transformasyon sertleşmesi; stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçme özelliği sayesinde zirkonyaya ait benzersiz bir özelliktir. Zirkonya, tetragonal faz durumunda çevresel koşullar altında yarı kararlı durumdadır yani teorik olarak kararsızdır. Bu durumda lokalize yüksek stres varlığında monoklinik faza geçerek, kırık oluşumunun etrafını %4'lük hacimsel artışla kapatır ve baskı kuvvetleri oluşturur. Transformasyon sayesinde lokal stres yoğunluğu azalmış olur, çatlakların ilerlemesi durur.<sup>130</sup> Ayrıca bu dönüşüm materyale daha yüksek güç, tokluk, yüksek sertlik ve korozyona direnç verir. Böylece, homojen bir şekilde cam bileşenin içine dahil edildiğinde malzemeyi daha da güçlendirir, kalıcı dayanıklılık ve okluzal yüke yüksek tolerans göstermesini sağlar.<sup>125</sup> Bu nedenle, bu biyomateryal yüksek dayanıklılık ve sürekli fluorür koruması amacıyla diş hekimliğinde popüler olarak kullanılan amalgam

ve geleneksel cam iyonomer simanın yararlı özelliklerini birleştirmeyi amaçlamaktadır.<sup>131</sup>

Zirconomer Improved<sup>®</sup>, güvenilir, dayanıklı, self adeziv ve diş renginde zirkonya takviyeli posterior bulk fill restoratif materyaldir. Zirconomer materyalinin opak renginden dolayı oluşan dezavantajı ortadan kaldırıp daha estetik olması amacıyla Zirconomer Improved geliştirilmiştir. Bu materyalin içeriğindeki nano boyutlu zirkonya doldurucular yüksek derecede translüsentlik ve üstün kullanım özelliği sağlar.<sup>132</sup> Polialkenoik asit ve cam bileşenler, üstün mekanik özellikleri sağlamak ve kullanım özelliklerini arttırmak için bu yüksek güçlü cam iyonomer simanın içeriğinde işlenmiştir.<sup>133</sup> Ayrıca bu simanlar iyi marjinal adaptasyon, aşınma ve erozyona karşı direnç, dişle uyumlu termal genişleme ve cıva tehlikesi olmadan amalgam restorasyonlar gibi dayanıklılığa sahip olduğu üretici firma tarafından iddia edilmektedir.<sup>134</sup> Bunun yanı sıra bir materyalin başarısı, ağız ortamındaki uzun ömrü ve biyouyumluluğu ile değerlendirilmelidir. Bu kapsamda bu materyalin de özelliklerinin tam olarak bilinmesi için daha ileri çalışmalar gereklidir.<sup>132</sup>

Zirconomer Improved klinikte, Sınıf I ve II kaviterlerde, pediatrik ve geriatric restorasyonlarda, sandviç restorasyonlarında kaide olarak, amalgamla restore edilmiş dişlerin tamirinde, radyoopaklığın öncelikle gereklilik olduğu tüm kaviterlerde, kor yapımında özellikle tam seramik restorasyonlarda, kron marjinlerinin tamirinde, tüberküllerin uzun süreli geçici restorasyonlarında ve ART tekniğinde kullanılır.<sup>134</sup>

#### **2.1.2.10. Seramik Takviyeli Cam İyonomer Simanlar (Amalgomer CR<sup>®</sup>)**

Yeni bir cam iyonomer siman türü olan Amalgomer CR<sup>®</sup> (Seramik takviyeli cam iyonomer siman, Advanced Healthcare Ltd. Tonbridge, İngiltere) yalnızca uluslararası cam iyonomer siman standartlarına değil, aynı zamanda amalgam standartlarıyla da uyumlu seramik takviyeli cam iyonomer simandır.<sup>135</sup> Seramik aynı zamanda mükemmel

aşınma ve erozyon direnci sağlamada yardımcı olur ayrıca radyopaklığın ve simandaki tüm yuvarlak dayanımın artmasına da yardımcı olur.<sup>136</sup>

Toz bileşeni fluoro-alüminosilikat cam, poliakrilik asit tozu, tartarik asit tozu ve seramik takviye edici tozdan oluşur. Likiti ise poliakrilik asit ve distile sudan oluşur.<sup>137</sup> Seramikle güçlendirilmiş cam iyonomer siman olan Amalomer CR, nano boyutlu zirkonya partikülleri içerir. Zirkonya, bu simanların içeriğindeki tek bileşen olmasa da büyük kısmını oluşturur<sup>138</sup>. Diş rengindeki bu materyal, üretici tarafından metalik bir restoratif materyalin yüksek dayanımını, cam iyonomer simanların estetik ve diğer avantajlarını birleştirmek için üretilmiştir.<sup>137</sup> Amalomer CR cam iyonomer simanların fluorür salınımı yapmaları, biyouyumlulukları, asit-baz reaksiyonuyla sertleşmeleri, diş kimyasal bağlanmaları ve üstün estetik özelliklere sahip olmaları gibi özelliklere sahip olmasının yanı sıra seramikle güçlendirilmiş yapısı sayesinde amalgam dayanımına benzer dayanım sağlayan bir materyaldir.<sup>139</sup>

Amalomer CR klinikte, Sınıf I ve II kaviterlerde, amalgamla restore edilmiş dişlerin tamirinde, radyopaklığın öncelikle gereklilik olduğu tüm kaviterlerde, kor yapımında, overdenture protezlerde kök yüzeyinin üzerinde, tüberküllerin uzun süreli geçici restorasyonlarında, kron marjinlerinin tamirinde, amalgam ya da posterior bölgedeki kompozit rezin restorasyonların altında kaide olarak ve ART tekniğinde kullanılır.<sup>140</sup>

#### **2.1.2.11. Kompozit Rezinler**

Kompozit rezinler, ilk olarak 1960'lı yılların ilk zamanlarında üretilmiş, akrilik ve silikat materyallere göre daha üstün mekanik özellikler taşıyan, termal genleşme katsayıları daha düşük, uygulama sırasında daha az boyutsal değişikliğe uğrayan, aşınmaya dirençli, klinik performansları iyileştirilmekte olan materyaller olarak piyasaya sürülmüştür. Öncül kompozitler kimyasal olarak polimerize olurken, bir sonraki nesil

kompozitler ultraviyole (UV) ışıkla aktive olmaktadır. Daha sonra, bu materyallerin yerini görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler almıştır.<sup>141</sup> Kompozit terimi kimyasal olarak birbirinden farklı, birbiri içerisinde çözünmeyen ve en az iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanmaktadır.<sup>142</sup>

#### **2.1.2.11.1. Kompozit Resinlerin Yapısı**

Kompozit rezin üç temel yapıdan oluşmaktadır. Bunlar; organik polimer matriks, inorganik doldurucu parçacıklar, silan coupling ajandır. Bunlara ilave olarak polimerizasyon başlatıcı sistemler de kompozit rezinin önemli yapı taşları arasında yer alır.<sup>141</sup>

**Organik matriks fazı;** kompozit rezinlerde, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA, etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi dimetakrilatlar kullanılmaktadır. BIS-GMA monomerlerinin içerisinde bulunan hidroksil grupları viskoziteyi arttırmaktadır. Hedeflenen mekanik özelliklere yüksek viskozite nedeniyle ulaşamaz. Bu nedenle viskozitenin azaltılması amacıyla kompozit rezinlere TEGDMA gibi seyreltici monomerler ilave edilmiştir.<sup>143, 144</sup> Böylece dimetakrilat monomer zincirleri arasında geniş çapraz bağlar oluşur ve çözücülere karşı dirençli bir yapı elde edilir. Ancak TEGDMA gibi düşük molekül ağırlıklı dimetakrilatların ilave edilmesinin, kompozit rezinlerin polimerizasyon bütülmesini ve su emilimini artırdığı bildirilmiştir.<sup>20, 77, 86, 87, 144, 145</sup>

**İnorganik faz:** Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), lityum aluminyum silikat, borosilikat cam, çinko ve yitrium cam, baryum, stronsiyum, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu partiküller kompozit rezinlere bazı özellikler kazandırır. Stronsiyum, yitrium, baryum ve çinko rezine radyoopasite sağlar.<sup>143</sup> Silika partikülleri karışımın metalik niteliklerini güçlendirir ışığı geçirir ve yayar.<sup>20, 87</sup> Böylece kompozit rezine mineye benzer

şekilde yarı şeffaf bir görüntü sağlar. Saf silika, kristalin ve non kristalin olmak üzere farklı formlarda bulunur. Kristalin formları sertlik sağlar ancak kompozit rezinin bitirme ve polisaj aşamalarını zorlaştırır. Bundan dolayı kompozit rezinler günümüzde silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir.<sup>86, 88, 144, 145</sup>

**Bağlayıcı faz:** Bu yapı kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin güçlenmesini, organik ve inorganik fazlar arası adeziv bağlanmayı ve kimyasal yapının devamlılığını sağlar.<sup>77</sup> Bağlayıcı faz, silikon ve metan kelimelerinin birleşimiyle isimlendirilen ve organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır.<sup>77, 87</sup> Günümüzde üretilen kompozit rezinlerde silika partikülleri, silan bağlanma ajanlarıyla kaplanır. Organosilan bileşikler ile elde edilen bu bağlantı silanizasyon olarak da tanımlanabilir. Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur. Uçlarından biri hidroksil grupları ile inorganik partiküllere bağlanarak, diğer uçları ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturup rezin matrisine bağlanarak birleştirici görev yaparlar.<sup>143, 146</sup> Bu şekilde organik ve inorganik moleküller birbirine bağlanarak suya dirençli bir rezin elde edilmiş olur.<sup>78</sup>

Başlatıcı sistemlerin görevi ise polimerizasyonu sağlayarak kompozit rezini sertleşmiş bir kütle haline getirmektir. Polimerizasyon reaksiyonu; ışık aktivasyonu (photo-cure, kamforokinon ile), kimyasal aktivasyon (chemical-cure, benzoil peroksit ile) ve hem ışık hem kimyasal aktivasyon (dual-cure, benzoil peroksit ve kamforokinon ile) olabilmektedir.<sup>72, 147</sup> Bunların dışında aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, UV stabilizatörler ve pigmentler kompozit rezinin yapısında yer alır.<sup>148</sup>

#### **2.1.2.11.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflaması**

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, partiküllerin ağırlıkça ya da hacimce yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler.<sup>20, 77, 88</sup>

### 2.1.2.11.2.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sınıflamasında en sık partikül büyüklüğüne göre olan sınıflama kullanılır. Mekanik özellik ve estetik açıdan en iyi materyali geliştirmek için partikül boyutlarında ve dağılımında değişiklikler yapılmıştır.<sup>88</sup>

- a) Megafil Kompozit Rezinler (50-100  $\mu\text{m}$ ) - %70-80
- b) Makrofil Kompozit Rezinler (10-100  $\mu\text{m}$ ) - %70-80
- c) Midifil Kompozit Rezinler (1-10  $\mu\text{m}$ ) - %70-80
- d) Minifil Kompozit Rezinler (0,1-1  $\mu\text{m}$ ) - %75-85
- e) Mikrofil Kompozit Rezinler (0,01-0,1  $\mu\text{m}$ ) - %35-60
- f) Hibrit Kompozit Rezinler (0,04-1  $\mu\text{m}$ ) - %75-80
- g) Nanofil Kompozit Rezinler (0,005-0,01  $\mu\text{m}$ ) - %80-90<sup>149</sup>

Makrofil ve midifil kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinler olarak da adlandırılmışlardır.<sup>20</sup> Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinden oluşan kompozit rezinlere ise, hibrit kompozit rezinler adı verilmektedir. Bunların partikül büyüklüğü makro partiküllü rezinlerden daha küçük, partikül miktarı ise mikro partiküllü rezinlerden daha fazladır. “Hibrit kompozit rezinler”in adlandırılmasında hacimce yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılır. Hibrit kompozit rezinlerde doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işleme tabi tutulmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bundan dolayı, bu tür kompozitlere homojen kompozit rezinler adı da verilmektedir.<sup>20, 72, 150-152</sup>

Hibrit kompozit rezinler, mekanik ve fiziksel özellikleri ile makrofil ve minifil kompozit rezinlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikro partiküllü kompozit rezinlere benzemektedirler. Estetik açıdan önemli olan anterior bölgede ayrıca yoğun okluzal yüke maruz kalan bulunan posterior bölgelerde de yaygın biçimde kullanılmaktadırlar.<sup>88, 144, 145, 153</sup> Partikül büyüklükleri ortalama 1–3  $\mu\text{m}$  ve doldurucu oranları hacim olarak

%70–77 arasındadır. Farklı boyutlarda partikül içermesi nedeniyle, fiziksel özellikleri de iyileştirilmiştir.<sup>20, 77, 88</sup>

Hibrit kompozit rezinler, geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit olarak alt gruplara ayrılabilir<sup>88</sup>. Mikrohibrit kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğü ortalama 0,4–0,8 µm, doldurucu oranı hacim olarak %56–66 arasındadır. Mikrohibrit kompozit rezinler, iyi cilalanabilirlik, iyi fiziksel özellik ve yüksek aşınma direnci göstermektedir.<sup>154</sup> Yoğun okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olması ve yüzey pürüzsüzlüğü nedeniyle hem stres alan arka bölge restorasyonlarında hem de estetik ön bölge restorasyonlarında kullanılmaktadır. Geleneksel hibrit kompozit rezinlerden küçük boyutlarda farklı partiküller içermesi nedeniyle ayrılır.<sup>88, 155, 156</sup>

#### **2.1.2.11.2.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Resinler**

- a) Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler (iki komponentli sistemler)
- b) Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler
- c) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure kompozitler) olarak sınıflandırılabilir.<sup>157</sup>

#### **2.1.2.11.2.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre**

##### **Sınıflandırılması**

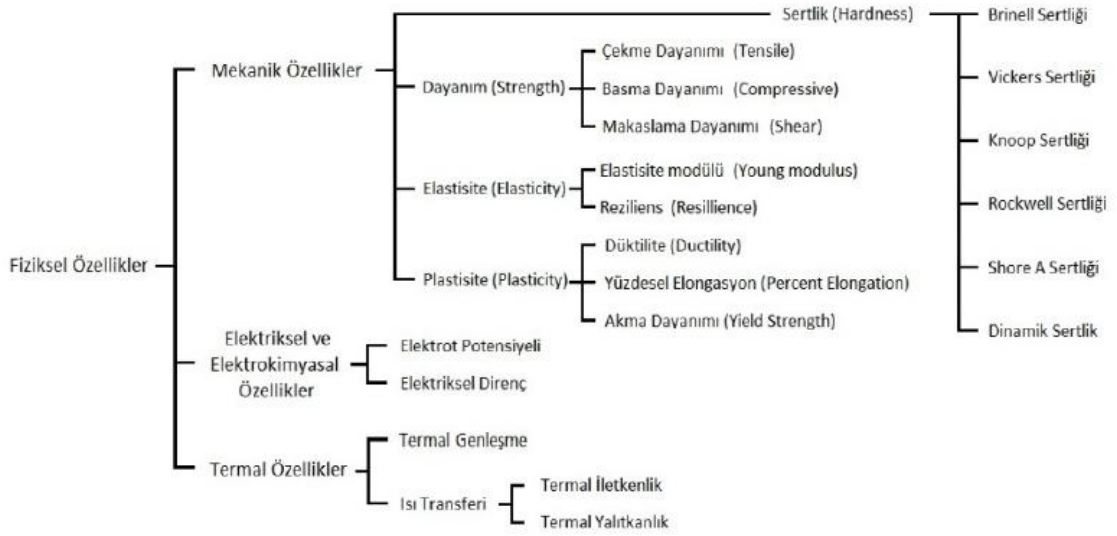
- a) Geleneksel kompozit rezinler
- b) Akıcı kompozit rezinler
- c) Kondanse edilebilir (packable, tepilebilir) kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir.<sup>62</sup>

#### **2.1.2.11.2.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Resinler**

- a) Homojen dolduruculu kompozit rezinler
- b) Hibrit dolduruculu kompozit rezinler
- c) Heterojen dolduruculu kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılabilir.<sup>72</sup>

## 2.2. Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar

Bir malzemenin fiziksel özelliği çevresindeki değişikliklere karşı verdiği yanıttır. Fiziksel özellikler; mekanik özellikler, termal özellikler, elektriksel ve elektrokimyasal özellikler olmak üzere üç grupta incelenir. Basma dayanımı mekanik özellikler kavramı içerisinde yer alır (Şekil 2.6).<sup>158</sup>



Şekil 2.6. Malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri<sup>158</sup>

### 2.2.1. Restoratif Materyallerde Basma Dayanımı

Materyaller kendilerini sıkıştırmaya yönelik bir dış kuvvet ile karşı karşıya kaldıklarında buna tepki olarak bir iç kuvvet uygularlar. Bu iç kuvvet yük gelmeye başladığı andan itibaren oluşmaktadır. Basma dayanımı materyalin mekanik olarak güvenilirliğinin ölçüldüğü, ayrıca klinisyen ve araştırmacıların restoratif materyalin öngörülen performansını değerlendirdiği yaygın olarak kullanılan bir testtir. Diş hekimliğinde bu test simanların, kompozit rezinlerin, amalgamların ve porselenlerin dayanıklılığını ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu testler hassas çalışmayı gerektirir

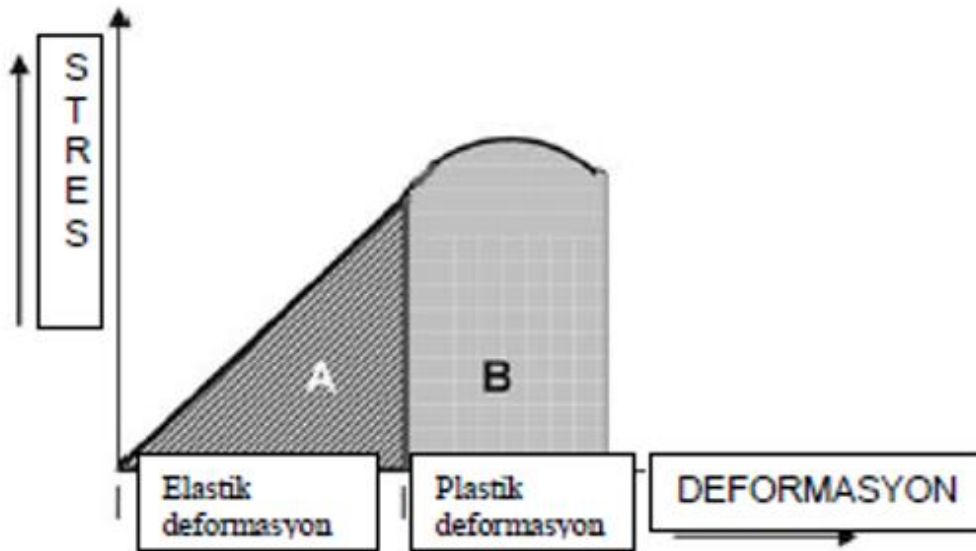


çünkü örnek ile test cihazı arasındaki yüzey düzgün olmadığı zaman lokalize stres alanları oluşmakta ve bu da güvenilirliği olumsuz olarak etkilemektedir.

Bir materyalin basma dayanımı, çiğneme kuvvetleri ile ilgili olarak akılda tutulması gereken önemli bir faktördür. Bu özellik restoratif bir materyalin hem fonksiyon hem de parafonksiyonlarında üretilen intraoral basma ve çekme kuvvetlerine karşı gösterdiği dirençtir. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılacak materyalin iyi bir basma dayanımı göstermesi beklenir.<sup>159</sup>

Bu test ile çiğneme sırasında doğal olarak uygulanan yük altında materyallerin değerlendirilmesini gerektirmektedir. Bu test baskıya maruz kaldığında daha düşük kırılma direnci ölçülen materyaller için daha uygundur. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı daha dirençli materyallere 'malleable' (dövülebilir) materyaller denir.<sup>160</sup>

Basma dayanımı testi ile basınç uygulanacak materyallerin ISO 9917-1'e göre silindirik olması gerekmektedir.<sup>161</sup> Basma dayanımı testi ile materyallerde meydana gelen elastik ve plastik deformasyon ise Şekil 2.7'de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. İşaretli alanlar materyalin elastikiyetini (A) ve dayanıklılığını (A+B) göstermektedir.

### 2.2.2. Restoratif Materyallerde Aşınma

Restoratif materyallerde aşınma, materyale ya da klinik faktörlere bağlı olan karmaşık bir olgudur. Aşınma, iki veya daha çok yüzeyin birbiriyle temasta iken hareket etmesi sonucunda oluşan yüzey kaybı veya alçalması olarak tanımlanır. Ayrıca, anatomik formun kaybolmasıyla da sonuçlanan madde kaybı olayıdır.<sup>17</sup> Aşınma miktarı malzemenin türüne, sürtünme koşullarına, sürtünen yüzeylerin biçimine ve çevrenin kimyasal etkilerine bağlıdır.<sup>162</sup> Aşınma direnci ise restoratif materyalin karşıt diş, başka bir restoratif materyal, gıda, diş fırçası veya kürdan gibi yabancı maddelerle teması sonucu gösterdiği yüzeysel aşınmaya karşı direncidir.<sup>18</sup>

Genelde bütün diş hekimliği materyallerinin ideal olabilmesi için aşınmaya karşı dirençli olması beklenir eğer dirençli olmazsa restorasyonun aşınması sonucu yüzeyden ağız ortamına salınan biyolojik aktif partiküller bir inflamatuvar cevaba neden olabilir. Bunun yanı sıra aşınma restorasyonda şekil değişikliklerine neden olarak anatomik fonksiyonu etkileyebilir. Diş sert dokusunda ve restoratif materyalde kayıp mekanik, patolojik ve psikolojik durumlara sebep olabilir.<sup>20, 163-165</sup>

Aşınma, fizyolojik ve/veya patolojik olarak meydana gelebilir. Fizyolojik aşınma, genel olarak yaşlanmayla olan ve hızlı ilerlemeyen, posterior dişlerde tüberkül tepelerinde, anterior dişlerde insizal yüzeylerde meydana gelen madde kayıplarıdır. Parafonksiyonel bozukluklar, çeşitli sağlık sorunları ve hijyenik problemler ile birlikte görülen aşınma ise patolojik aşınmadır.<sup>166</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerde dört tip temel aşınma tanımlanabilir: abraziv, adeziv, yorgunluğa bağlı ve koroziv aşınmadır.<sup>166</sup>

**Abraziv Aşınma:** En çok karşılaşılan aşınma tipidir. Abraziv aşınma iki yüzeyden birinin çok sert ve yüzeyin pürüzlü olduğu şartlarda oluşan bir aşınmadır ve böyle oluşan aşınma iki gövdeli aşınma olarak isimlendirilir. Aşırı sert aşınma ürünlerinin ve yabancı

parçacıkların daha yumuşak yüzeyi kazınması ve çizmesiyle de benzer davranış görülmektedir ve böyle oluşan aşınma da üç gövdeli aşınma olarak tanımlanır. Restoratif materyallerde ortaya çıkan abrazyon aşınma derecesi abrazyonun keskinlik, sertlik, büyüklük ve şekil gibi fiziksel karakteristik özelliklerinden etkilenir.<sup>167</sup>

**Adeziv Aşınma:** Adeziv aşınma, birbirine yapışan mikrobağlantı yüzeylerinin yük, hareket ve titreşim gibi sebeplerle birbirinden ayrılması ve bununla birlikte yüzeyden partiküllerin ayrılmasıyla karakterizedir.<sup>168</sup>

**Yorgunluk Aşınması:** Yüke maruz kalan yüzeylerde mikroçatlakların oluşması ve çoğalması ile yüzey altındaki deformasyona bağlı lateral yayılan çatlakların kırılması ve beraberinde yüzeyden partiküllerin ayrılması ile oluşan aşınmadır. Kompozit rezinlerde matriks ve mikrodoldurucular arasında bu aşınma görülür.<sup>166</sup>

**Koroziv Aşınma:** Yüzeyler arasındaki kimyasal reaksiyon sonucu bu aşınma görülür. Restoratif materyalin oksidatif reaksiyona girmesiyle yüzeyde bir oksit film tabakası oluşturması, yüzeye tutunan bu oksit film tabakasının zamanla yüzeyden ayrılması ve ayrılırken de yüzeyden madde kaybına neden olması ile karakterize aşınma tipidir.<sup>166, 168</sup>

Rezin esaslı restoratif materyallerde oluşan aşınma; rezin matriksin aşınması, rezin ile matriksin bağlantısının bozulması sebebiyle doldurucu partiküllerinin kaybedilmesi, ortaya çıkan doldurucu partiküllerinin de makaslama kuvvetleriyle yüzeyden ayrılması, çatlama ve sıkışmış hava kabarcıklarının açığa çıkması gibi mekanizmalarla açıklanabilir.<sup>77</sup>

İnorganik doldurucu partiküller, aşınmaya maruz kalan restoratif materyallerde organik matrikse göre daha kolay aşınmaktadır. İnorganik doldurucu partiküllerin; boyutlarının önemi kadar, organik matriks içindeki yüzde oranlarının da aşınmada önemli olduğu görülmektedir.<sup>169</sup> Doldurucu hacminin arttırılması aşınma direncini olumlu yönde

etkilemektedir ancak hacim açısından doldurucu miktarı sabit tutulduğunda, doldurucu boyutları küçültülerek aşınma direnci artırılabilir.<sup>170, 171</sup> Doldurucu hacmi yüksek ve partikül büyüklüğü küçük olan kompozit rezinlerde, aşınma miktarının oldukça az olduğu ortaya konmuştur.<sup>172</sup> Büyük ve sert partiküller matrikse önemli ölçüde stres iletirler. Bunun sonucunda ise mikro çatlaklara ve sonrasında madde kaybına neden olurlar. Partikül büyüklüğü, aşınma sırasında sürtünme katsayısını arttırmakta ve bunun sonucunda temas kuvveti de artmaktadır. Doldurucu partikül boyutu küçültülerek, bir birim hacimde bulunan partikül sayısı artırılabilir ve her partiküle gelen yük miktarı azaltılabilir.<sup>77</sup>

Sertlik özelliği bakımından mineye benzer doldurucu partiküllerin birleşmesi ile daha az aşınma oluşmaktadır. Yumuşak doldurucu partiküllerin çiğneme sırasında oluşan stresleri absorbe etme yeteneklerinin, sert partiküllere göre daha fazla olduğu ve matrikse de daha az stres ilettikleri belirtilmiştir.<sup>77</sup>

Polimerizasyon derecesi ve derinliği, materyalin mekanik özelliklerini ve aşındırıcı kuvvetlere karşı direncini arttırmaktadır.<sup>20, 173</sup> Polimerizasyon derinliğinde ise kullanılan materyalin tipi, ışık kaynağının kalitesi ve uygulanan metot etkilidir.<sup>174</sup>

Restoratif materyallerde internal porozite özellikle yüke maruz kalan bölgelerde aşınmayı arttırmaktadır. Matrikste streslerin yoğunlaşmasına ve mikroçatlakların oluşmasına neden olur. Materyalin içerisindeki boşluklar ve hava kabarcıkları uygulama ya da üretim aşamasında oluşabilir.<sup>77, 175</sup>

Cam iyonomer simanlardaki aşınma direncinin, materyalin içinde bulunan hava kabarcıklarının boyutuna ve miktarına, cam partiküllerin büyüklük ve şekillerine, cam partikül ile polimer matriks arasındaki bağlantıya bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir. Ayrıca tepkimeye girmeyen polimer matriksin, materyalin aşınma direncini düşürebileceği bildirilmiştir.<sup>176</sup> Cam iyonomer simanların aşınmaya direncinin, neme

hassasiyetinin, zayıf fiziksel özelliklerinin en aza indirilebilmesi için üreticinin önerdiği miktarda toz ve likit birbiriyle karıştırılmalıdır. Elde karıştırılan cam iyonmer simanlarda bu oran yeterince sağlanamayabilir. Bu yüzden en iyi fiziksel özellikleri elde etmek için cam iyonmer simanların otomatik karıştırıcıda karıştırılan kapsül formları geliştirilmiştir.<sup>177</sup>

### **2.2.2.1. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler**

Materyalin aşınmaya olan direnci, ağızda kullanılacak olan restoratif materyallerin seçiminde en önemli kriterlerden biridir. Dişlerin okluzal yüzeylerinin restore edilmesinde kullanılan materyaller oluşabilecek deformasyonlara ve aşınmalara karşı dayanıklı olmak zorundadırlar.<sup>178</sup> Restoratif materyallerdeki ve minedeki aşınma miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla da birçok çalışma yapılmıştır ve yapılmaya devam edilmektedir. Yapılan çalışmalar genel olarak iki başlık altında toplanabilir;<sup>179</sup>

- Klinik Çalışmalar
- Laboratuvar Çalışmaları

#### **2.2.2.1.1. Klinik Çalışmalar**

Aşınma oranlarını klinik olarak incelemek zaman alıcı olduğu gibi, pahalı ve ne yazık ki çok fazla değişken olması nedeniyle çok doğru sonuçlar vermeyen bir yöntemdir. Klinik çalışmalarda kullanılan yöntemler; klinik skorlama sistemleri ve replikasyon laboratuvar modelleri kullanılarak yapılan indirekt incelemelerdir.<sup>180</sup>

#### **2.2.2.1.2. Laboratuvar Çalışmaları**

Laboratuvar çalışmaları basit, ucuz ve zaman alıcı olmamaları yönüyle daha çok tercih edilmektedir.<sup>180, 181</sup> Laboratuvar çalışmaları, klinik deneme öncesi, geliştirilen materyalin fiziksel özelliklerinin analiz edilebilmesi için de önemlidir. Bu amaçla çiğneme sürecinde oluşan aşınmayı, ağız içindeki koşulları da taklit ederek hızlandırabilen simülatörler geliştirilmeye çalışılmıştır.<sup>182</sup>

Çiğneme periyodunu tamamıyla taklit etmeden, aşınmayı etkileyen ana faktörleri inceleyen test çeşitlerinin en basit örneği, yıllardır mühendislik alanında da kullanılmakta olan 'pin on plate (disk)' şeklindeki cihazlardır. Bu cihazlarda, test edilecek restoratif materyal pin şeklinde de plate şeklinde de hazırlanabilir. Pin olarak hazırlanan örnek, kayan plaka şeklindeki diğer yüzeye belli bir kuvvet altında temas ettirilir. Bazılarında üç yapılı aşınmayı taklit etmek için ortama ara madde olarak farklı çözeltiler de konulabilir. Bu cihazların sonrasında geliştirilen makinelerle dişlerin birbirleri üzerinde kaymaları da taklit edilebilmiştir.<sup>181</sup>

Bu cihazlar aşındırma işleminin yanı sıra sürtünme katsayılarını da ölçebilmektedir. Sürtünme katsayısının tespiti test sırasında elastik kolun gösterdiği deflection (yer değiştirme) ile ölçülmektedir. Sürtünme katsayısı; kayma hareketi esnasında iki yapının direncinin ölçümüdür, sürtünme kuvvetinin uygulanan yüke bölünmesi ile elde edilir ve birimsizdir. 1970'lerden beri sürtünme deneyleri, aşınma prosedürünün anlaşılması için önemli bir araç olmuştur ve sürtünme hakkında yapılan yeni metodların keşfi ile dental materyal araştırmalarında sürtünme testlerine olan ilgiyi arttırmıştır. Yüzey özelliklerinin anlaşılmasında sürtünme katsayısının belirlenmesi önemlidir.<sup>183</sup>

Çalışmalarda bireyler arasında ağız içinde farklı değişken durumlar söz konusu olduğu için, in-vitro aşınma cihazlarında yük, hareket sayısı, antagonist aşındırıcı malzeme, aşındırma süresi, hızı ya da aşındırma testleri sırasında ara madde kullanılıp kullanılmadığı gibi parametreler çalışmalarda farklılık gösterebilmektedir.<sup>184</sup>

Aşınma çalışmalarında genellikle, aşınma sonucu oluşan madde kaybı ölçülmektedir ancak yüzey değişimlerinin incelenmesi, gelecekte oluşabilecek madde kaybını öngörebilmek için daha yararlı bir yöntemdir.<sup>185, 186</sup> Hassas terazi ile aşınma öncesi ve sonrası ağırlık ölçümü yapılarak, oluşan madde kaybı belirlenebilir fakat

tümüyle güvenilir bir yöntem değildir. Bu yöntem yüzey değişimi hakkında bilgi vermez.<sup>186, 187</sup>

Aşınma sonrası materyal yüzeyindeki değişimi incelemek için görsel değerlendirme, taramalı elektron mikroskobu (SEM), profilometre, lazer aynasal yansıtma (laser specular reflectance) ya da Atomik Kuvvet Mikroskobu cihazları kullanılabilir. Restorasyonların yüzeyini inceleyerek, bitirme ve cila yöntemlerinin etkisini saptamada en çok kullanılan yöntemler ise görsel değerlendirme, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve profilometre cihazı analizleridir. Profilometre, SEM ve görsel değerlendirme, oldukça hassas yöntemlerdir. Ayrıca profilometre, aşınmayı ölçmek için sıklıkla kullanılan basit bir yöntemdir.<sup>62, 188-190</sup>

Laboratuvarlarda yapılan aşınma direnci ve basma dayanımı çalışmalarında, birçok farklı test cihazı ve ölçüm metodu kullanılmış olduğundan, çeşitli araştırmaların sonuçlarını direkt olarak birbirleri ile karşılaştırabilmek pek mümkün değildir. Her çalışmanın sonucunu kendi içinde değerlendirmek veya farklı araştırmaları karşılaştırırken, her çalışma içerisinde test edilmiş materyallerin basma dayanımı ya da aşınma oranlarının dizilimini dikkate almak, belki de en iyi yoldur. Restoratif materyallerin klinik davranışlarını laboratuvar verilerine dayanarak tahmin etmek de oldukça zordur. Bundan dolayı gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için laboratuvar deneylerindeki test ortamlarının, klinik koşulları mümkün olduğunca iyi taklit etmesi gerekmektedir.<sup>191</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiş (TDH-2019-7322), Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığının 16.04.2019 tarihli ve 37/2019 nolu etik kurul raporuyla onaylanmıştır.

Uygulamalar Atatürk Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü laboratuvarında ve Erzurum Teknik Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (YUTAM)'nde yapılmıştır. Çalışmada 7 farklı cam iyonomer siman ile 1 mikrohibrit kompozit rezin kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir. Çalışmada hazırlanan örneklerin basma dayanımları ve aşınma dirençleri araştırılmıştır.

**Tablo 3.1.** Kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri

Materyal	Üretici Firma	Tipi	İçerik	Lot Numarası
Ionofil U	VOCO, Cuxhaven, Almanya	Geleneksel Cam İyonomer Siman	<b>Toz:</b> Fluoro alümina silikat cam tozu, poliakrilik asit, tartarik asit <b>Likit:</b> Poliakrilik asit	1848422
Equia Forte	GC, Tokyo, Japonya	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman	<b>Toz:</b> Fluoro alümina silikat cam tozu, poliakrilikasit, demir oksit <b>Likit:</b> Polibazik karboksilik asit, su	180820A
Fuji II LC Capsule	GC, Tokyo, Japonya	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	<b>Toz:</b> Alümino-fluorosilikat cam <b>Likit:</b> Polibazik karboksilik asit, HEMA, UDMA, dimetakrilat, distile su	190204A
Dyract XP	Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya	Kompomer	UDMA, TEGDMA, dimetakrilat rezin, trimetakrilat rezin, karboksilik asitle modifiye dimetakrilat, kamforokinon, etil-4 benzoat, UV stabilizeri, stronsiyum-alumino-sodyum-fluoro-fosfor-silikat camı, stronsiyum florid, demir oksit ve titanyum oksit pigmentleri (Doldurucu miktarı ağırlıkça %73)	1808001107



**Tablo 3.1.** (Devamı)

<b>Materyal</b>	<b>Üretici Firma</b>	<b>Tipi</b>	<b>İçerik</b>	<b>Lot Numarası</b>
Beautiful II	Shofu, Kyoto, Japonya	Giomer	Alumino-fluoro-borosilikat camı, Bis-GMA, TEGDMA, pre-reacted cam iyonomer doldurucuları (Doldurucu miktarı ağırlıkça %83.3), kamforokinon, pigmentler ve diğerleri	041861
Amalgomer CR	Advanced Healthcare Ltd. Tonbridge, İngiltere	Amalgomer	<b>Toz:</b> Fluoro-aluminosilikat camı, poliakrilik asit tozu, tartarik asit tozu ve seramikle güçlendirilmiş toz ve zirkonyum oksit.  <b>Likit:</b> Poliakrilik asit ve distile su	061828-84
Zirconomer Improved	Shofu, Kyoto, Japonya	Zirconomer	<b>Toz:</b> Fluoro-aluminosilikat camı, zirkonyum oksit (%96.5- 98.5), pigmentler ve diğerleri  <b>Likit:</b> Poliakrilik asit ve tartarik asit	07183080
Filtek Z250	3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD	Mikrohibrit Kompozit	Ağırlıkça %75-85 zirkonya/silika doldurucu, Bis-EMA6, UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, Alüminyum oksid, foto-başlatıcılar ve stabilize edici	NA31513

### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Laboratuvar testlerimizi gerçekleştirirken, simanlara yönelik olarak hazırlanmış olan ISO standartları kullanıldı. Çalışmada hazırlanan numunelerin tümü üretici talimatlarına uygun şekilde karıştırılıp kalıplara yerleştirildi. Çalışmada basma dayanımı için her grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 80 örnek ve aşınma direnci için her grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 80 örnek hazırlandı. Tüm testler için toplam 160 örnek elde edildi.

Hazırlanan örneklerin tümü 1 mm cam üzerine selüloz asetat strip bant ve strip bandın üzerine de metal kalıplar yerleştirilerek elde edildi. Metal kalıpların iç kısımları örnekleri çıkarırken herhangi bir çatlak, kırılma olmaması için vazelinle kaplandı. Karıştırma işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen karışımlar kalıplara yerleştirildi. Materyallerin üzerine düz bir yüzey elde edilebilmesi ve hava kabarcığı kalmaması için selüloz asetat strip bant, bunun da üzerine 1 mm kalınlığında bir cam yerleştirildi.

Materyallerin üzerindeki fazlalıkların uzaklaştırılması için 0.50 kg ağırlığında standart yük uygulandı. Uygulama şekilleri ve kullanılan ağırlık Şekil 3.1 ve 3.2’de gösterilmiştir.



**Şekil 3.1.** 0.50 kg ağırlık uygulaması



**Şekil 3.2.** Örneklerin hazırlanması

Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U, VOCO, Cuxhaven, Almanya) örnekleri hazırlanırken üretici firmanın önerileri doğrultusunda, her karışım için 1 birim toza 1 birim likit kullanıldı. Toz kısmı likit kısmına katılarak karıştırma gerçekleştirilmiş olup, karıştırma süresi 1 dakikayı aşmamıştır. Geleneksel cam iyonomer siman materyalleri, kendiliğinden polimerize olup sertleşinceye kadar, kalıp içinde 10 dakika boyunca bekletildi. Ardından, örneklerin etrafındaki metal kalıplar dikkatli bir şekilde uzaklaştırılıp, örneklerin etrafındaki fazlalıklar temizlendi.

RMCİS (Fuji II LC Capsule, GC, Tokyo, Japonya) kapsül formunda kullanılmış olup, simanı içeren kapsül aktive edilmeden önce toza akışkanlık kazandırmak için hafifçe sallandı. Kapsülü aktive etmek için alt ucundaki çıkıntı gövdeye doğru bastırıldı. Kapsül, tabancaya (GC Capsule Applier, GC, Tokyo, Japonya) yerleştirilip, bir kez basılarak aktive edildi. Aktive edilmiş kapsül otomatik karıştırıcıda Şekil 3.3’de gösterilen (Roto Mix, 3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD) 10 sn süreyle karıştırıldı ve metal kalıplara 2 mm tabakalama yöntemiyle yerleştirildi. Her tabaka bir LED cihazı (Woodpecker LED-D Işık cihazı, GuilinWoodpecker Medikal Endüstri, Ltd, Guangxi,

Çin, 850-1000 mW/cm<sup>2</sup>) ile 20 sn polimerize edildi (Şekil 3.4). Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra her yüzeyden 20 sn daha polimerize edildi.

Kompomer materyali (Dyract XP, Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya), 2 mm'lik tabakalar halinde özel tabancası yardımıyla kalıba yerleştirildi. Her tabaka bir LED cihazı (Woodpecker LED-D Işık cihazı, GuilinWoodpecker Medikal Endüstri, Ltd, Guangxi, Çin, 850-1000 mW/cm<sup>2</sup>) ile 10 sn polimerize edildi. Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra her yüzeyden 10 sn daha polimerize edildi.

YVCİS (Equia Forte, GC, Tokyo, Japonya) kapsül formunda kullanılmış olup, simanı içeren kapsül aktive edilmeden önce toza akışkanlık kazandırmak için hafifçe sallandı. Kapsülü aktive etmek için alt ucundaki çıkıntı gövdeye doğru bastırıldı. Kapsül, tabancaya (GC Capsule Applier, GC, Tokyo, Japonya) yerleştirilip, bir kez basılarak aktive edildi. Aktive edilmiş kapsül otomatik karıştırıcıda (Roto Mix, 3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD) 10 sn süreyle karıştırılıp ve metal kalıplara yerleştirildi. Yerleştirilmesini takiben numunelerin sertleşmesinin tamamlanması için 10 dakika bekletildi ve sertleştikten sonra kalıplardan çıkartıldı.

Giomer materyali (Beautifil II, Shofu, Kyoto, Japonya), 2 mm'lik tabakalar halinde el aleti yardımıyla kalıba yerleştirildi. Her tabaka bir LED cihazı (Woodpecker LED-D Işık cihazı, GuilinWoodpecker Medikal Endüstri, Ltd, Guangxi, Çin, 850-1000 mW/cm<sup>2</sup>) ile 10 sn polimerize edildi. Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra her yüzeyden 10 sn daha polimerize edildi.

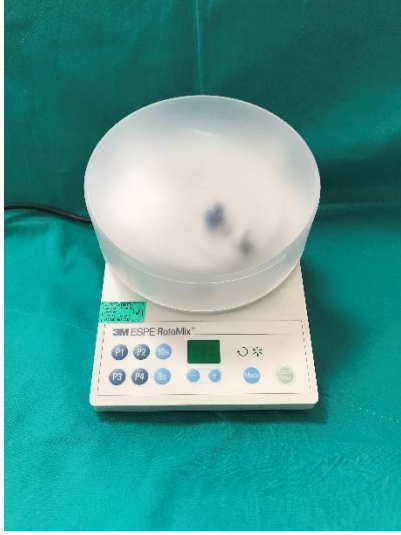
Zirconomer Improved (Zirconomer Improved, Shofu, Kyoto, Japonya) örnekleri hazırlanırken üretici firmanın önerileri doğrultusunda, her karışım için 2 birim toza 1 birim likit kullanıldı. Toz kısmı 2 eşit parçaya ayrılmış ve ilk porsiyon toz kısmı, tüm likit ile yaklaşık 5-10 sn karıştırılmıştır. Daha sonra kalan toz bu yapıya ilave edilerek 15–20 sn daha karıştırma işlemi devam ettirilmiş, karıştırma süresi 30 sn'yi aşmamıştır ve elde

edilen karışım tek tabaka halinde kalıba yerleştirilmiştir. Zirconomer Improved materyalleri kendiliğinden polimerize olup sertleşinceye kadar, kalıp içinde 10 dakika boyunca bekletildi. Ardından, örneklerin etrafındaki metal kalıplar dikkatli bir şekilde uzaklaştırılıp, fazlalıklar temizlendi.

Amalgomer CR (Amalgomer CR, Advanced Healthcare Ltd., Tonbridge, İngiltere) örnekleri hazırlanırken üretici firmanın önerileri doğrultusunda, her karışım için 2 birim toza 1 birim likit kullanıldı. Toz kısmı 2 eşit parçaya ayrılıp ilk porsiyon toz kısmı, tüm likit ile yaklaşık 5-10 sn karıştırıldı. Daha sonra kalan toz bu yapıya ilave edilerek 15-20 sn daha karıştırma işlemi devam ettirilmiş, karıştırma süresi 30 sn'yi aşmamıştır ve elde edilen karışım tek tabaka halinde kalıba yerleştirilmiştir. Amalgomer CR materyalleri, kendiliğinden polimerize olup sertleşinceye kadar, kalıp içinde 10 dakika boyunca bekletildi. Ardından, örneklerin etrafındaki metal kalıplar dikkatli bir şekilde uzaklaştırılıp, fazlalıklar temizlendi.

Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 Mikrohibrit Kompozit, 3M Espe, St. Paul, Minnesota, ABD ), 2 mm'lik tabakalar halinde el aleti yardımıyla kalıba yerleştirildi. Her tabaka bir LED cihazı (Woodpecker LED-D Işık cihazı, GuilinWoodpecker Medikal Endüstri, Ltd, Guangxi, Çin, 850-1000 mW/cm<sup>2</sup>) ile 20 sn polimerize edildi. Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra her yüzeyden 20 sn daha polimerize edildi.

Hazırlanan örnekler 24 saat süre ile 37 °C distile su içerisinde etüvde bekletildi. Etüvden çıkarılan örneklerin etraflarındaki fazlalıklar temizlendi. Elde edilen örneklerin alt ve üst yüzeyleri 600-grit, 1200-grit silikon karbid zımparalar ile su soğutması altında cilalandı. Ayrıca toz-likit formunda olmayan tüm materyallerin standardizasyonu için A2 renk tonu seçilmiştir.



**Şekil 3.3.** 3M Espe Roto Mix otomatik karıştırıcı cihazı



**Şekil 3.4.** Woodpecker LED-D Işık cihazı

### 3.2. Örneklerin Basma Dayanımlarının Ölçümü

Basma dayanımı için örnekler ISO 9917-1'e<sup>192</sup> göre, 4 mm çapında ve 6 mm yüksekliğinde silindir şeklinde metal kalıplarda hazırlandı. Kullanılan metal kalıplar Şekil 3.5'te görülmektedir. Örneklerin hazırlanması yukarıda anlatıldığı gibi yapıldı. Basma dayanımı için hazırlanan örnekler Şekil 3.6 - 3.13'de görülmektedir. Kalıplardan çıkarılan örneklerin boyutları dijital kumpas (Absolute Digimatic, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japonya) yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.14, 3.15). Toz ve likit formundaki gruplar için her bir örneğe 2 ölçü kullanıldı (2 kaşık toz ve 2 damla likit, Zirconomer Improved ve Amalgomer CR için ise 4 kaşık toz 2 damla likit). Işıkla polimerize olan örnekler 2 mm tabakalar halinde kalıplara yerleştirildi. Kimyasal olarak sertleşen gruplar ise tek tabaka halinde kalıplara yerleştirildi. Hazırlanan örnekler 24 saat süre ile 37 °C distile su içerisinde etüvde bekletildikten sonra basma dayanımları universal bir test cihazı (Shimadzu Autograph, AG-IS 5 kN, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3.16, 3.17). Örnekler universal test cihazının plakaları arasına yerleştirildi ve örneklerin uzun aksına gelecek şekilde basma yükü uygulandı. Cihaz 0.5 mm/dk hızına ayarlanarak örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Örneklerin

kırıldığı andaki kuvveti materyalin ‘Basma Dayanımı’ (Compressive Strength) değeri olarak belirlendi. Newton cinsinden elde edilen değerler aşağıdaki formül kullanılarak MPa (Megapascal)’ya dönüştürülüp ‘Compressive Strength’ değeri olarak kaydedildi.<sup>193</sup>

$CS = 4P/\pi d^2$	P: Kırılma noktasındaki maksimum yük (N) d: Silindirik örneğin çapı (mm)
-------------------	---



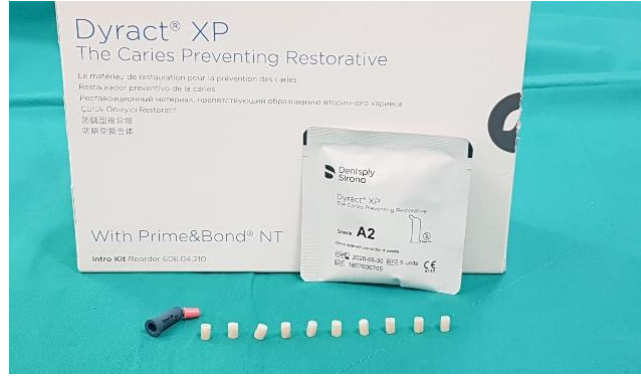
Şekil 3.5. Basma dayanımı testi için kullanılan metal kalıplar



Şekil 3.6. Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U, VOCO) örnekleri



Şekil 3.7. RMCİS (Fuji II LC Capsule, GC) örnekleri



Şekil 3.8. Kompomer materyali (Dyract XP, Dentsply Sirona) örnekleri



Şekil 3.9. YVCİS (Equia Forte, GC) örnekleri



Şekil 3.10. Giomer (Beautifil II, Shofu) örnekleri



Şekil 3.11. Zirconomer Improved (Zirconomer Improved, Shofu) örnekleri



Şekil 3.12. Amalgomer CR (Amalgomer CR, Advanced Healthcare Ltd.) örnekleri



Şekil 3.13. Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 mikrohibrit kompozit, 3M Espe) örnekleri



Şekil 3.14. Basma dayanımı testi için örneklerin çapının ölçümü

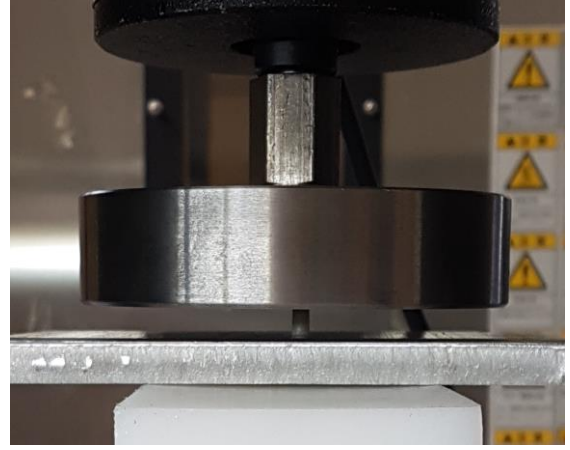


Şekil 3.15. Basma dayanımı testi için örneklerin boyunun ölçümü





**Şekil 3.16.** Shimadzu Autograph üniversal test cihazı



**Şekil 3.17.** Örneklerin Shimadzu Autograph cihazına yerleştirilmesi

### **3.3. Örneklerin Aşınma Cihazında Aşındırılması**

Aşınma direncinin ölçümü için 15x15x3 mm boyutunda kare şeklinde metal kalıplardan yararlanılmıştır. Kullanılan metal kalıplar Şekil 3.18’de görülmektedir. Örneklerin hazırlanması yukarıda anlatıldığı gibi yapılmıştır. Aşınma direnci için hazırlanan örnekler Şekil 3.19 - 3.26’da görülmektedir. Kalıplardan çıkarılan örneklerin boyutları dijital kumpas (Absolute Digimatic, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japonya) yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.27 ve 3.28). Toz ve likit formundaki gruplar için her bir örneğe 7 ölçü kullanıldı (7 kaşık toz ve 7 damla likit, Zirconomer Improved ve Amalgomer CR için ise 14 kaşık toz 7 damla likit). Işıkla polimerize olan örnekler 2 mm tabakalar halinde kalıplara yerleştirildi. Kimyasal olarak sertleşen gruplar ise tek tabaka halinde kalıplara yerleştirildi. Daha sonra deneylerin rahat yapılabilmesi, örneklerin aşınma cihazına en iyi şekilde adapte edilebilmesi ve stabil olarak yerleştirilebilmesi için 3’er adet örnek, 40x30x8mm boyutlarında kalıplar yardımı ile pembe soğuk akrilik içine yerleştirildi. Böylece ortasında deney materyalleri, onun çevresinde akrilik rezin bulunan modeller elde edildi (Şekil 3.29).

Örneklerin aşınma deneyleri karşıt hareketli (reciprocating) Bruker – UMT markalı tribometre test cihazı (UMT TriboLab, Bruker Corp, Billerica, Massachusetts, ABD) ile yapılmıştır (Şekil 3.30). Bu sistemde iki boyutlu bir aşınma testi olan pin-on disk (POD) testi uygulanmakta ve bu cihaz ile aşındırma işlemi yanında sürtünme katsayıları da ölçülmektedir. Aşınma sırasında örneklere deney yükü 30 N normal yük, 3600 devir boyunca, karşıt malzeme olarak 5 mm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bilye kullanıldı. Aşındırma oda sıcaklığı şartlarında, kuru ortamda yapılmış olup, aşınma izi 4 mm olarak belirlenmiştir. Örneklerin aşınma oranları aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır.

$$\text{Aşınma oranı } \left( \frac{\text{mm}^3}{\text{Nm}} \right) = \frac{\text{Aşındırılan Hacim (mm}^3\text{)}}{\text{Uygulanan yük (N)} \times \text{Aşınma mesafesi (m)}}$$

Aşınma deneylerine ait deney parametreleri Tablo 3.2’ de verilmiştir.

**Tablo 3.2.** Aşınma parametreleri

<b>Deney parametreleri</b>	<b>Değerler</b>
Test türü	İleri-Geri (Reciprocating)
Uygulanan yük (N)	30
Aşınma stroğu (mm)	4
Aşındırma hızı (mm/s)	8
Aşındırma süresi (s)	3600
Karşı bilye malzemesi	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Sıcaklık (°C)	Oda sıcaklığı (23±2)



Şekil 3.18. Aşınma direnci testi için kullanılan metal kalıplar



Şekil 3.19. Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U, VOCO) örnekleri



Şekil 3.20. RMCİS (Fuji II LC Capsule, GC) örnekleri



Şekil 3.21. Kompomer materyali (Dyract XP, Dentsply Sirona) örnekleri



Şekil 3.22. YVCİS (Equia Forte, GC) örnekleri



Şekil 3.23. Giomer (Beautiful II, Shofu) örnekleri



Şekil 3.24. Zirconomer Improved (Zirconomer Improved, Shofu) örnekleri



**Şekil 3.25.** Amalgomer CR (Amalgomer CR, Advanced Healthcare Ltd.) örnekleri



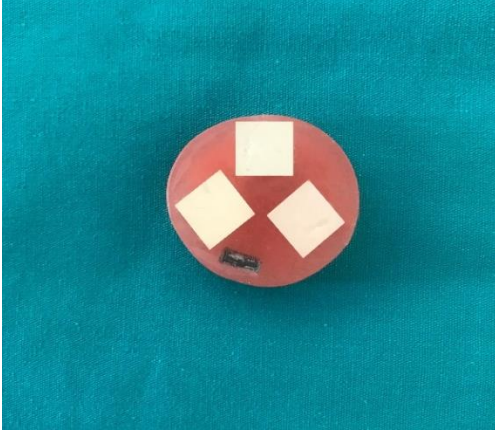
**Şekil 3.26.** Kompozit resin materyali (Filtek Z250 mikrohibrit kompozit, 3M Espe) örnekleri



**Şekil 3.27.** Aşınma direnci testi için örneklerin boyunun ölçümü



**Şekil 3.28.** Aşınma direnci testi için örneklerin kalınlığının ölçümü



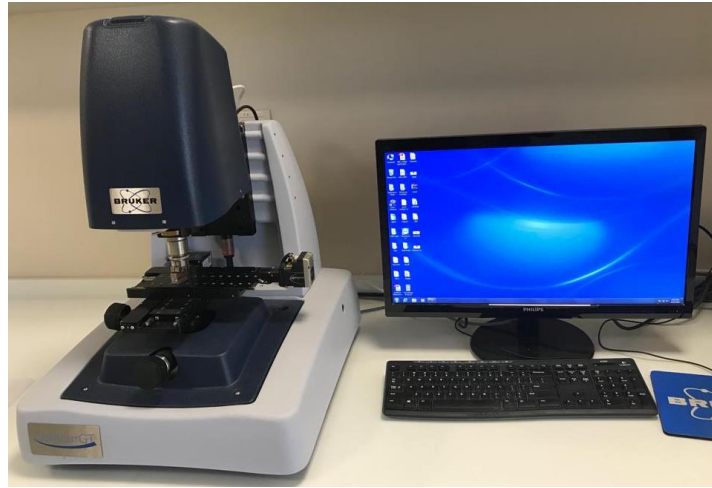
**Şekil 3.29.** Akırlık rezin içine gömülü örnekler



**Şekil 3.30.** Bruker – UMT markalı tribometre test cihazı

### 3.4. Örneklerde Oluşan Aşınmanın Ölçümü ve İncelenmesi

Aşınma deneyleri sonrası örneklerde oluşan aşınma hacimlerinin belirlenmesi için 3D profilometre cihazı (3D Optik Profilometre, Contour GT, Bruker Corp, Billerica, Massachusetts, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.31). Her bir örnekte oluşturulan aşınma izlerinden ortalama 10 ölçüm alınarak belirlenen aşınma izi kesit alanı her bir iz uzunluğu ile çarpılarak aşınma hacimleri hesaplanıp aşınma oranları elde edilmiştir.



**Şekil 3.31.** 3D-Optik Profilometre

### 3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen verilerin analizi için IBM SPSS 20 (SPSS Inc; Chicago, IL, ABD) programı kullanıldı. Grupların dağılımı ve varyansların homojenliği, Kolmogorov-Smirnov ve Levene's testleri kullanılarak yapıldı. Çalışmada elde edilen veriler aşınma ve basma dayanımı açısından iki gruba ayrılarak analiz edildi. Her grup için verilerin analizi ayrı ayrı Kruskal-Wallis testi kullanılarak yapıldı. Tüm testler için anlamlılık düzeyi  $p<0,05$  olarak alındı.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Basma Dayanımı Testine Ait Bulgular

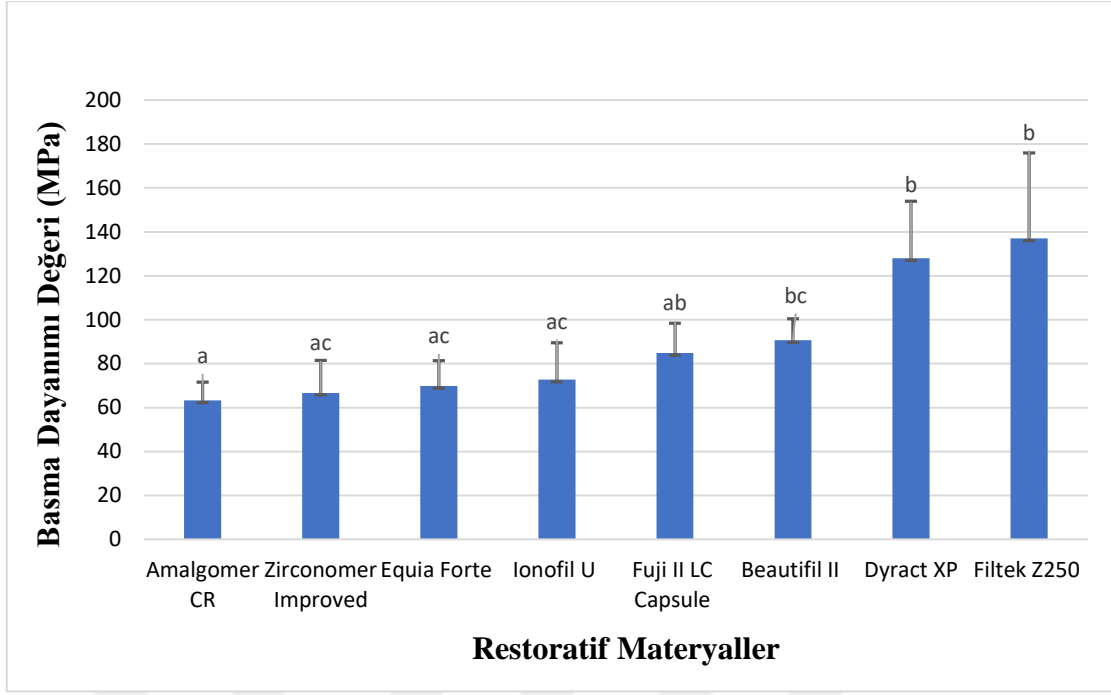
Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman çeşitlerinin ve kompozit rezin gruplarının basma dayanımı bulguları Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiştir. Tüm testler için anlamlılık düzeyi  $p<0,05$  olarak alınmıştır. Grupların basma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.1.** Basma dayanımı testi verilerine ait ortalama  $\pm$  standart sapma değerleri (MPa) ve Kruskal-Wallis testi sonuçları (MPa)

Restoratif Materyaller	n	Basma Dayanımı Değeri
		(MPa) Ortalama $\pm$ Standart Sapma
Amalomer CR	10	63,26 $\pm$ 8,29 <sup>a</sup>
Zirconomer Improved	10	66,70 $\pm$ 14,84 <sup>ac</sup>
Equia Forte (YVCİS)	10	69,85 $\pm$ 11,57 <sup>ac</sup>
Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman)	10	72,74 $\pm$ 16,79 <sup>ac</sup>
Fuji II LC Capsule (RMCİS)	10	84,89 $\pm$ 13,51 <sup>ab</sup>
Beautifil II (Giomer)	10	90,73 $\pm$ 9,70 <sup>bc</sup>
Dyract XP (Kompomer)	10	127,99 $\pm$ 25,90 <sup>b</sup>
Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)	10	136,98 $\pm$ 39,03 <sup>b</sup>
p		$p<0,05^*$

\* $p<0,05$ ; Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.





**Şekil 4.1.** Basma dayanımı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi

Bu bulgular değerlendirildiğinde en yüksek basma dayanımı değeri Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grubunda ( $136,98 \pm 39,03$  MPa) bulunmuştur. En düşük basma dayanımı değeri ise Amalgomer CR grubunda ( $63,26 \pm 8,29$  MPa) grubunda bulunmuştur. Restoratif materyaller kendi içerisinde Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildiğinde; Filtek Z250 (Mikrohibrit kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) grupları diğer gruplardan daha iyi basma dayanımı değeri gösterdiği bulunmuştur (Tablo 4.1). Yine bütün gruplar ele alındığında; Amalgomer CR diğer gruplardan düşük basma dayanımı değeri göstermiştir. Grupların sütun grafiği şeklinde gösterimi Şekil 4.1’de verilmiştir.

Amalgomer CR, Zirconomer Improved, Equia Forte (YVCİS), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarının basma dayanımı değerleri benzer sonuçlar göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ). Beautifil II (Giomer), Dyract XP (Kompomer), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarının basma dayanımı değerleri benzer sonuçlar göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ). Amalgomer CR grubu Beautifil II (Giomer) grubundan

istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük basma dayanımı değeri göstermiştir ( $p<0,05$ ). Amalgomer CR ile Dyract XP (Kompomer) ve Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

Zirconomer Improved, Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) gruplarına kıyasla düşük basma dayanımı değeri göstermiştir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ). Zirconomer Improved grubunun bu iki grup dışında diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Equia forte (YVCİS) ile Dyract XP (Kompomer) ve Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ( $p<0,001$ ) diğer gruplar ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) ile Dyract XP (Kompomer) ve Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ( $p<0,05$ ) diğer gruplar ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Fuji II LC Capsule (RMCİS) grubu tüm diğer gruplarla benzer bağlanma dayanımı göstermiş olup istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) grupları ise istatistiksel olarak birbirlerine benzer, diğer gruplardan yüksek bağlanma dayanımı değeri göstermiştir ancak Fuji II LC Capsule (RMCİS) ve Beautifil II (Giomer) grupları ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

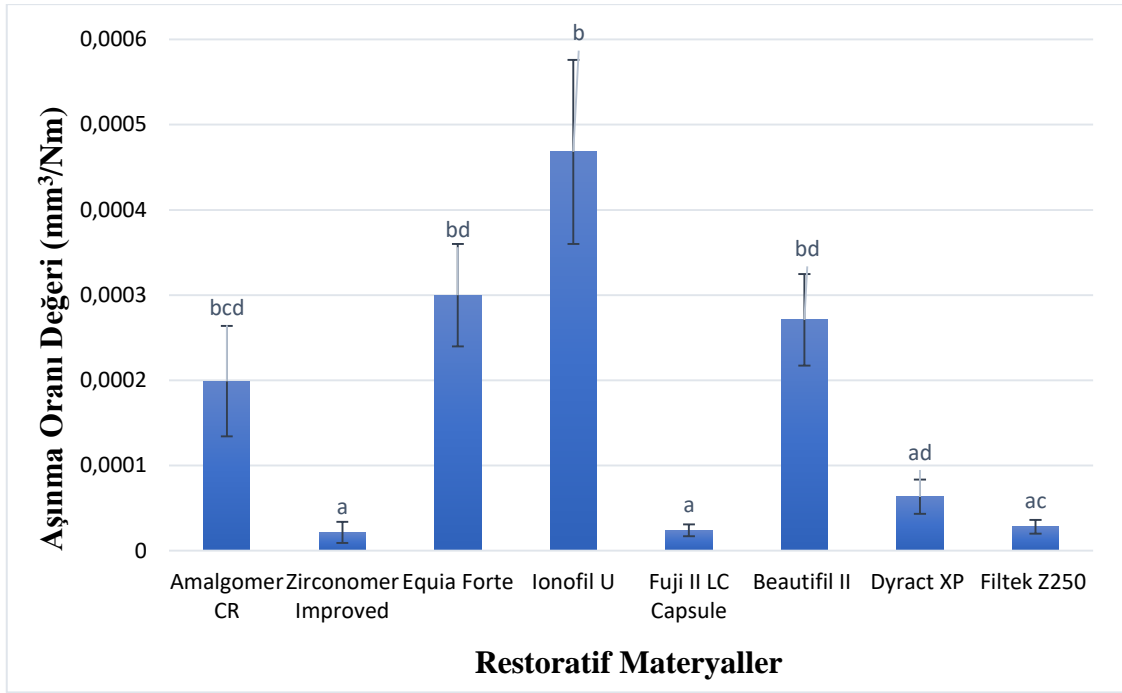
## 4.2.Aşınma Oranına Ait Bulgular

Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman çeşitlerinin ve kompozit rezin gruplarının aşınma oranına ait bulgular Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiştir. Tüm testler için anlamlılık düzeyi  $p < 0,05$  olarak alınmıştır. Grupların aşınma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ( $p < 0,05$ ).

**Tablo 4.2.** Aşınma oranı verilerine ait ortalama  $\pm$  standart sapma değerleri ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ) ve Kruskal-Wallis testi sonuçları ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ )

Restoratif Materyaller	n	Aşınma Oranı Değeri
		( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ) Ortalama $\pm$ Standart Sapma
Amalgomer CR	10	$19,9 \times 10^{-5} \pm 6,49 \times 10^{-5}$ bcd
Zirconomer Improved	10	$2,16 \times 10^{-5} \pm 1,23 \times 10^{-5}$ a
Equia Forte (YVCİS)	10	$30,0 \times 10^{-5} \pm 6,01 \times 10^{-5}$ bd
Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman)	10	$46,8 \times 10^{-5} \pm 10,8 \times 10^{-5}$ b
Fuji II LC Capsule (RMCİS)	10	$2,40 \times 10^{-5} \pm 0,68 \times 10^{-5}$ a
Beautifil II (Giomer)	10	$27,1 \times 10^{-5} \pm 5,36 \times 10^{-5}$ bd
Dyract XP (Kompomer)	10	$6,34 \times 10^{-5} \pm 2,01 \times 10^{-5}$ ad
Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)	10	$2,81 \times 10^{-5} \pm 0,82 \times 10^{-5}$ ac
p		$p < 0,05^*$

\* $p < 0,05$ ; Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.



**Şekil 4.2.** Aşınma oranı verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi

Bu bulgular değerlendirildiğinde en yüksek aşınma oranı Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubunda ( $46,8 \times 10^{-5} \pm 10,8 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur. En düşük aşınma oranı ise Zirconomer Improved grubunda ( $2,16 \times 10^{-5} \pm 1,23 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur.

Restoratif materyaller kendi aralarında Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildiğinde Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede diğer gruplardan daha iyi, kendi aralarında ise benzer aşınma oranı gösterdiği yani aşınma deneyleri sonrasında daha az madde kaybına uğradıkları bulunmuştur (Tablo 4.2). Yine bütün gruplar ele alındığında; Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) diğer gruplardan yüksek aşınma oranı yani aşınma deneyleri sonrasında en fazla madde kaybı göstermiştir. Bunu sırasıyla Equia Forte (YVCİS), Beautifil II (Giomer), Amalgomer CR gruplarındaki örneklerin izlediği belirlenmiştir. Grupların sütun grafiği şeklinde gösterimi Şekil 4.2’de verilmiştir.

Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) gruplarının aşınma oranları benzerdir ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Zirconomer Improved'in aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede Amalgomer CR grubundan düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Aynı zamanda Zirconomer Improved'in aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede de Equia Forte (YVCİS), Beautifil II (Giomer), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubundan düşük bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

Fuji II LC Capsule (RMCİS) grubunun aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede Amalgomer CR ve Beautifil II (Giomer) grubundan düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Bununla birlikte Fuji II LC Capsule (RMCİS) grubunun aşınma oranı da istatistiksel olarak anlamlı derecede Equia Forte (YVCİS) ve Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubundan düşük bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Amalgomer CR gruplarınının da aşınma oranı birbirine benzer değerler göstermiştir, bu benzerlik arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grubunun aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede Equia Forte (YVCİS) ve Beautifil II (Giomer) grubundan düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grubunun aşınma oranı Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubundan düşük bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,001$ ).

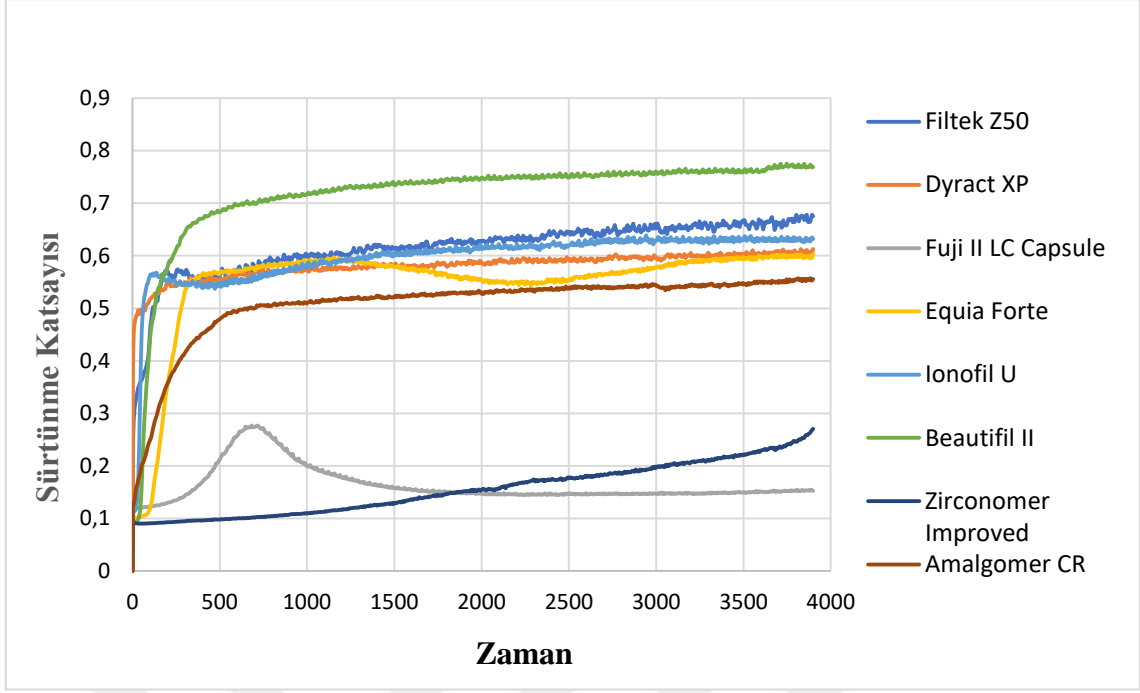
Dyract XP (Kompomer), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubu hariç tüm grupların aşınma oranı birbirine benzer değerler göstermiştir, bu benzerlik arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Dyract XP (Kompomer) ve Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ve Dyract XP' nin aşınma oranının değeri daha az bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Amalgomer CR, Beautifil II (Giomer), Equia Forte (YVCİS), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) gruplarının da aşınma oranı birbirlerinden farklı değerler göstermiştir ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). Amalgomer CR' nin aşınma oranı Zirconomer Improved ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

### **4.3. Sürtünme Katsayısına Ait Bulgular**

Çalışmada kullanılan materyallere ait sürtünme test sonuçları Şekil 4.3'de verilmiştir. Tüm örnekler için testin başlangıcında Hertzian teması ile sürtünme katsayıları yükselmiş, testin ilerleyen bölümlerinde ise azalan yüzey pürüzlülüğünün etkisi ile stabil hale gelmiştir. En düşük ortalama sürtünme katsayısı Zirconomer Improved örnekleri için yaklaşık 0,19 olarak, en yüksek değer ise Beautifil II (Giomer) örnekleri için yaklaşık 0,74 olarak elde edilmiştir. Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman), Dyract XP (Kompomer), Equia Forte (YVCİS) ve Filtek Z50 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında önemli bir farklılık tespit edilmemiş olup bu numunelere ait ortalama sürtünme katsayısı değerleri 0,6-0,65 aralığında değişmiştir.

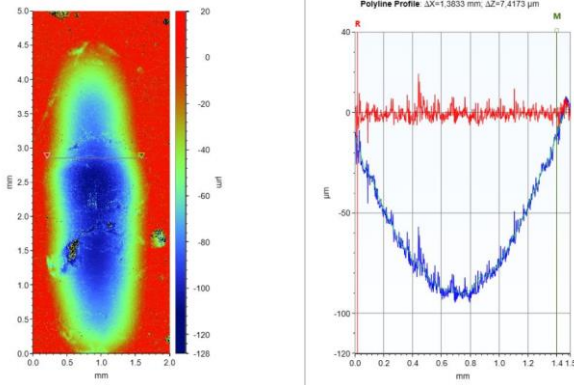
Elde edilen sürtünme test sonuçlarının, örneklerin aşınma oranı değerleri ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir. En düşük aşınma oranı veya diğer bir ifade ile aşınmaya en dirençli grup, sürtünme katsayısının da en düşük değerinde olduğu Zirconomer Improved örnekleri için elde edilmiştir.



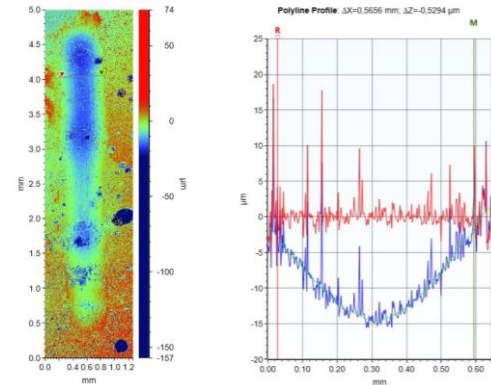
Şekil 4.3. Gruplara ait sürtünme katsayısı-zaman grafiği

#### 4.4. Restoratif Materyallerin 3D-Optik Profilometre Görüntüleri

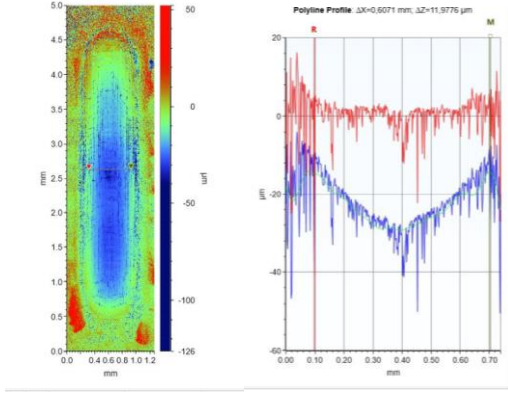
Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin yüzey aşınmaları, aşınma oranı ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ) ölçülerek, 3D-Optik Profilometre ile değerlendirilmiştir. Tarama işlemlerine ait görüntüler Şekil 4.4 – 4.11' de gösterilmiştir.



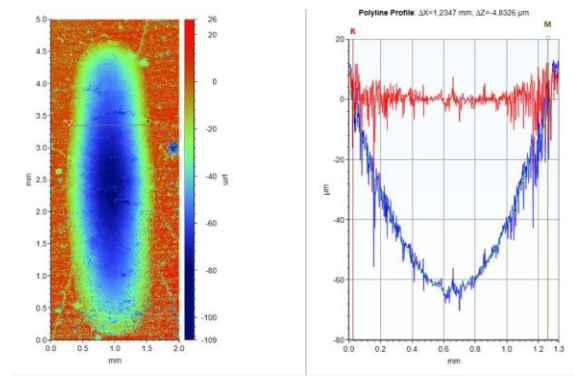
Şekil 4.4. Geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil U) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



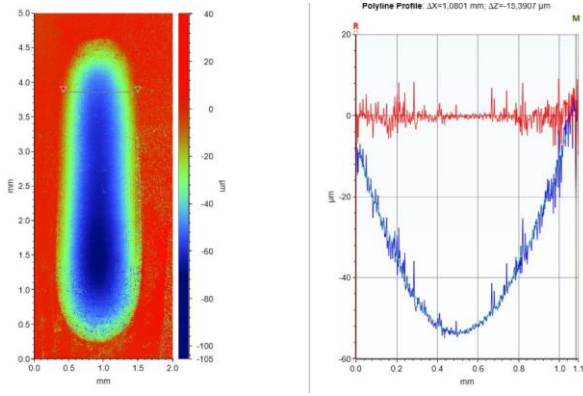
Şekil 4.5. RMCİS (Fuji II LC Capsule) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



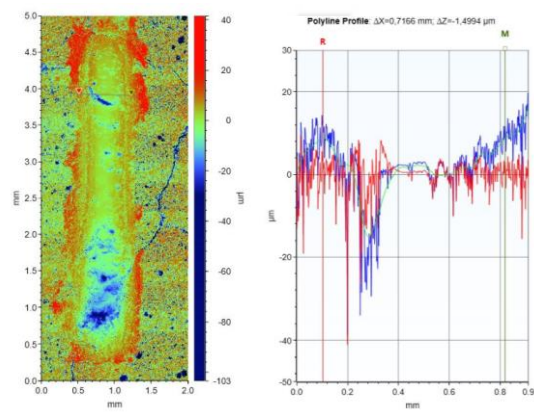
**Şekil 4.6.** Kompomer materyali (Dyract XP) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



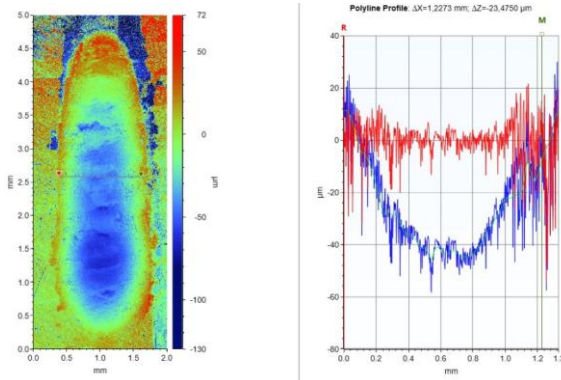
**Şekil 4.7.** YVCİS (Equia Forte) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



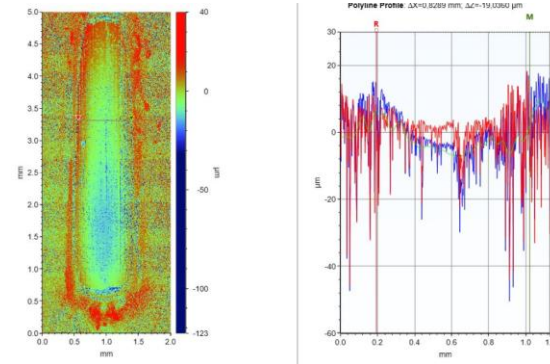
**Şekil 4.8.** Giomer (Beautiful II) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



**Şekil 4.9.** Zirconomer Improved örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



**Şekil 4.10.** Amalgomer CR örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



**Şekil 4.11.** Kompozit rezin materyali (Filtek Z250 Mikrohibrit) örneğinin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü



## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin seçilmesi, tedavilerin başarısı ve klinik performanslarının değerlendirilmesi açısından materyallerin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin diş sert dokuları ile uyumlarının yanısıra ağız ortamında gösterdikleri aşınma davranışları ve diş rengine olan uyumları oldukça önemlidir.

Daimi direkt restoratif materyaller olarak; geçmişte sıklıkla kullanılan ve kullanılmaya devam eden amalgamların yanı sıra günümüzde geniş kullanımı olan cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılmaktadır.<sup>194</sup> Günden güne geliştirilebilir bir materyal olması ve klinikte esnek kullanım sunmaları cam iyonomer simanların dental restorasyonlarda sıkça kullanılmasına sebep olmuştur. Cam iyonomer simanların; biyouyumlu olmaları, diş sert dokularına iyi adezyon sağlamaları ve fluor salınımları gibi bazı avantajlarının yanında, aşınma direncinin ve basma-çekme dayanımının zayıf olması gibi bazı dezavantajları da vardır. Bu amaçla, cam iyonomer simanları güçlendirmek için çeşitli materyallerle takviye edilmiş yeni cam iyonomer siman formülasyonları geliştirilmekte ve bu kapsamda çalışmalar yapılmaktadır.<sup>1</sup>

Bu yenilikler de ikinci bir faz güçlendirici partikül olarak metal partiküller, seramikler ve cam fiberler yapılarına ilave edilerek cam iyonomer simanların içeriklerini iyileştirmeye yönelik çalışmalar literatürde yer almaktadır.<sup>14</sup> Ayrıca bu materyallerin mekanik özelliklerini arttırmak için zirkonya, hidroksiapatit, N-vinil piroolidon, fluoroapatit ve HA/ZrO<sub>2</sub> gibi maddelerin ilavesi mekanik özelliklerini geliştirmek için iyi bilinen bir yöntemlerdendir.<sup>15</sup>

Bizim çalışmamızda da yeni formülasyonlarla üretilmiş, çeşitli materyallerle takviye edilip güçlendirilmiş olan cam iyonomer simanlarla diğer cam iyonomer siman

gruplarını ve kompozit rezin grubunu basma dayanımı ve aşınma direnci açısından değerlendirmek amaçlanmıştır.

Yeni üretilen materyallerin geliştirilmesi, klinikteki uygulama hatalarının belirlenmesi, başarı yüzdelerinin saptanması gibi incelemeler yapılırken klinik ve laboratuvar çalışmaları yapılmaktadır. Klinik çalışmalar daha güvenilir olmalarına karşın standardizasyon güçlüklerinden ve hasta takibindeki zorluklardan dolayı çok fazla tercih edilmezler. Laboratuvar çalışmaları ise daha kısa zamanda materyallerle ilgili ön bilgi verirler.<sup>148, 195, 196</sup> Bu yüzden bizim tez çalışmamız da in vitro koşullarda laboratuvar da gerçekleştirildi.

Bu tez çalışmasında kullanılan dental materyallerin basma dayanımları değerlendirilirken literatürde bulunan birçok çalışmada olduğu gibi ISO standartları esas alınmıştır.<sup>197, 198</sup> Örnekler ISO 9917-1<sup>192</sup>'e göre basma dayanımı testi için 4 mm x 6 mm boyutlarında hazırlandı. Aşınma direnci için ise örneklerin kullanılacak olan cihaza uygun boyutlara sahip olması gereklidir ve bizim kullandığımız cihaz için 15x15x3 mm boyutunda kare şeklinde örnek boyutları uygun olduğundan bu şekilde hazırlandı. Literatüre bakıldığında örneklerin farklı boyutlarda metal, teflon, plastik ya da pirinç gibi standart kalıplar kullanılarak hazırlandığı görülmüştür.<sup>11, 176, 199, 200</sup> Bizim çalışmamızda da örnekler hazırlanırken temin edilme kolaylığı ve çıkarılırken örneklerin zarar görmemesi için metal kalıplar kullanıldı.

Örnekler hazırlandıktan sonra test edileceği zamana kadar yapay tükürük, özel hazırlanan solüsyonlar veya distile su içerisinde saklanılabilir. Literatürdeki çalışmaların sonuçlarına göre yapay tükürük ile distile su içerisinde bekletilen örnekler arasında yapılan testler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir.<sup>201-203</sup> Bu amaçla çalışmamızda örnekler test edileceği zamana kadar distile su içerisinde saklandı.

Cam iyonomer siman ve kompozit rezin örneklerinin hangi sürelerde test edileceği konusunda farklı çalışmalar vardır. Yli-Urpo ve ark.<sup>204</sup> yaptıkları çalışmada mekanik testler için 1, 3, 7, 14, 30 ve 180. günlerde ölçüm yaptıklarını belirtmişlerdir. Yap ve Mok<sup>205</sup> yaptıkları çalışmada 1 hafta beklemenin, simanların olgunlaşması için yeterli olduğunu çalışma sonuçlarına göre belirtmişlerdir. Yapılan bazı çalışmalarda ise simanların olgunlaşması için 24 saatin yeterli olduğu belirtilmiştir.<sup>206</sup> Bunun yanı sıra birçok çalışmada da 24 saat ve 1 hafta sonra testlerin yapıldığı belirtilmiştir.<sup>202, 207-209</sup> Busanello ve ark.<sup>210</sup> yaptıkları çalışmada basma dayanımı testini 1 saat ve 24 saat sonunda yapmışlardır ve 24 saat beklemenin basma dayanımı açısından daha iyi sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir. Yapılan literatür taramasına göre beklenilmesi gereken süre için alternatif uygulamalar belirtile de olgunlaşmanın tamamlanması için 24 saat sürenin yeterli olacağı yönünde birçok çalışma vardır.<sup>109, 211-213</sup> Bu nedenle bizim çalışmamızda da hazırlanan örnekler test öncesi 24 saat süre etüv de bekletildi. Sonrasında tüm örneklerin standart olması, pürüzsüz yüzeylerin elde edilebilmesi amacıyla sırasıyla 600 ve 1200-grit silikon karbid zımparalar kullanılarak su soğutması altında cilalandı.<sup>214</sup>

### **5.1. Basma Dayanımı Bulgularının Tartışılması**

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği testlerden biri de basma dayanımı testidir. Basma dayanımı; materyallerin kendilerini sıkıştırmaya yönelik bir dış kuvvet ile karşı karşıya kaldıklarında göstermiş oldukları direnci ifade etmektedir ve genellikle üzerlerine gelen çiğneme kuvvetlerine karşı dayanımlarını ifade eder.<sup>16</sup> Çiğneme kuvvetlerinin birçoğu sıkıştırıcı etki gösterdiğinden dolayı bastırma işlemi sırasında meydana gelen sıkıştırma kuvvetlerinin restorasyonlarda kırılma sorunu oluşturup oluşturmadığı çalışmalarda incelenmiştir. Literatürdeki çalışmalara göre dentinin çiğneme kuvvetlerine karşı maksimum basma dayanımı 297 MPa,<sup>215</sup> 275-300 MPa<sup>216</sup> arası değerler gösterirken, minenin ise basma dayanımı maksimum 384 MPa<sup>217</sup>

değer göstermiştir. Cam iyonmer simanların basma dayanımı testleri de sıklıkla 24 saat distile suda saklandıktan sonra ölçülmüş ve genel olarak 60-300 MPa arasında değerler bulunmuştur.<sup>20, 218</sup>

Basma dayanımlarının ölçümünde universal bir test cihazı kullanılmıştır. Günümüzde, ISO standartlarına göre basma dayanımı için cam iyonmer siman örneklerine uygulanacak kuvvet 0.75±0.30 mm/dk yani 0.45-1.05 mm/dk hız aralığında değişmektedir.<sup>161</sup> Literatürde yapılan bazı çalışmalarda 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır.<sup>213, 219, 220</sup> Bazı çalışmalarda ise uygulanan kuvvet 1 mm/dk hızdır.<sup>109, 211</sup> Bizim çalışmamızda ise 0.5 mm/dk hızla, örneğin uzun aksına dik olacak şekilde kuvvet uygulandı.

Mohandesi ve ark.<sup>221</sup> 5 çeşit kompozit rezinin; Filtek Z250, Tetric Ceram, Heliomolar, Gradia Direct, Gradia Indirect basma dayanımlarını araştırdıkları çalışmada, örnekleri 37 °C’de distile suda 2 hafta boyunca bekletmişlerdir. Filtek Z250 (239,88 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek basma dayanımı göstermiştir. En düşük değerler ise Gradia Direct (172,38 MPa) ve Gradia Indirect (174 MPa) kompozit rezin gruplarında görülmüştür. Filtek Z250’nin basma dayanımının yüksek değerler göstermesini polimer matriksindeki zirkonya/silika doldurucuya ve düzgün mikroyapısından kaynaklanabileceğini düşünmektedirler.

Banava ve Salehyar<sup>222</sup> çalışmalarında posterior bölgede kullanılan 5 kompozit rezinin Nulite-F, Filtek Z250, Filtek P60, Biscore, Tetric ceram HB basma dayanımlarını 1 saat, 24 saat, 7 gün ve 1 ay sonunda ölçmüşlerdir. Elde ettikleri verilere göre Filtek P60 ve Filtek Z250 tüm zamanlarda en yüksek basma dayanımı değeri göstermişlerdir ayrıca zaman geçtikçe basma dayanımı değerleri tüm gruplarda artmıştır. Bu farklılığın kompozit rezinlerin doldurucu boyut, tip ve oranının yanısıra içeriklerinin farklılığından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmalara benzer şekilde bizim çalışmamızda

da Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) en yüksek basma dayanımı değeri göstermiştir. Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri bakımından kompozit rezinlere benzer özellikler göstermesi hedeflenmektedir, biz de bu simanlarla karşılaştırmak için literatürdeki çalışmalara göre basma dayanımı açısından diğer kompozit rezinlere kıyasla daha iyi sonuçlar veren Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)' yi çalışmamıza dahil ettik.

Pamir ve Şen<sup>223</sup> kompozit rezin ve cam iyonomer esaslı materyallerin basma dayanımlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada en yüksek basma dayanımı değerinin Filtek Z250 grubunda bulunmuştur. Poliasit modifiye kompozit rezin olan Compoglass F'nin basma dayanımı değerlerinin, kompozit rezin grubunda yer alan materyallerden sadece Esthet-X ve Filtek Z250'ninkinden anlamlı derecede daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamıza cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinler arasında bir geçiş materyali olarak değerlendirilebilen poliasit modifiye kompozit rezin olan Dyract XP (Kompomer)'yi bu geçişi ortaya koyabilmek için dahil ettik. Çalışmamızın sonuçlarına göre Dyract XP (Kompomer)'nin basma dayanımı Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)'den düşük bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Poliasit modifiye kompozit rezinler sertleşme reaksiyonları, içerikleri ve de klinik uygulama prosedürleri açısından kompozit rezinlere benzemektedirler. Bizde bu durumun benzer sonuçlar ortaya çıkardığını düşünmekteyiz.

Pamir ve Şen'in aynı çalışmasında, RMCİS olan Photac Fil'in basma dayanımı hem poliasit modifiye kompozit rezin hem de konvansiyonel cam iyonomer simandan istatistiksel olarak farklı bulunamamıştır. Bu sonuçlara benzer şekilde çalışmamızda yer alan Fuji II LC Capsule (RMCİS)'nin basma dayanımı da hem Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman)'dan hem de Dyract XP (Kompomer)'den istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır.

Quader ve ark.<sup>109</sup>; giomer (Beautifil II), kompomer (Dyract Extra) ve kompozit rezinin (Quixfil) basma dayanımlarını kıyasladıkları çalışmada üç grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda da giomer (Beautifil II), kompomer (Dyract XP) ve kompozit rezinin (Filtek Z250) basma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Bizim çalışmamızda, her materyalin basma dayanımı değerleri, materyallerin klinik performansını ve dayanıklılığını tahmin etmek için belirlenmiştir. Daha önceki çalışmalarda, RMCİS'lerin basma dayanımı 67,61 ile 218,46 MPa arasında bulunmuştur.<sup>211, 224-226</sup> Çalışmamızda kullanılan RMCİS Fuji II LC Capsule'de 84,89 MPa değeriyle literatürdeki çalışmalarla uyumlu sonuç vermiştir.

Ilie ve Hickel<sup>226</sup>, in hazır kapsül cam iyonomer siman (Fuji IX, Ionofil Molar, Fuji II LC, Photac Fil, Vitremer) ile toz ve likitinin manuel olarak elle karıştırıldığı cam iyonomer simanların yaptıkları çalışmada basma dayanımı açısından, geleneksel cam iyonomer simanlara göre RMCİS'ler için daha yüksek değerler elde etmişlerdir. Aynı zamanda, aynı materyallerin hazır kapsül formu ve elle karıştırılan formu arasındaki farkların istatistiksel olarak önemsiz olduğunu bulmuşlardır. Yine aynı çalışmada Ionofil Molar'ın elle karıştırılan formunun basma dayanımı (78,8 MPa) bizim çalışmamızdaki Ionofil U (72,74 MPa) ile benzer sonuçlar göstermiştir. Bu çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda da Fuji II LC (RMCİS)'nin basma dayanımı Ionofil U (Geleneksel cam iyonomer siman)'dan yüksek değerler göstermiştir. RMCİS'lerde kimyasal sertleşmeye ilave olarak rezin içeriğinden dolayı ışıkla polimerizasyonun olması ve kapsül formunda olup daha homojen karışabilmesi sayesinde geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi basma dayanımı gösterdiğini düşünmekteyiz.

Saleem<sup>227</sup> yaptığı çalışmada geleneksel cam iyonomer siman (Fuji II), RMCİS (Fuji II LC), kompomer (Dyract AP) ve mikrohibrit kompozit rezinin (Tetric Ceram)

basma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada mikrohibrit kompozit rezin (Tetric Ceram) grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir. Kompomer (Dyract AP) grubu ise Tetric Ceram'dan sonra en yüksek değeri göstermiş olup, bu grubu RMCİS (Fuji II LC) grubu takip etmiştir. En düşük değer ise geleneksel cam iyonomer siman (Fuji II) grubunda bulunmuştur. Bu çalışmaya benzer şekilde bizim çalışmamızda da Fuji II LC (RMCİS)'nin basma dayanımı Ionofil U (Geleneksel cam iyonomer siman)'dan yüksek değerler göstermiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre bu çalışmaya benzer şekilde Dyract XP (Kompomer)'nin basma dayanımı Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)'den düşük bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Molina ve ark.<sup>228</sup> basma dayanımı ile ilgili yaptıkları çalışmada hazır kapsül cam iyonomer siman (Equia ve ChemFill Rock) ile toz ve likitinin manuel olarak elle karıştırıldığı cam iyonomer simanları (Fuji 9 Gold Label ve Ketac Molar Easymix) kullanmışlardır. Elde edilen verilere göre kapsül formundaki cam iyonomer simanların daha yüksek basma dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada kullandıkları kapsül formdaki cam iyonomer simanların kendi aralarında da istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da Equia'nın ChemFill Rock'tan daha yüksek basma dayanımına sahip olduğu sonuçlarda gösterilmiştir.

Mallmann ve ark.<sup>219</sup> basma dayanımını kıyaslamak için yaptıkları çalışmada; farklı boyutlarda örnekler hazırlamışlardır. Bu örnek boyutları ISO 7489 (1986) standartlarına göre (A): 12 mm yükseklik ve 6 mm çap, ISO 9917 (1991) standartlarına göre de (B): 6 mm yükseklik ve 4 mm çapında örneklerdir. Geleneksel cam iyonomer siman (Vitro Fil) ve RMCİS (Vitro Fil LC) kıyaslamışlardır. Örnekler 24 saat süreyle 37 °C'de bekletildikten sonra 0.5 mm/dk hızla örnekler test edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; 12mm x 6mm çapında hazırlanan örnekler daha yüksek basma

dayanıklılığı göstermiş olup aralarındaki fark anlamlı değildir. Bunun yanı sıra, Vitro Fil LC'nin basma dayanıklılığı (A: 105,1 MPa; B: 91,1 MPa) geleneksel cam iyonomer simandan (A: 54,0 MPa; B: 46,0 MPa) yaklaşık iki kat daha yüksek bulunmuştur.

Bhatia ve ark.<sup>220</sup> çalışmalarında geleneksel cam iyonomer siman (GC Gold Label HS Posterior Extra, type IX), gümüşle güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Miracle Mix) ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın (Zirconomer) basma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın en yüksek basma dayanımına sahip olduğu belirlenirken, en düşük basma dayanımına sahip materyalin ise geleneksel cam iyonomer siman olduğu bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise bu çalışmanın aksine zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın (Zirconomer Improved) basma dayanımı değerleri, seramikle güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Amalgomer CR) hariç diğer gruplardan düşük bulunmuştur.

Patel ve ark.<sup>229</sup> zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Zirconomer), geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Molar) ve yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanın (GC Fuji Type IX Extra) basma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada 6mm x 12mm boyutunda örnekler hazırlamış ve 1 mm/dk hızında kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; Zirconomer 18,05, Ketac Molar 16,99 ve Fuji Type IX Extra 19,60 MPa olarak basma dayanımı değerleri bulmuşlardır. Bu değerler diğer literatür çalışmalarına göre düşük bulunmuştur. Ayrıca basma dayanımı açısından üç materyal arasında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Araştırmacılar bu sonucu simanların farklı karışım metodlarına, değişken örneklem boyutlarına ve sayılarına ayrıca farklı test metodlarına bağlamışlardır. Bizim çalışmamızda da Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman), Equia Forte (YVCİS) ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın (Zirconomer Improved) grubunun basma dayanımı değerleri istatistiksel olarak benzer olup Zirconomer Improved grubu en düşük değerleri göstermiştir.



Shetty ve ark.<sup>213</sup> yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Molar), zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Zirconomer) ve Zirconomer Improved materyallerinin basma dayanımlarını kıyaslamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; en yüksek basma dayanımı değeri Zirconomer grubunda, en düşük değer ise Ketac Molar grubunda bulunmuştur. Gruplar arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Walia ve ark.<sup>230</sup> geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Molar), Giomer (Beautiful II), zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Zirconomer) ve nanokompozit rezin (Ceram-x)' in basma dayanımlarını kıyasladıkları çalışmada Ketac Molar grubunun basma dayanımı değerini anlamlı ölçüde diğer gruplardan düşük bulmuşlardır. Beautiful II ve Ceram-x grubunun değerleri ise birbirine yakın sonuçlar göstermiş olup istatistiksel olarak benzerdir.

Baby ve ark.<sup>231</sup> seramikle güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Amalomer CR), YVCİS (Equia Forte), ve nanohibrit kompozit rezinin (Tetric N Ceram) basma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek basma dayanımı Tetric N Ceram grubunda onu takiben de Amalomer CR grubunda ve en düşük değer Equia Forte grubunda bulunmuştur. Kompozit rezin grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Amalomer CR ile Equia Forte grubu ise istatistiksel olarak benzerdir. Araştırmacılar, nanohibrit kompozit rezinlerdeki yüksek doldurucu içeriğinin daha iyi mekanik özellikler sağladığını belirtmişlerdir. Amalomer CR'nin yapısına zirkonya eklenmesinin amaçlarından biri de zirkonyanın özelliklerinden dolayı kırılma direncini arttıracığı düşüncesidir. Ancak daha esnek bir matriks yapısında yani cam iyonomer simanlarda da aynı şekilde davranacağını kanıtlayan bir çalışma literatürde bulunmamaktadır. Üreticiler, seramik doldurucunun matriksle kısmi reaksiyona gireceğini, matriksle sınırlı bir bağ oluşturacağını ve polisalt matriks yapısını değiştireceğini belirtmişlerdir.<sup>138</sup>

Bhattacharya ve ark.<sup>135</sup> seramikle güçlendirilmiş cam iyonomer siman (Amalgomer CR), giomer (Beautifil II), kompomer (Dyract XP) ve nano-iyonmerin (Ketac N100) basma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada; en yüksek basma dayanımı Amalgomer CR grubunda sonrasında giomer (Beautifil II) grubunda bunu takiben de kompomer (Dyract XP) grubunda bulmuşlardır. En düşük basma dayanımını ise Ketac N100 grubunda bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda kullanılan mikrohibrit kompozit rezin olan Filtek Z250'de Amalgomer CR ve Equia Forte gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sonuç vermiştir. Amalgomer CR ve Equia Forte gruplarının basma dayanımları bizim çalışmamızda da aynı şekilde istatistiksel olarak benzer değerler göstermiştir.

Prentice ve ark.<sup>232</sup> cam iyonomer simanların dayanıklılığı üzerine İterbiyum Fluorür ( $YbF_3$ ) ve Baryum Sülfat ( $BaSO_4$ ) 'ın etkisini incelemiştir. Yaptıkları çalışmada  $YbF_3$  ve  $BaSO_4$ 'ün cam iyonomer simanların basma dayanımlarını azalttığı sonucuna varmışlardır.<sup>233</sup>

Garcia-Contreras ve ark.<sup>197</sup> nano-titanyum ( $TiO_2$ ) ile güçlendirdikleri cam iyonomer simanla geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımlarını kıyasladıkları çalışmada  $TiO_2$ 'nin olumlu etki oluşturduğunu görmüşlerdir.<sup>233</sup>

Cam iyonomer simanların basma dayanımıyla ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, cam iyonomer simanları güçlendirmek için yapılarına ilave edilen materyallerin basma dayanımını arttırabildiği, değiştirmedeği ya da azaltabildiği görülmüştür. Bizim yaptığımız çalışmada da seramikle ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman çeşitleri yani Amalgomer CR ve Zirconomer Improved'in basma dayanımları diğer gruplara göre düşük bulunmuştur. Ancak bu farklılık Equia Forte (YVCİS), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) grupları ile istatistiksel olarak benzerdir. Dyract XP (Kompomer), Filtek Z250

(Mikrohibrit Kompozit) gruplarından ise anlamlı derecede düşüktür. Bu durumda, birinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir. Çalışmamızla benzer çalışmalar arasındaki bu farklılıkların cam iyonomer simanların içeriklerine eklenen materyallerin yapısal özelliklerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

## **5.2. Aşınma Oranı ve Sürtünme Katsayısı Bulgularının Tartışılması**

Diş hekimliğinde ağızda kullanılacak olan restoratif materyallerin seçiminde en önemli kriterlerden biri de materyalin aşınmaya olan direncidir. Restoratif materyallerin ağız ortamında aşınması; çiğneme sırasında restorasyon ve diş arasındaki direkt kontakta, aşındırıcı partikül içeren macunlarla diş fırçalanmasından ve aynı zamanda diyet kaynaklı kimyasal faktörlerden oluşur.<sup>234</sup> Yeterli aşınma direncinin olmaması; materyalin yapısında aşırı azalmaya, posterior diş desteğinin kaybına, dikey boyut kaybına, çiğneme etkinliğinin kaybına, çiğneme hareketinin fonksiyonel yolunda değişikliklere, çiğneme kaslarında yorgunluğa, hatalı diş ilişkilerine ve estetik kayıplara yol açar.<sup>235</sup> Bu nedenle, aşınma direncini ölçmede kullanılan testler restoratif materyallerin aşınma davranışlarını öngörmeye yarar sağlar ve klinikte kullanımları için yol gösterici olur.

Aşınmanın tespiti için; en ideal yöntemin ağız ortamında yapılan çalışmalar olmasına rağmen klinik incelemelerin zaman alması, birbirini etkileyen birçok faktörün bulunmasından dolayı daha çok in-vitro yöntemler tercih edilmektedir. Günümüze kadar restoratif materyallerin sürtünme katsayısı ve aşınma direncini ölçmek için yapılan triboloji testlerinde birçok farklı metot ve araç kullanılmıştır. En çok tercih edilen metot; örnek ve aşındırıcı yüzey arasındaki göreceli harekete bağlı aşınma sağlayan iki boyutlu aşınma testleridir. Aşınma sağlayan tasarımların içinde pin-on-disk aşınma testleri en çok kullanılanlardır.<sup>236</sup> Bu aşınma testinin kullanıldığı cihazlardaki aşınmalar, örneklerin birbiri üzerinde hareket ettiği mesafe boyunca kaydırılması prensibiyle oluşmaktadır.<sup>237</sup>

Bu yöntem, basit olması ve çabuk sonuçlar vermesi bakımından avantajlıdır.<sup>236</sup> Bu nedenleri dikkate alarak biz de aşınma testi çalışmalarımızda pin-on-disk metodunu tercih ettik.

Bu konuda yapılan çalışmalarda genellikle aşındırıcı karşıt malzeme olarak mine, magnezyum silikat, alüminyum oksit veya paslanmaz çelik gibi materyaller kullanılmıştır.<sup>184, 238, 239</sup> Minenin, karşıt malzeme olarak ideal olduğu düşünülse de Heintze ve ark. mine dokusunun çok çeşitli anatomik varyasyonlarının olması ve işleme sürecinin uzun olması nedeniyle aşınma çalışmalarında karşıt materyal olarak sentetik materyallerin kullanımının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmalarında doğal diş yapısını en iyi taklit eden materyallerin seramik aşındırıcılar olduğunu belirtmişlerdir.<sup>240</sup> Bizim çalışmamızda, aşındırıcı karşıt malzeme olarak literatürdeki çalışmalarda da sıklıkla kullanılan alüminyum oksit bilye kullanıldı.<sup>240, 241</sup> Alüminyum oksit bilyenin test sırasında temas eden yüzeyinin aşınabileceği ya da yüzey karakteristiğinin değişebileceği ihtimaline karşın, her deneyde bilye değiştirildi.

Bizim çalışmamızda da kullanılan karşıt hareketli (reciprocating) aşınma test cihazında, aşındırma yapılan alan bir haznenin içinde yer almaktadır. Haznenin içinde ağız ortamının taklit edilmesini sağlayan sıvılar konulabilmektedir. Tillitson ve ark.<sup>242</sup>, tribolojik ortamda su varlığının sürtünme katsayısına ve aşınma miktarına olan etkisini araştırdıkları çalışmada; lubrikant olarak suyun kullanılmasının, aşındırıcı olarak mine kullanıldığında mine, dentin ve porselen aşınmasını arttırdığını belirtmişlerdir. Su gibi polar bir sıvının varlığının, polar materyallerin pürüzlü yüzeylerinin birbirine daha fazla tutunmasını sağladığını ve sürtünme kuvvetini arttırdığını ancak polar olmayan yapılarda aşınma üzerinde herhangi bir etki yapmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan cam iyonomer siman ve kompozit rezin materyallerinin birçok özellikleri yanında polar

özelliklerinin de farklı olması sebebi ile haznenin içinde su kullanmanın çalışma sonuçlarını etkileyeceğini düşünerek kuru bir ortamda aşındırma işlemini gerçekleştirdik.

Ağız içinde oluşan çiğneme kuvvetinin herkes tarafından kabul edilen net bir değeri yoktur. Bu sebeple literatürde her çalışmada özgün bir kuvvet aralığında ağırlık kullanılmış ve bu yolla test edilen örneklerdeki aşınma miktarı belirlenmiştir. Heintze<sup>184</sup> çalışmasında; ağız ortamında arka dişlere gelen yükün çiğneme anında 20N ile 120N arasında değiştiğini gösterirken, Gibbs ve ark.<sup>243</sup> in-vivo klinik çalışmalarında bu değer 267N'a kadar yükselebileceğini belirtmişlerdir. İn-vitro olarak yapılan literatürde yer alan aşınma çalışmalarında kullanılan yük değerleri farklılık göstermektedir.<sup>239, 240, 243, 244</sup> Aşınma direnci ile ilgili elde edilen sonuçların birbirleri ile karşılaştırılması; yapılan çalışmalarda hazırlanan örneklere farklı ağırlıklar uygulanmasından dolayı güçleşmektedir. Aşınma testi olarak tercih ettiğimiz pin on disk tekniğini uygulamadan önce deney prosedürünü standardize etmek için tüm örneklere uygulanacak yük, aşınma mesafesi ve döngü sayısı yapılan bir ön çalışma ile belirlendi. Ön çalışmanın sonuçlarına göre elde edilen sonuçlar ile saptanabilir ve tekrar edilebilir aşınma değerleri elde edildi. Bu çalışma ışığında yük miktarını 30 N, aşınma mesafesini ise toplam 28,8 m olarak belirledik.

'Pin on disk' testinde, 'pin' ya da 'plate' şeklinde hazırlanan örnekler kayan plaka şeklindeki diğer yüzeye belirli bir kuvvet ve kayma mesafesi boyunca temas ettirilir. Örneklerin aşındırılması sırasındaki bu mesafe de literatürdeki çalışmalarda farklılık göstermektedir. Koczowski ve ark.<sup>178</sup> çalışmalarında insan çenesinin çiğnemenin lateral hareketi sırasında maksimum 6 mm'lik bir hareket yapması sebebiyle bu mesafeyi 6 mm olarak kullanmıştır. Hudson ve ark.<sup>245</sup> ile Metzler ve ark.<sup>246</sup> da bu mesafeyi sırasıyla 6-8 mm olarak örneklerindeki aşınma miktarlarını belirlemişlerdir. Çalışmamızda, aşınma testi sırasında örneklere 4 mm'lik gidiş gelişle kayma hareketi yaptırıldı. Plaka

bölümünde test edilecek örnekler, pin bölümünde ise 5 mm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bilye kullanıldı. Yapılan çalışmalar incelendiğinde 100'den 400 bine kadar değişen döngü sayıları bulunmaktadır.<sup>247, 248</sup> Bizim çalışmamızda da ön çalışmayla belirlediğimiz 3600 döngü ile saptanabilir ve tekrar edilebilir aşınma değerleri elde edildi.

In-vitro yapılan aşınma çalışmalarında, restoratif materyallerde oluşan madde kaybını ölçmek için çeşitli cihazlar ve yöntemler kullanılmaktadır. Bunlara hassas terazi, profil projeksiyon, profilometre, taramalı elektron mikroskobu örnek verilebilir.<sup>239, 241, 244,</sup>  
<sup>249</sup> Çalışmamızda aşınma sonucundaki madde kaybını ölçmek için; diğer çalışmalarda ortak olan ve sıklıkla kullanılan profilometre cihazı tercih edildi.<sup>239, 250, 251</sup>

Biçer ve ark.<sup>252</sup> yaptıkları çalışmada hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit, direkt ve indirekt kompozit rezinlerin pin on disk metoduyla aşınmalarına bakmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre mikrohibrit kompozit rezin olan Dialog grubu en yüksek aşınma oranı göstermiştir. En düşük aşınma oranı ise nanohibrit kompozit rezin olan Tetric N-Ceram ve hibrit kompozit rezin Herculite Classic grubunda bulunmuştur. Nanohibrit kompozit rezinler mikrohibrit kompozit rezinlerden daha az aşınma göstermiştir. Bu durumun nanohibrit kompozit rezinlerin daha küçük boyutlu ve hacimce yüksek oranda doldurucu içeriklerinin yanı sıra yapısındaki partiküllerin arasındaki boşluğun azalmasından kaynaklanabileceğini düşünmektedirler. Han ve ark.<sup>253</sup>, da yaptıkları çalışmada nanohibrit kompozit rezin olan Filtek Z250 XT'nin aşınma oranını anlamlı derecede en düşük bulmuşlardır. Çalışmamızda Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)'yi tercih etmemizin sebebi; literatürde yer alan çalışmalarda genel olarak mikrohibrit kompozit rezinlerin nanohibrit kompozit rezinlere göre daha yüksek aşınma oranı göstermiş olmasındandır.<sup>252, 253</sup> Bu bağlamda aşınma oranı daha yüksek değerler gösterebilecek cam iyonomer siman grupları ile seçtiğimiz mikrohibrit kompozit rezin grubunu kıyaslamamızın doğru olacağı kanaatindeyiz.

Bizim çalışmamızda da Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) gruplarının aşınma oranları diğer gruplara göre düşük değerler göstermiştir ancak bu değerler istatistiksel olarak benzerdir. Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Amalgomer CR gruplarının da aşınma oranı istatistiksel olarak birbirine benzer değerler göstermiştir.

Restoratif materyallerin yapısına ve içeriğine göre farklı aşınma davranışları gözlenmektedir.<sup>170, 171, 174</sup> Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerde aşınma direncinin, cam partiküllerin büyüklük ve şekillerine, materyalin içinde bulunan hava kabarcıklarının boyutuna ve sayısına, cam partikül ile polimer matriks arasındaki bağlantıya bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir.<sup>176</sup> Rezin esaslı restoratif materyallerde ise, inorganik doldurucu partiküllerin boyutları ve yüzde oranları ile matriks ve doldurucu arasındaki bağlantı önemli rol oynamaktadır.<sup>254</sup> Çalışmamızın bulgularında en yüksek aşınma oranı Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubunda ( $46,8 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur. En düşük aşınma oranı ise Zirconomer Improved grubunda ( $2,16 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur. Bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ve diğer gruplar arasında da elde edilen bulguların doğrultusunda anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu bağlamda, çalışmamızın ikinci hipotezi de kısmen reddedilmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyaller gerek matriks gerekse doldurucu açısından farklı yapısal özelliklere sahip olduğu için çeşitli aşınma davranışları göstermektedir. Literatüre benzer şekilde bizim çalışmamızda da geleneksel cam iyonomer siman Ionofil U en düşük aşınma direnci göstermiştir.<sup>255-257</sup>

Cam iyonomer simanlarda, cam partikül çevresindeki matriks yapısının çözünürlüğünün rezin içerikli restoratif materyallere göre yüksek olduğu bildirilmiştir.<sup>257-</sup>  
<sup>259</sup> Ayrıca matriks yapısındaki çözünme sonucu yüzeyde kalan partikül sayısı artmaktadır, matriks desteğinin de azalmasıyla artan partiküller yüzeyden daha kolay

ayrılabilir. Bunun yanı sıra cam iyonmer simanların içerisindeki toz ve likitin karıştırılması sırasında oluşabilen hava kabarcıklarının bulunması ve cam partikül boyutunun büyük olması sonucu aşınma direncinin düşük olduğu düşünülmektedir.<sup>260</sup> Geleneksel cam iyonmer simanların aşınma kuvvetlerine karşı dirençlerinin düşük olması, bu restoratif materyalin klinik başarısızlığını etkileyen en büyük faktörlerden birisi olduğu savunulmaktadır.<sup>261</sup> Bu nedenle cam iyonmer simanları güçlendirmek için çeşitli materyallerle takviye edilmiş yeni cam iyonmer siman formülasyonları geliştirmekte ve bu kapsamda çalışmalar yapılmaktadır.<sup>1, 2</sup> Cam iyonmer simanların mekanik özelliklerini arttırmak için zirkonya, hidroksiapatit, N-vinil piroldon, fluoroapatit ve HA/ZrO<sub>2</sub> gibi maddelerin ilavesi mekanik özelliklerini geliştirmek için iyi bilinen bir yöntemlerdendir.<sup>15</sup>

Literatürde Zirconomer Improved ile ilgili yapılan herhangi bir aşınma direnci çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle bizimle aynı metodu kullanan ve zirkonyum oksit içeren materyallerle ilgili çalışmalara tartışmamızda yer verilmiştir. Zirconomer grubu cam iyonmer simanlar içeriğinde, %96,5 - 98,5 arasında en çok bulunan bileşen zirkonyum oksitdir.<sup>125</sup> Jang ve ark.<sup>262</sup> estetik materyalin aşınma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmada zirkonyum oksit ve porselen içeren seramik grupları ile mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezin materyaller üzerinde çalışmışlardır. Pin on disk metoduyla, antagonist olarak diş kullanılan çalışmada zirkonya seramik grubu, kompozit rezin grupları ve porselen içeren seramik grubuna göre yüksek aşınma direnci göstermiştir. Ayrıca, zirkonya seramik grubunun yüzeyinde aşınma testinden sonra değişme olmadığını belirtmişlerdir. Literatürdeki çalışmaların sonuçlarına göre de; zirkonyum oksit materyallere yüksek dayanıklılık, sertlik ve kırılma tokluğu sağlamanın yanı sıra aşınma testi sırasında pürüzsüz bir yüzey olmasını ve aşınmaya direnç göstermesini sağlamaktadır.<sup>263, 264</sup> Bu çalışmaların sonuçlarına göre bizim



çalışmamızda da Zirconomer Improved grubunun aşınma direncinin en yüksek olması içeriğindeki yüksek zirkonyum oksit kaynaklı olabilir. Bu kapsamda üretilen zirkonya takviyeli cam iyonomer siman olan Zirconomer Improved da çalışmamızda en az aşınma gösteren grup olmuştur. Genellikle çalışmalara göre beklenen sonuç; kompozit rezinlerin tüm cam iyonomer simanlardan daha iyi bir aşınma direnci göstermesi iken yüksek zirkonyum oksit içeriği Zirconomer Improved grubunun aşınma direncinin en yüksek olmasını sağlamış olabileceği düşüncesindeyiz.

Amalgomer CR cam iyonomer simanın aşınma direnci ise düşük bulunmuştur ve bu değer istatistiksel olarak Zirconomer Improved'den anlamlı derecede düşüktür. Çalışmamızın sonucunda; biri seramikle (Amalgomer CR) diğeri zirkonya (Zirconomer Improved) ile takviyeli cam iyonomer simanların aşınma oranlarının benzer olmamasının nedeni içeriklerindeki zirkonyum oksit oranlarının farklı oluşundan kaynaklı olabilir. Zirconomer Improved'in içeriğindeki zirkonyum oksit oranı %96,5 - 98,5 gibi yüksek değerlerde iken, Amalgomer CR'nin içeriğindeki zirkonyum oksit oranı üretici firma tarafından özel bilgi gerekçesiyle belirtilmemektedir. Zirconomer Improved ve Amalgomer CR ile ilgili aşınma direncinin kıyaslandığı herhangi bir literatür çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle in vivo şartlarında değerlendirildiği daha ileri çalışmalara gerek vardır.

Xie ve ark.<sup>176</sup> ile Cunha ve ark.<sup>244</sup> RMCİS'lerin aşınmaya karşı direncinin düşük olmasını, partikül boyutunun büyüklüğüne ve organik matriks ile inorganik doldurucu arasındaki zayıf bağlantıya bağlamışlardır. Ayrıca literatürdeki çalışmalarda RMCİS'lerin aşınma miktarının fazla olmasının nedenleri arasında; bu simanların matrikslerinin içerisindeki farklı polimer yapısı,<sup>238</sup> polimer materyallerde bulunan dimetakrilatlara göre yapılarındaki poliakrilik matriksin daha kırılğan olması ve içeriklerindeki HEMA'nın fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemesi<sup>176</sup> gibi özellikleri

düşünülmüştür. Ancak çalışmaların aksine bizim çalışmamızda Fuji II LC Capsule (RMCİS) aşınma oranı düşük bulunmuştur. Bu değer Zirconomer Improved, Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) gruplarının aşınma oranları ile benzer değerler göstermiştir.

Latta ve ark.<sup>265</sup> ile Mondelli ve ark.<sup>266</sup> kompomer materyallerinin kompozit rezinler kadar aşınmaya dirençli olmadığını ve özellikle okluzal yüzeyi içeren arka bölge restorasyonlarında kullanımının kontrendike olduğunu belirtmişlerdir. Lund ve ark.<sup>267</sup> iki farklı kompomer materyalinin 6 yıllık klinik performansını ve aşınma direncinin incelendiği bir klinik araştırmada, kompomerlerin arka bölge restorasyonlarında kullanımlarının kabul edilebilir sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da aşınma oranı açısından Dyract XP (Kompomer) materyali Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS) ve Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) gruplarından yüksek ama istatistiksel olarak benzer değerler göstermiştir. Diğer gruplardan ise düşük aşınma oranı göstermiştir. Demirci ve ark.<sup>268</sup> yaptıkları 5 yıllık klinik takip çalışmalarında da kompomer restorasyonlarının aşınma miktarı açısından kabul edilebilir düzeyde olduğunu savunmuşlardır.

Kalavacharla ve ark.<sup>269</sup> 2 farklı akışkan giomer ve 2 farklı hibrit kompozit rezinin aşınma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında giomer ile hibrit kompozit rezinlerin aşınma oranlarını benzer bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise Beautifil II (Giomer) materyalinin aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı şekilde Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS) ve Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit)'den yüksek bulunmuştur.

Cam iyonomer simanların dezavantajları arasında bulunan erken dönemde neme karşı duyarlılığını azaltmak, sertliğini ve aşınma direncini artırmak amacıyla; toz/likit oranı, partikül boyutları ve dağılımı değiştirilerek materyaller güçlendirilmiş ve

YVCİS'ler üretilmiştir. Literatürde yer alan çalışmalarda da yüksek viskoziteli simanların geleneksel cam iyonomer simanlara göre; aşınma direnci, basma dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltıldığı belirtilmiştir.<sup>92, 94, 270, 271</sup> Bizim çalışmamızda da Equia Forte (YVCİS)'nin aşınma direnci Ionofil U (Geleneksel cam iyonomer siman)'dan yüksek bulunmuştur.

Hu ve ark.<sup>272</sup> yaptıkları çalışmada; farklı oranlarda doldurucu içeren dental kompozit rezinlerin aşınma mekanizmalarını incelemişlerdir. Çalışma sonunda, ağırlıkça %60 doldurucu oranına kadar kompozit rezin materyalinin özelliklerinde minimum değişim olmasına rağmen, ağırlıkça %80 ve %87,5 doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerde; doldurucu oranının artması ile sürtünme katsayısının ve aşınma miktarının arttığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ağırlıkça %75-85 zirkonya/silika doldurucu oranı içermektedir. Bu grubun aşınma oranı da Zirconomer Improved ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarından yüksek değerlerinden ise düşük bulunmuştur. Sürtünme katsayısı da Zirconomer Improved ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarından yüksek bulunmuştur. Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman), Dyract XP (Kompomer), Equia Forte (YVCİS) ve Filtek Z50 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında sürtünme katsayısı açısından önemli bir farklılık tespit edilmemiştir.

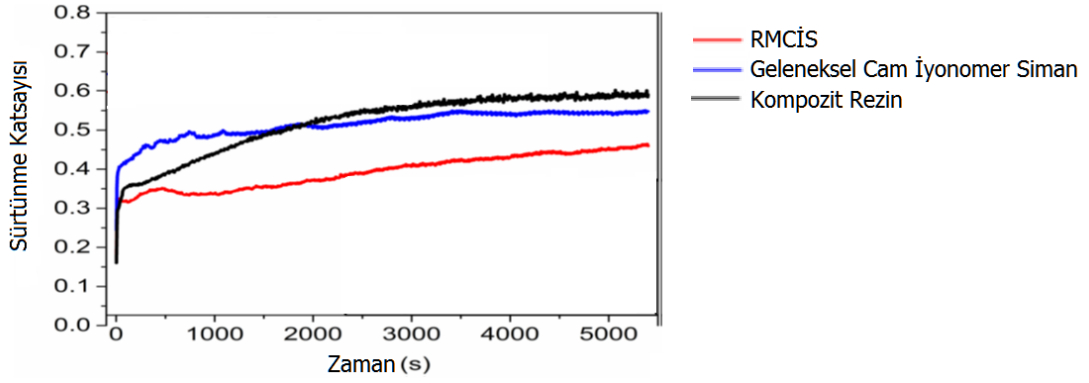
Sarkar<sup>273</sup> metallerin, aşınma miktarları ve sürtünme katsayısı arasında doğru orantı olduğunu belirtirken, kompozit rezinlerde ise bu durumun karmaşık olduğunu ve metallerdeki gibi kolaylıkla aşınma oranının, materyal sertliği ile kıyaslanamayacağını belirtmiştir.

Wassel ve ark.<sup>274</sup> kompozit rezin materyallerin sürtünme katsayısı ve aşınma oranları arasındaki ilişkiyi genellikle belirsiz olarak nitelendirmiştir. Mikrodolduruculu kompozit rezin grupları kendi içlerinde kıyaslandığında; daha sert olan mikrodolduruculu

kompozit rezininin, aşınma oranı ve sürtünme katsayısı daha az bulunmuştur. Bunun yanı sıra, hibrit kompozit rezinlerde, sürtünme katsayısı ve aşınma oranı arasında belirli bir ilişki bulunamamıştır. Sürtünme katsayısı düşük olan kompozit rezinlerin, daha az aşınabileceği belirtilmiştir. Kompozit rezin materyallerinin aşınma miktarı ve sürtünme katsayıları arasındaki ilişkinin; kompozit rezinin yapısından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerde, doldurucu ve rezin eşit oranda aşındığı için aşınma ve sürtünme katsayısı arasında belirli bir oran varken, hibrit kompozit rezinlerde ise bazı doldurucu materyallerin rezin yapıdan ayrılması ile daha kompleks ve değişken bir mekanizma ortaya çıkabilmektedir. Ayrıca Zhao ve ark.<sup>256</sup> da çalışmalarında, matriks ve doldurucu arasındaki mekanik bütünlüğün, doldurucu içeriğinin ve kimyasal içeriğinin, yüzeylerdeki sürtünmeyi etkilediğini göstermişlerdir.

Tillitson ve ark.<sup>242</sup>, yaptıkları çalışmada pin-on-disk yöntemi ile ortalama bir sürtünme katsayısının tespit edilmesinin yanıltıcı olabileceğini belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak elde edilen değerlerin uygulanan yüke, kayma hızına, lubrikant varlığına ve aşınan partiküllerin birikimine bağlı olarak değişimini göstermişlerdir. Yaptıkları çalışmada uygulanan kuvvet arttıkça sürtünmenin arttığını belirtmişlerdir. Test edilen materyallerin düşük yük altında yumuşak bir materyal gibi davranırken, yüksek yük altında kırılğan bir materyal gibi davrandığı belirtilmiştir. Bu kırılğan davranışın yüksek yük altında aşınmanın daha hızlı olmasına sebep olabileceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da uygulanan yük altında sürtünme test sonuçlarının, örneklerin aşınma oranı değerleri ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir. En düşük aşınma oranı veya diğer bir ifade ile aşınmaya en dirençli restorasyon materyali, sürtünme katsayısının da en düşük değerde olduğu Zirconomer Improved örnekleri için elde edilmiştir.

Rodrigues ve ark.<sup>275</sup> çalışmalarında nanohibrit kompozit rezin (Grandio SO), RMCİS (Vitremer) ve geleneksel cam iyonomer simanın (Ionofil Molar) basma dayanımlarını ve aşınma oranlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre basma dayanımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark görülmüştür. En yüksek basma dayanımı değeri kompozit rezin grubunda, en düşük basma dayanımı değeri ise geleneksel cam iyonomer siman grubunda bulunmuştur. Aşınma oranı değerlerinde ise en fazla aşınma geleneksel cam iyonomer siman grubunda, en az aşınma ise kompozit rezin grubunda bulunmuştur. Sürtünme katsayısı verilerine göre ise en yüksek sürtünme katsayısı kompozit rezin grubunda, en düşük ise RMCİS grubunda bulunmuştur (Şekil 5.1).



Şekil 5.1. Çalışmada yer alan materyallerin sürtünme katsayısı-zaman grafiği<sup>275</sup>

Literatürde yer alan aşınma çalışmalarında; kıyaslanan materyallerin aşınma sonuçlarının ve sürtünme katsayılarının bizim çalışmamızdan farklılık göstermesi, aşınma oranlarını incelemek için kullanılan cihazların farklı olmasına, test sırasında farklı kuvvetlerin uygulanmasına, ara madde varlığına, kullanılan cihaza göre aşınma değerlerinin alan, hacim ya da uzunluk gibi farklı birimlerde verilmesine ve farklı antagonist materyallerin seçilmiş olmasına bağlanabilir. Bu kapsamda çalışma bulguları değerlendirilirken bu farklar göz önünde bulundurulmalıdır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Basma dayanımı testine göre; en yüksek basma dayanımı değeri Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) grubunda (136,98 MPa) bulunmuştur. En düşük basma dayanımı değeri ise Amalgomer CR grubunda (63,26 MPa) bulunmuştur.
2. Amalgomer CR, Zirconomer Improved, Equia Forte (YVCİS), Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarının basma dayanımı değerleri benzer sonuçlar göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).
3. Beautifil II (Giomer), Dyract XP (Kompomer), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Fuji II LC Capsule (RMCİS) gruplarının basma dayanımı değerleri benzer sonuçlar göstermiş olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).
4. Aşınma testine göre; en yüksek aşınma oranı Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) grubunda ( $46,8 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur. En düşük aşınma oranı ise Zirconomer Improved grubunda ( $2,16 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ) bulunmuştur.
5. Zirconomer Improved, Fuji II LC Capsule (RMCİS), Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Dyract XP (Kompomer) grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede diğer gruplardan daha az aşınma, kendi aralarında ise benzer aşınma oranı göstermiştir ( $p>0,05$ ).
6. Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman) diğer bütün gruplardan yüksek aşınma oranı göstermiştir, bunu sırasıyla Equia Forte (YVCİS), Beautifil II (Giomer), Amalgomer CR gruplarındaki örnekler takip etmiştir. Bu gruplar kendi aralarında ise benzer aşınma oranı göstermiştir ( $p>0,05$ ).
7. Filtek Z250 (Mikrohibrit Kompozit) ve Amalgomer CR gruplarınının da aşınma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

8. Sürtünme katsayısı bulgularına göre; en düşük ortalama sürtünme katsayısı Zirconomer Improved örnekleri için yaklaşık 0,19 olarak, en yüksek değer ise Beautifil II (Giomer) örnekleri için yaklaşık 0,74 olarak elde edilmiştir.
9. Ionofil U (Geleneksel Cam İyonomer Siman), Dyract XP (Kompomer), Equia Forte (YVCİS) ve Filtek Z50 (Mikrohibrit Kompozit) grupları arasında sürtünme katsayısı açısından önemli bir farklılık tespit edilmemiştir.

Sonuç olarak; amalgam restorasyonların popülaritesindeki azalma ve kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, teknik hassasiyet gibi dezavantajlarının yanında cam iyonomer simanların fluor salabilme ve diş dokularına kendi kendilerine bağlanabilme gibi avantajları da göz önünde bulundurulduğunda seramik ve zirkonya takviyeli cam iyonomer simanların (Amalgomer CR ve Zirconomer Improved) geliştirilmesi önemli hale gelmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre de bu iki materyalin geleneksel cam iyonomer simanlara alternatif olarak ART restorasyonlarında, dişlerin uzun süreli geçici restorasyonlarında ya da kaide amaçlı kullanılabileceğini destekleyen veriler elde ettik.

Literatürdeki çalışmalara göre Zirconomer Improved materyalinin, fluor salınımı iyi düzeyde olduğu için yüksek çürük riskli bireylerde özellikle sınıf I kaviteelerde, pediatrik ve geriatric restorasyonlarda; uygulama basamaklarının kolaylığı sayesinde, sonuçlarımıza göre aşınma oranının da daha az olmasından dolayı kompozit rezinlere iyi bir alternatif olduğunu düşünmekteyiz.

Bu çalışmada yer alan materyallerin basma dayanımı ve aşınma direnci açısından değerlendirildiği literatür çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda yer alan güncel materyallerden elde ettiğimiz bulgular klinik ve laboratuvar çalışmalarıyla desteklenmelidir.

## KAYNAKLAR

1. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 2006, 22: 852-856.
2. Zhao J, Xie D. Effect of nanoparticles on wear resistance and surface hardness of a dental glass-ionomer cement. *Journal of Composite Materials*, 2009, 43: 2739-2752.
3. Holmstrom SE. Restorative materials. *Journal of Veterinary Dentistry* 1991, 8.1: 12-15.
4. Terry D. *Esthetic & restorative dentistry. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.* Baskı. 2012: 40-42.
5. Soares CJ, Bicalho AA, Tantbiroj D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2013, 15: 341-350.
6. Pallesen U, Van Dijken JW. A randomized controlled 27 years follow up of three resin composites in Class II restorations. *Journal of Dentistry*, 2015, 43: 1547-1558.
7. Sauro S, Pashley DH. Strategies to stabilise dentine-bonded interfaces through remineralising operative approaches–State of The Art. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 2016, 69: 39-57.
8. Toras F, Hamouda I. Effect of nano filler on microhardness, diametral tensile strength and compressive strength of nano-filled glass ionomer. *International Journal of Dentistry and Oral Science* 2017, 4: 413-417.
9. Preston A, Mair L, Agalamanyi E, Higham S. Fluoride release from aesthetic dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 123-129.



10. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European Journal of Dentistry*, 2013, 7: 15.
11. Al-Angari SS, Hara AT, Chu T-M, Platt J, Eckert G, Cook NB. Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *Journal of Oral Science*, 2014, 56: 11-16.
12. Kaya T, Tirali RE. Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013, 7: 71-77.
13. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*, 2009, 3: 76-96.
14. Williams J, Billington R, Pearson G. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998, 25: 535-540.
15. Moshaverinia A, Ansari S, Movasaghi Z, Billington RW, Darr JA, Rehman IU. Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dental Materials*, 2008, 24: 1381-1390.
16. 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. *Australian Dental Journal*, 2009, 54: 233-237.
17. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dental Materials*, 2002, 18: 246-254.
18. Türköz Y, Kansu G. Sabit Protezlerde Kullanılan İki Estetik Materyalin Sertlik ve Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1994, 11: 67-72.

19. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science*, 2006, 14.SPE: 3-9.
20. Craig RG, Powers J. Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby, 2002, 480: 552-553.
21. Wilson A. Alumino-silicate polyacrylic acid and related cements. *British Polymer Journal*, 1974, 6: 165-179.
22. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *British dental journal*, 1972, 132: 133-135.
23. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*. Baskı. CRC Press, 2001: 97-103.
24. Francisconi LF, Scaffa PMC, Barros VRdSP, Coutinho M, Francisconi PAS. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *Journal of Applied Oral Science*, 2009, 17: 364-369.
25. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Australian Dental Journal*, 2011, 56: 10-15.
26. Wilson A, Kent B, Clinton D, Miller R. The formation and microstructure of dental silicate cements. *Journal of Materials Science*, 1972, 7: 220-238.
27. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 2013, 10: 411.
28. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations. *Trends Biomater Artif Organs*, 2005, 18: 158-165.
29. Barry TI, Clinton DJ, Wilson AD. The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *Journal of Dental Research*, 1979, 58: 1072-1079.

30. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of Dental Research*, 1980, 59: 1055-1063.
31. McLean J, Wilson A. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Australian Dental Journal*, 1977, 22: 31-36.
32. Lacefield W, Reindl M, Retief D. Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1985, 53: 194-198.
33. Kanık Ö. Yüzey örtücü ile kaplanmış farklı restoratif cam iyonomer simanların özelliklerinin karşılaştırmalı olarak in-vivo ve in-vitro incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İzmir: Ege Üniversitesi, 2011.
34. Browning WD. The benefits of glass ionomer self-adhesive materials in restorative dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2006, 27: 308-314.
35. Lin A, McIntyre N, Davidson R. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research*, 1992, 71: 1836-1841.
36. Almuhaiza M. Glass-ionomer cements in restorative dentistry: a critical appraisal. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2016, 17: 331-336.
37. Mclean JW. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence International*, 1994, 25: 587-589.
38. Craig RG PJ, Wataha, John C. . *Dental Materials*. Baskı. Mosby, 2000.
39. Van Meerbeek B, Inokoshi, S, Braen, M, Lambrechts, P, Vanherle, G. Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *Journal of Dental Research*, 1992, 71: 1530-1540.

40. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *General dentistry*, 2012, 60: e383-e388.
41. Mount G. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Operative Dentistry*, 1994, 19: 82-90.
42. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials*, 2004, 20: 45-50.
43. Lohbauer U, Krämer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Mueller FA, Petschelt A, Ebert J. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *American Journal of Dentistry*, 2011, 24: 124-128.
44. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, 1998, 19: 467-478.
45. Kent B. The properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J*, 1973, 135: 322-326.
46. Deb S, Nicholson J. The effect of strontium oxide in glass-ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1999, 10: 471-474.
47. Sidhu S, Nicholson J. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 2016, 7: 16.
48. Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001, 28: 26-32.
49. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 1998, 19: 485-494.
50. Fareed MA, Stamboulis A. Nanoclay addition to a conventional glass ionomer cements: Influence on physical properties. *European Journal of Dentistry*, 2014, 8: 456.

51. Nicholson J, Brookman P, Lacy O, Wilson A. Fourier transform infrared spectroscopic study of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. *Journal of Dental Research*, 1988, 67: 1451-1454.
52. Chemfil Rock SC, Dentsply, <http://www.dentsply.co.uk/uploads/files/scientific-compendium.pdf>. Erişim tarihi: 23 Ekim 2015.
53. Hatton P, Brook I. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (polyalkenoate) cement. *British Dental Journal*, 1992, 173: 275.
54. Brown D. Orthodontic band cements. *British Journal of Orthodontics*, 1989, 16: 127-131.
55. Ikemura K, Tay F, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dental Materials*, 2003, 19: 137-146.
56. Pitel M. Reconsidering glass-ionomer cements for direct restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2014, 35: 26-31.
57. Nicholson J, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1999, 10: 449-452.
58. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FT, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of Dentistry*, 2010, 38: 490-495.
59. Choi J-Y, Lee H-H, Kim H-W. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2008, 19: 87.
60. Tran L, Messer LB. Clinicians choices of restorative materials for children. *Australian Dental Journal*, 2003, 48: 221-232.

61. Osborne J, Summitt JB, Roberts H. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 2002, 24: 439-447.
62. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
63. Hammouda IM. Reinforcement of conventional glass-ionomer restorative material with short glass fibers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2009, 2: 73-81.
64. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Eight-year study on conventional glass ionomer and amalgam restorations in primary teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2004, 62: 37-45.
65. Naasan M, Watson T. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry*, 1998, 11: 36-45.
66. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *The Journal of the American Dental Association*, 1990, 120: 65-68.
67. Onal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association*, 2005, 136: 1547-1555.
68. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, 1998, 19: 521-527.
69. Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 2002, 24: 423-429.
70. Nicholson J. Glass ionomer dental cements: update. *Materials Technology*, 2010, 25: 8-13.
71. Welbury R. *Paediatric Dentistry*. Baskı. Hong Kong, Oxford University Press, 1997.

72. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi, 2000.
73. Hes K, Leung S, Wei S. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Australian Dental Journal*, 1999, 44: 1-11.
74. Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K. Marginal Gap Formation and Fluoride Release of Resin-Modified Glass-Ionomer Cement. *Dental Materials Journal*, 2004, 23: 305-313.
75. Christensen GJ. Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *Journal of the American Dental Association*, 1997, 128: 479-480.
76. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatric Dentistry*, 1998, 20: 93-100.
77. O'brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Baskı. Chicago, IL, USA, Quintessence Pub Co, 2002.
78. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Baskı. İzmir, 1. Baskı, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 2004.
79. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *Journal of Dental Research*, 1993, 72: 1257-1262.
80. Forsten L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1995, 53: 222-225.
81. Burgess J, Norling B, Summitt J. Resin ionomer restorative materials: the new generation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1994, 6: 207-215.
82. Christensen GJ. Glass ionomer-resin: a maturing concept. *Journal of the American Dental Association*, 1993, 124: 248-249.
83. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials*, 1995, 11: 359-362.

84. Cıldır SK, Sandallı N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *Dental Materials Journal*, 2005, 24: 92-97.
85. Bala O. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimiği Fakültesi Dergisi*, 1998, 1: 113-118.
86. Kugel G. Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. *American Journal of Dentistry*, 2000, 13: 35D-40D.
87. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 2002, 24: 465-479.
88. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 2007, 51: 659-675.
89. Preston AJ, Agalamanyi EA, Higham SM, Mair LH. The recharge of esthetic dental restorative materials with fluoride in vitro—two years' results. *Dental Materials*, 2003, 19: 32-37.
90. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Australian Dental Journal*, 2008, 53: 325-331.
91. Van Duinen RN, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Werner A, Feilzer AJ. Early and long-term wear of 'Fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 2005, 21: 716-720.
92. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dental Materials*, 2011, 27: 1031-1037.
93. 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. *Journal of Dentistry*, 2006, 34: 566-573.



94. Wang X, Yap AUJ, Ngo H. Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. *Operative Dentistry*, 2006, 31: 584-589.
95. Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *Journal of Public Health dentistry*, 1996, 56: 135-140.
96. Frencken J, Wolke J. Clinical and SEM assessment of ART high-viscosity glass-ionomer sealants after 8–13 years in 4 teeth. *Journal of Dentistry*, 2010, 38: 59-64.
97. Hu JY, Li YQ, Smales R, Yip KK. Restoration of teeth with more-viscous glass ionomer cements following radiation-induced caries. *International Dental Journal*, 2002, 52: 445-448.
98. Anusavice KJ. Does ART have a place in preservative dentistry? *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 1999, 27: 442-448.
99. Simmons J. The miracle mixture. Glass ionomer and alloy powder. *Texas Dental Journal*, 1983, 100: 6.
100. Croll TP, Killian CM. Glass-ionomer-silver-cermet interim Class I restorations for permanent teeth. *Quintessence International*, 1992, 23: 731-733.
101. Albers HF. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. Baski. PMPH-USA, 2002: 56-65.
102. Williams J, Billington R, Pearson G. The comparative strengths of commercial glass-ionomer cements with and without metal additions. *British Dental Journal*, 1992, 172: 279.
103. Guggenberger R, May R, Stefan K. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, 1998, 19: 479-483.
104. Cho S, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *Journal-Canadian Dental Association*, 1999, 65: 491-495.

105. Demirci M. Hibrid iyonomerler ve kompomerlerin klinik özellikleri. *TDBD Der*, 2003, 75: 49-52.
106. Kramer N, Kunzelmann K, Pollety T, Pelka M, Hickel R. Long-term results with Cermet cement fillings in class I/II cavities. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 1994, 49: 905-908.
107. 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. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 315-339.
108. 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 eight years. *The Journal of the American Dental Association*, 2007, 138: 621-627.
109. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dental College Journal*, 2012, 2: 28-37.
110. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C, Congiu M. In vitro evaluation of gomomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 2006, 31: 227-232.
111. Meena N. Giomer-the intelligent particle (new generation glass ionomer cement). *International Journal of Dentistry and Oral Health*, 2015, 2.
112. Bansal R, Bansal T. A comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after recharging from aesthetic restorative materials: an in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2015, 9: 11-14.

113. Shafiei F, Abouheydari M. Microleakage of class V methacrylate and silorane-based composites and nano-ionomer restorations in fluorosed teeth. *Journal of Dentistry*, 2015, 16: 100.
114. Lyapina MG, Tzekova M, Dencheva M, Krasteva A, Yaneva-Deliverska M, Kisselova A. Nano-glass-ionomer cements in modern restorative dentistry. *Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers*, 2016, 22: 1160-1165.
115. Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *The European Journal of Orthodontics*, 2009, 32: 78-82.
116. Miletic V. Nano-filled resin-modified glass-ionomer cement: "nano-ionomer" Ketac N100. <<http://dental-materials.blogspot.com.tr/2009/11/nano-filledresinmodifiedglass.html>>>. Erişim Tarihi: 01 Ekim 2019.
117. Falsafi A, Mitra SB, Oxman JD, Ton TT, Bui HT. Mechanisms of setting reactions and interfacial behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer. *Dental Materials*, 2014, 30: 632-643.
118. Coutinho E, Cardoso M, De Munck J, Neves A, Van Landuyt K, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials*, 2009, 25: 1347-1357.
119. Pameijer CH. Crown retention with three resin-modified glass ionomer luting agents. *The Journal of the American Dental Association*, 2012, 143: 1218-1222.
120. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials*, 2012, 28: 1051-1058.

121. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 2016, 7: 16.
122. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of Dentistry*, 2013, 41: 223-230.
123. Nicholson JW. Fluoride-releasing dental restorative materials: An update. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 2014, 18: 60-69.
124. Stamboulis A, Law RV, Hill RG. Characterisation of commercial ionomer glasses using magic angle nuclear magnetic resonance (MAS-NMR). *Biomaterials*, 2004, 25: 3907-3913.
125. Volpato CM, Garbelotto L, Fredel MC, Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Advances in Ceramics-Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*, 2011: 25.
126. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1995, 7: 73-80.
127. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2004, 24.
128. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
129. Daou EE, Al-Gotmeh M. Zirconia ceramic: a versatile restorative material. *Dentistry*, 2014, 4: 1.
130. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 2004, 20: 449-456.

131. Chalissery VP, Marwah N, Almuhaiza M, AlZailai A, Chalisserry E, Bhandi S, Anil S. Study of the mechanical properties of the novel zirconia-reinforced glass ionomer cement. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2016, 17: 394-398.
132. Pereira LCG, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet J-F, de Lima Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4.
133. Patel MU, Punia SK, Bhat S, Singh G, Bhargava R, Goyal P, Oza S, Raiyani CM. An in vitro evaluation of microleakage of posterior teeth restored with amalgam, composite and zirconomer—A stereomicroscopic study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*: 2015, 9: ZC65.
134. Shofu Dental GmbH Am Brüll 17 R, Germany. <http://www.shofu.com.sg/downloads/pdf/Zirconomer%20Impv%20Brochure.pdf>. Erişim Tarihi: 12 Ocak 2020.
135. Bhattacharya A, Vaidya S, Tomer AK, Mangat P, Raina AA. Evaluation and comparison of physical properties and fluoride release of newly introduced ceramic reinforced glass-ionomer restorative material with other glass ionomer cements—An in vitro study. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 2017, 3: 486-492.
136. Nigam AG, Jaiswal J, Murthy R, Pandey R. Estimation of Fluoride Release from Various Dental Materials in Different Media—An In Vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2009, 2: 1.
137. Bhattacharya, Abhishek, et al. GIC at It's best—A review on ceramic reinforced GIC. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 2017, 3: 405-408.
138. Wang Y, Darvell B. Hertzian load-bearing capacity of a ceramic-reinforced glass ionomer cement stored wet and dry. *Dental Materials*, 2009, 25: 952-955.

139. Yee R. An ART field study in western Nepal. *International Dental Journal*, 2001, 51: 103-108.
140. Advanced Healthcare Limited Tonbridge UK.  
<http://www.universaldental.com.pk/documents/AMALGOMER-Technology.pdf>.  
Erişim Tarihi: 12 Ocak 2020.
141. ÇelİK Ç. Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 2017, 3: 128-137.
142. Alla R. *Dental materials science*. Baskı. Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, New Delhi, India, 2013: 91-125.
143. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 1997, 105: 97-116.
144. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006, 11: E215-220.
145. Yücel T, Ulukapı H, Tarım B, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *Türk Diş Hek Bir Derg.*, 2004, 83: 10-30.
146. Richard VN. Introduction to Dental Materials. 2nd ed. Philadelphia: Mosby, 2002: 96-123
147. Sakaguchi RL. Restorative materials-Composites and Polymers. *Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Philadelphia: Mosby Elsevier*, 2012.: 161-198.
148. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers*. Baskı. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby, 2012.

149. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, 50: 480-488.
150. Leinfeder KF. Composite Resins. *Dent. Clin. North Am.*, 1985, 29: 359-371.
151. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 1993, 24.
152. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*, 1985, 64: 1396-1403.
153. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dental Clinics*, 2002, 46: 303-339.
154. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2002, 133: 1387-1398.
155. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 2011, 27: 29-38.
156. Christensen GJ. Remaining challenges with Class II resin-based composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2007, 138: 1487-1489.
157. Crispin BJ. *Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals*. Baskı. Quintessence Pub Co, 1994.
158. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of solids and materials*. Baskı. Cambridge University Press, pp 106, 2006.
159. Food, Drug Administration H. Dental devices: classification of dental amalgam, reclassification of dental mercury, designation of special controls for dental

- amalgam, mercury, and amalgam alloy. Final rule. *Federal Register*, 2009, 74: 38685.
160. Kleverlaan CJ, Van Duinen, Raimond NB, Feilzer, Albert J. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials*, 2004, 20: 45-50.
161. ISO I. 9917-1: dentistry-water-based cements—part 1: powder/liquid acid–base cements. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization*, 2007 ISO; 2016.
162. Thorp J. Abrasive wear of some commercial polymers. *Tribology International*, 1982, 15: 59-68.
163. Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 2012, 30: 115-122.
164. Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 112: 625-631.
165. Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S. An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental medicine*, 2013, 6: 423.
166. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 386-395.
167. Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods—a review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2003, 65: 280-285.



168. Türel V. Restoratİf dental materyallerİn yüzey mekanİK özelliklerİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015, 11.
169. Heintze S, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*, 2007, 263: 1138-1146.
170. Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y. Effect of filler size on wear resistance of resin cement. *Odontology*, 2001, 89: 41-44.
171. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2000, 53: 353-361.
172. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 2000, 16: 33-40.
173. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *Journal of Dentistry*, 2000, 28: 447-452.
174. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials*, 2007, 23: 1382-1389.
175. Oh W-s, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 451-459.
176. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 2000, 16: 129-138.

177. Fleming G, Zala D. An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. *Operative Dentistry*, 2003, 28: 168-177.
178. Koczorowski R, Wloch S. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 453-459.
179. Hegenbarth E. *Estetik ve zirkonyumdiyoksit çelişki mi?* Baskı. Quintessence Türkçe; 2007: 1:53-66.
180. Roulet J. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence International (Berlin, 1985)*, 1987, 18: 543.
181. Mair L, Stolarski T, Vowles R, Lloyd C. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 1996, 24: 141-148.
182. Ratledge DK, Smith BG, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994, 72: 194-203.
183. Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005, 93: 245-252.
184. Heintze S. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 2006, 22: 712-734.
185. Huysmans M, Chew HP, Ellwood R. Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Research*, 2011, 45: 60-68.
186. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of Dentistry*, 2010, 38: 182-190.
187. İnal B. Farklı restoratif materyallere karşı minede ve restoratif materyallerde oluşan aşınmanın değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İzmir Ege Üniversitesi 2002.

188. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 64: 631-635.
189. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42: 613-627.
190. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1995, 22: 421-427.
191. Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 63: 342-349.
192. Dentistry-water-based cements-part 1: powder/liquid acid-base cements (ISO 9917-1:2007) aa, <http://www.iso.org/iso/home.htm> la. Mar. 16th, 2014.
193. ADA. Professional product review laboratory testing methods: Core materials. *The American Dental Association*, 2008, 3(4): 1-18.
194. Kanik Ö, Türkün LŞ. Restoratif cam İyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2016, 37: 54-65.
195. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e38-e49.
196. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e50-e62.
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. *Journal of Applied Oral Science*, 2015, 23: 321-328.

198. Peez R, Frank S. The physical–mechanical performance of the new Ketac™ Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *Journal of Dentistry*, 2006, 34: 582-587.
199. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *European Journal of Dentistry*, 2012, 6: 79.
200. Rai R, Gupta R. In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *Journal of Conservative Dentistry*: 2013, 16: 564.
201. Aliping-McKenzie M, Linden R, Nicholson J. The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass–ionomers and “compomers”. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2003, 14: 869-873.
202. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2011, 23: 315-322.
203. Munack J, Haubert H, Dogan S, Geurtsen W. Effects of various storage media on surface hardness and structure of four polyacid-modified composite resins (“compomers”). *Clinical Oral Investigations*, 2001, 5: 254-259.
204. Yli-Urpo H, Lassila LV, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials*, 2005, 21: 201-209.
205. Yap A, Mok B. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative Dentistry*, 2002, 27: 161-166.

206. Wilder Jr A, Swift Jr E, May Jr K, Thompson J, McDougal R. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Journal of Dentistry*, 2000, 28: 367-373.
207. Shintome LK, Nagayassu MP, Di Nicoló R, Myaki SI. Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time. *Brazilian Oral Research*, 2009, 23: 439-445.
208. Yap A, Pek Y, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2003, 30: 1-8.
209. Moshaverinia A, Brantley WA, Chee WW, Rohpour N, Ansari S, Zheng F, Heshmati RH, Darr JA, Schricker SR, Rehman IU. Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dental Materials*, 2010, 26: 1137-1143.
210. Busanello L, Telles M, Junior WGM, Imparato JC, Jacques LB, Mallmann A. Compressive strength of glass ionomer cements used for atraumatic restorative treatment. *Revista Odonto Ciência*, 2009, 24: 295-298.
211. Li Y, Lin H, Zheng G, Zhang X, Xu Y. A comparison study on the flexural strength and compressive strength of four resin-modified luting glass ionomer cements. *Bio-medical Materials and Engineering*, 2015, 26: S9-S17.
212. Hambire U, Tripathi V, Mapari A. Improvement in the compressive strength and flexural strength of dental composite. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*, 2012, 7: 1-4.
213. Shetty C, Sadananda V, Hegde MN, Lagiseti AK, Shetty A, Mathew T, Shetty S. Comparative Evaluation of Compressive Strength of Ketac Molar, Zirconomer, and Zirconomer Improved. *Scholars Journal of Dental Sciences*, 2017, 4: 259-261.

214. Aratani M, Pereira AC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Consani S. Compressive strength of resin-modified glass ionomer restorative material: effect of P/L ratio and storage time. *Journal of Applied Oral Science*, 2005, 13: 356-359.
215. Craig R, Peyton F. Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of Dental Research*, 1958, 37: 710-718.
216. Parle D, Desai D, Bansal A In *Estimation of individual bite force during normal occlusion using fea*, Altair Technology Conference, India,2013.
217. Craig R, Peyton F, Johnson D. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *Journal of Dental Research*, 1961, 40: 936-945.
218. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*, 2010, 3: 76-96.
219. Mallmann A, Ataíde JCO, Amoedo R, Rocha PV, Jacques LB. Compressive strength of glass ionomer cements using different specimen dimensions. *Brazilian Oral Research*, 2007, 21: 204-208.
220. Bhatia HP, Singh S, Sood S, Sharma N. A comparative evaluation of sorption, solubility, and compressive strength of three different glass ionomer cements in artificial saliva: an in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2017, 10: 49.
221. Mohandesi JA, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 827-837.
222. Banava S, Salehyar S. In vitro comparative study of compressive strength of different types of composite resins in different periods of time. *Iranian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 2008, 4: 69-74.

223. Pamir T, Şen BH. Rezin kompozit ve cam İyonomer esaslı materyallerin basma dayanıklılıklarının saptanması. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 32: 31-37.
224. Rafeek RN. The effects of heat treatment on selected properties of a conventional and a resin-modified glass ionomer cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2008, 19: 1913-1920.
225. Felemban NH, Ebrahim MI. Effects of adding silica particles on certain properties of resin-modified glass-ionomer cement. *European Journal of Dentistry*, 2016, 10: 225.
226. Ilie N, Hickel R. Mechanical behavior of glass ionomer cements as a function of loading condition and mixing procedure. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 526-533.
227. Sazan Sherdil Saleem B. Comparative evaluation of compressive strength of esthetic restorative materials. *Mustansiria Dental Journal*, 2017, 14: 24-28.
228. 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). *Journal of Applied Oral Science*, 2013, 21: 243-249.
229. Asok P, Dhanashree D, Laxmi L, Preetam S, Sheta C, Rahul L. Comparative evaluation of compressive strength and diametral tensile strength of zirconomer, ketac molar and type ix gic– an in–vitro study. *International Journal of Current Research*, 2018, 10 70091-70094.
230. 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. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 2016, 34: 280.
231. Baby S, Ummar A, Mathew J, George L, Paul S. Comparative study on the compressive strength of a new ceramic reinforced glass ionomer (amalgomer cr) and resin-coated high strength glass ionomer cement (equia forte) with a nanohybrid composite material (tetric n ceram) in a simulated oral environment: An in vitro study. *Cons Dent Endod J*, 2018, 3: 40-44.
232. Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dental Materials*, 2006, 22: 746-751.
233. Özkalender Z. Cam hibrit ve çinko içerikli iki farklı cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Gaziantep Üniversitesi, 2019.
234. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009, 101: 269-278.
235. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teet. *Dental Materials Journal*, 2011: 57-59.
236. Sajewicz E, Kulesza Z. A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. *Tribology International*, 2007, 40: 885-895.
237. Sajewicz E. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear*, 2006, 260: 1256-1261.
238. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry*, 2004, 29: 269-274.



239. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 99: 435-443.
240. Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*, 2006, 22: 166-175.
241. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. In vitro contact wear of dental composites. *Dental Materials*, 2004, 20: 63-71.
242. Tillitson E, Craig R, Peyton F. Friction and wear of restorative dental materials. *Journal of Dental Research*, 1971, 50: 149-154.
243. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1981, 46: 443-449.
244. Puppin-Rontani R, Ferracane J, Correr-Sobrinho L. In vitro wear evaluation of dental materials in primary teeth. *American Journal of Dentistry*, 2006, 19: 364-369.
245. Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 74: 647-654.
246. Metzler KT, Woody RD, Miller III AW, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 356-364.
247. Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. *The Journal of the American Dental Association*, 1999, 130: 1347-1353.
248. Antunes PV, Ramalho A. Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering. *Wear*, 2003, 255: 990-998.

249. Ünlü N. Bazı estetik rezin materyallerin diş fırçası aşındırmasına karşı dayanımlarının incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2000, 27: 143-150.
250. Schwartz J, Söderholm KJ. Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2004, 62: 102-106.
251. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics*, 1998, 20: 79-92.
252. Yildirim Bicer AZ, Karakis D, Dogan A, Mert F. A comparison of wear rate of direct and indirect resin composites: A two-body wear abrasion test. *Journal of Composite Materials*, 2015, 49: 2599-2607.
253. Han J-m, Zhang H, Choe H-S, Lin H, Zheng G, Hong G. Abrasive wear and surface roughness of contemporary dental composite resin. *Dental Materials Journal*, 2014: 2013-2339.
254. Alptekin T, Özer F, Belli S. Üç farklı posterior kompozit materyalin aşınma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak in-vitro incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1999, 9: 21-24.
255. Shabaniyan M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 650-656.
256. Zhao J, Weng Y, Xie D. A novel high-wear-resistant glass-ionomer cement for class I and class II restorations. *European Journal of Oral Sciences*, 2009, 117: 86-89.
257. Francisconi L, Honório HM, Rios D, Magalhães A, Machado MdA, Buzalaf MAR. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Operative Dentistry*, 2008, 33: 203-208.

258. Honório H, Rios D, Francisconi L, Magalhães A, Machado M, Buzalaf M. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2008, 35: 947-953.
259. Turssi C, Hara A, Serra M, Rodrigues Jr A. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002, 29: 864-871.
260. Çabukusta ÇS. Estetik restoratif materyallerde farklı koşullarda oluşan aşınmanın in-vitro olarak incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, 2013.
261. McKinney J, Antonucci J, Rupp N. Wear and microhardness of glass-ionomer cements. *Journal of Dental Research*, 1987, 66: 1134-1139.
262. Jang Y-S, Nguyen T-DT, Ko Y-H, Lee D-W, Baik BJ, Lee M-H, Bae T-S. In vitro wear behavior between enamel cusp and three aesthetic restorative materials: Zirconia, porcelain, and composite resin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2019, 11: 7-15.
263. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2010, 104: 105-113.
264. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, Ahn J-S, Ryu J-J. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry*, 2012, 40: 979-988.
265. Latta MA, Barkmeier WW, Wilwerding TM, Blake SM. Localized wear of compomer restorative materials. *American Journal of Dentistry*, 2001, 14: 238-240.

266. Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, Ishikiriyama A. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. *Journal of Applied Oral Science*, 2005, 13: 131-135.
267. Lund R, Sehn F, Piva E, Detoni D, Moura F, Cardoso P, Demarco F. Clinical performance and wear resistance of two compomers in posterior occlusal restorations of permanent teeth: six-year follow-up. *Operative Dentistry*, 2007, 32: 118-123.
268. Demirci M, Sancakli HŞ, Uysal Ö. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract) in class V carious lesions: 5-year results. *Clinical Oral Investigations*, 2008, 12: 157-163.
269. Kalavacharla VK, Robles R, Cai Q, Cakir D, Beck P, Ramp L, Burgess J. Mechanical Properties of Flowable Composite Resins and a Giomer. AADR/CADR kongresinde sunulan poster, 2012. Tampa, Fla., ABD.
270. Çelik EU, Ermiş B. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2008, 11: 91-95.
271. Şener Y, Koyutürk A. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, 2006, 9: 91-94.
272. Hu X, Marquis P, Shortall A. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2003, 30: 729-737.
273. Sarkar AD. *Friction and wear*. Baskı. London, Academic Pres, 1980.
274. Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of Dental Research*, 1994, 73: 1546-1553.
275. Rodrigues DS, Buciumeanu M, Martinelli AE, Nascimento RM, Henriques B, Silva FS, Souza JC. Mechanical strength and wear of dental glass-ionomer and resin

composites affected by porosity and chemical composition. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 2015, 1: 24.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
<b>Adı Soyadı:</b> Kübra CANTÜRK
<b>Doğum Tarihi:</b> 17.10.1990
<b>Doğum Yeri:</b> Gaziantep
<b>Medeni Hali:</b> Evli
<b>Uyruğu:</b> T.C.
<b>Adres:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
<b>Tel:</b> 0 442 231 1111
<b>Faks:</b> 0 442 236 1014
<b>E-mail:</b> dt.kubrakulakoglu@gmail.com
Eğitim
<b>Lise:</b> Gaziantep Anadolu Lisesi (2008)
<b>Lisans:</b> Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2015)
<b>Uzmanlık:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017-2020)
Yabancı Dil Bilgisi
<b>İngilizce:</b> İyi derecede (YDS 65, Eylül 2014)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
Yeryüzü Doktorları
İlgi Alanları ve Hobiler
Kayak
Yüzme
Voleybol

## EK-2. ETİK KURUL ONAYI




T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 26.04.2019  
Oturum Sayısı: 6/2019

### KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	<b>Prof. Dr. Mehmet YILDIZ</b> Arş. Gör. Dt. Kübra CANTÜRK
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Çeşitli Materyallerle Takviye Edilmiş Cam İyonomer Simanların Basma Dayanımlarının ve Aşınma Dirençlerinin Değerlendirilmesi</i>
<b>Karar No</b>	37.
<b>Alınan Karar</b>	Prof. Dr. Mehmet YILDIZ danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Kübra CANTÜRK'ün hazırladığı " <i>Çeşitli Materyallerle Takviye Edilmiş Cam İyonomer Simanların Basma Dayanımlarının ve Aşınma Dirençlerinin Değerlendirilmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezine Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi

  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM  
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN  
ÜYE  
(Katılmadı)

  
Prof. Dr. Recep ORBAK  
ÜYE

  
Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ  
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ  
ÜYE  
(Katılmadı)

## EK-3. PROJE ÖZET RAPORU

	<b>T.C.ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ</b> <b>Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi</b> <b>PROJE ÖZET RAPORU</b>
---	--

Proje Yürütücüsü	Prof.Dr. Mehmet YILDIZ		
Proje Kodu	TDH-2019-7322		
Proje Başlığı	Çeşitli materyallerle takviye edilmiş cam iyonomer simanların basma dayanımlarının ve aşınma dirençlerinin değerlendirilmesi		
Proje Türü	Tez Projesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık		
Proje Grubu	Tıp Sağlık		
Süresi (Ay)	12		
Proje Durumu	Yürüyen Proje		
Başvuru Tarihi	1.5.2019	Muhtemel Bitiş Tarihi	19.7.2020
Başlangıç Tarihi	19.7.2019	Bitiş Tarihi	
Ek Süre 1 (Ay)		Ek Süre 2 (Ay)	
Onaylanan Bütçesi	9.183,24 ₺		
Ek Ödenek 1	0,00 ₺		
Ek Ödenek 2	0,00 ₺		
Ek Ödenek 3	0,00 ₺		
Toplam Bütçe	9.183,24 ₺	Gerçekleşen Harcama	8.402,40 ₺

### Proje Özeti

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğinde restoratif amaçla sıkça kullanılan materyallerdir. Bu materyaller flor salınımı ve dişe kimyasal adezyonla tutunmak gibi avantajlarının yanısıra; ilk üretilen tipleri olan geleneksel cam iyonomer simanlardan itibaren özellikle kompozit rezin materyallere göre mekanik özellikler bakımından hep dezavantajlı olmuşlardır. Son yıllarda cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini arttırmak için birleşimlerine çeşitli materyaller takviye edilmiştir. Bu projede de çeşitli materyallerle takviye edilmiş cam iyonomer simanların basma dayanımlarının ve aşınma dirençlerinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Çalışmamızda 9 grup restoratif materyalin basma dayanımı ve aşınma dirençleri değerlendirilecektir. Kullanılacak restoratif materyaller; kompozit rezin, poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer), rezin içerikli cam iyonomer siman, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, giomer, zirkonomer, zirkonomer improved, amalgomer CR ve geleneksel cam iyonomer simandır. Tüm numuneler, materyallerin üretici talimatları doğrultusunda, metal kalıplar kullanılarak disk ve silindirik şekilde hazırlanacaktır. Disk şeklinde hazırlanan numunelere karşıt hareketli (reciprocating) aşınma test cihazı ile aşındırma yapılacaktır. Daha sonra hazırlanan numunelerin aşınma dirençlerini ölçmek için profilometre cihazı kullanılacaktır. Basma dayanımları için ise Universal test cihazı kullanılarak ölçüm yapılacaktır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilecektir.

### Proje Ekibi

Arş.Gör. Kübra CANTÜRK

### Araştırma Alanları

Konservatif Diş Tedavisi