

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DÖRT FARKLI CAM İYONOMER ESASLI
RESTORATİF MATERYALİN, KESME BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞI VE MİKROSIZINTI AÇISINDAN İN
VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Ece MERAL

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

ANKARA

2017

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DÖRT FARKLI CAM İYONOMER ESASLI
RESTORATİF MATERYALİN, KESME BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞI VE MİKROSIZINTI AÇISINDAN İN
VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Ece MERAL

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. N. Meserret BAŞEREN**

**ANKARA
2017**

ONAY SAYFASI

04.12.2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt.Ece Meral'in 04.12.2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Dört Farklı Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyalin Kesme Bağlanma Dayanıklılığı ve Mikrosızıntı Açısından Karşılaştırılması" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof.Dr.Filiz YALÇIN ÇAKIR

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Meserret BAŞEREN

Üye : Prof.Dr.Adil NALÇACI

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan Vekili

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

x Tezimin 01.01.2021 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

26/12/2017

Ece Meral

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleri ile her konuda yol gösteren, sevgisini ve desteğini esirgemeyen, çok sevdiğim, değerli tez danışmanım sayın Prof. Dr. N. Meserret BAŞEREN'e,

Bilgeliğiyle ufkumu açan, bilimsel çalışmalarına büyük bir özveriyle yol gösteren, bilime gönül vermiş yılmaz bir nefer olmasının yanı sıra, sevgi dolu bir abla da olan sayın Prof. Dr. Rüya YAZICI'ya,

Hiçbir zaman yardımlarını esirgemeyen, cevapsız sorularımın değişmez adresi, canım ablam, sayın Doç. Dr. Esra ERGİN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince, herbirinden bir çok şey öğrendiğim, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine,

Her zaman bana destek olan, tez yazım sürecimde de yardımlarını esirgemeyen sevgili ablam, Yard. Doç. Dr. Uzay Koç VURAL'a,

Acısıyla tatlısıyla, dostlukları sayesinde masal kıvamında geçen 3,5 senede, bir an olsun yalnız bırakmayan, zorluklara birlikte göğüs gerdiğimiz, gönül dostları Cansu ATALAY, Berçem KALENDER, Aynur HORUZTEPE, Aslı BERBER ve Seval ÖZTAŞ'a,

Desteklerini her zaman hissettiğim, dostluklarıyla günlerime neşe katan, Cansu SEVİK, Aybüke USLU, Meltem DURSUN ve Leyla KERİMOVA'ya,

Berber çalışmaktan büyük keyif duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölümün tüm personeline,

Her fırtınada sığınacak sağlam bir liman oldukları gibi, tez çalışmalarım süresince de bana moral ve sonsuz destek veren Ceren DEĞER ve Yasemin Hazal DEDEAĞA'ya

Uzakta da olsa, sonsuz desteği ve mizahi kişiliğiyle, hep yanibaşımda hissettiren Buse Tansu GÜNDOĞAN'a ve yanibaşımda da olsa, mesafeli tavrı ile uzakta hissettiren Nil YAKAR'a

Sonsuz bir sevgiyle her zaman arkamda duran, emeklerinin ve fedakarlıklarının karşılığını asla ödeyemeyeceğim canım babam Haluk YILDIZ ve canım annem Serpil YILDIZ'a

Bilgelik sembolü canım abim Cihan YILDIZ'a, sevgili eşi, canım ablam Seda YILDIZ'a ve biricik yeğenim, neşe kaynağı, Teoman YILDIZ'a

Sevgisi, ilgisi ve sabrıyla, her zaman destek olan, kendisine sahip olduğum için şanslı hissettiğim sevgili eşi, Salih Eren MERAL'e

Bütün kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

MERAL, E. Dört Farklı Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyalin, Kesme Bağlanma Dayanıklılığı ve Mikrosızıntı Açısından *İn Vitro* Olarak Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, cam iyonomer esaslı 4 farklı restorative materyalin kesme bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı açısından karşılaştırılmasıdır. Çalışmada kesme bağlanma dayanıklılığı testi için 30, mikrosızıntı testi için 32 adet insan 3. Molar dişi kullanılmıştır. Kesme bağlanma dayanıklılığı testi için dişler, bukkolingual olarak, dişin uzun aksına paralel şekilde kesilmiş ve bukkal ve lingual olmak üzere 2 kesit elde edilmiştir. Elde edilen kesitler akril içerisine bukkal veya lingual yüzeyleri açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiş ve dentin yüzeyleri 600 gritlik zımpara ile açığa çıkartılmıştır. Daha sonra dişler 4 gruba ayrılmış (n=15) ve sırasıyla Equia (GC, Tokyo, Japonya), Cam Karbomer (GCP Dental, Leiden, Hollanda), Zirconomer (Shofu, Tokyo, Japonya), Riva Self-cure (SDI, Baywater, Avustralya) teflon bir jig kullanılarak bağlanmıştır. Daha sonra örnekler universal bir test cihazında, 0,5 mm/dk'lık kafa hızı ile kesme bağlanma dayanıklılığı testine tabii tutulmuştur. Mikrosızıntı testi için 32 adet dişin bukkal ve lingual yüzeylerine toplamda 64 adet, okluzal kenar minede, gingival kenar dentinde olacak şekilde standart sınıf V preparasyonlar hazırlanmıştır. Daha sonra dişler 4 gruba ayrılmış (n=16) ve her grup sırasıyla Equia, Cam Karbomer, Zirconomer ve Riva Self-cure ile restore edilmiştir. 24 saat boyunca distile suda saklanmalarını takiben termal siklusa (5-55°C x5000) tabii tutulmuş ve %0,5'lik bazik fuksinde 24 saat boyunca bekletilmiştir. Dişler akrilik bloklara yatay olarak gömülmüş ve hassas kesim cihazı ile dişlerden 3'er kesit alınmıştır ve tüm gruplar için mikrosızıntı skorlaması yapılmıştır. Kesme bağlanma dayanıklılığı verileri ANOVA ve Tukey, mikrosızıntı verileri ise Kruskal Wallis ve Wilcoxon analizleriyle hesaplanmıştır. En yüksek kesme bağlanma dayanıklılığı değerleri Cam Karbomer simanda gözlenmiş, diğer materyaller arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Mikrosızıntı testi sonuçlarına göre materyallerin minedeki sızıntıları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiş, dentinde ise, Cam Karbomer simanın, Equia ve Zirconomere göre anlamlı olarak daha yüksek sızıntı değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. Cam Karbomer simanın yapısında çatlaklar gözlenmiştir. Sonuç olarak; Equia, Zirconomer ve Riva Self-cure materyalleri, klinik kullanıma uygun materyaller olarak gözlenmekle birlikte Cam Karbomer simanın uzun dönemli performansı yetersiz bulunmuştur ve daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Cam iyonomer simanlar, mikrosızıntı, bağlanma dayanıklılığı

ABSTRACT

Meral, E. In Vitro Evaluation of Shear Bond Strength And Microleakage of Four Different Glass Ionomer Based Restorative Materials, Hacettepe University, Department of Restorative Dentistry, Specialization thesis, Ankara, 2017 The aim of this study was to evaluate the microleakage and shear bond strength of 4 different glass ionomer based restorative materials. For shear bond strength test 30, for microleakage test 32 human third molar was used in the study. For shear bond strength test, teeth were divided vertically into 2 sections (buccal-lingual), and each section mounted into acrylic blocks. The surfaces were ground flat to expose dentin and the specimens were divided randomly into four groups (n=15). One of Equia, Zirconomer, Glass Carbomer or Riva Self-cure materials, were applied to each group and after the specimens stored in distilled water for 24 hours, shear bond testing was performed using a universal testing machine. The data were analysed using ANOVA and Tukey tests. A total of 64 class V cavities were prepared both buccal and lingual surfaces for microleakage evaluation. Then the teeth were divided into 4 groups (n=16) and each group restored with one of the following materials; Equia, Glass Carbomer, Zirconomer, Riva Self-cure. The teeth were then stored in distilled water for 24 hours and thermocycled 5000 times (5-55°). They were then immersed in 0,5% basic fuchsin solution for 24 hours, sectioned and analysed by stereomicroscopy. The degree of dye penetration was recorded and analysed using Kruskal Wallis and Wilcoxon tests. The highest shear bond strength was observed in Glass Carbomer group, other three groups showed no significant differences from each other. All 4 materials showed similar degrees of microleakage in enamel margins, whereas in dentin margins, Equia and Zirconomer showed lower microleakage scores than Glass Carbomer cement. Also internal crack lines inside Glass Carbomer cement was observed. It can be concluded that; while Equia, Zirconomer and Riva Self-cure were observed as clinically suitable materials, Glass Carbomer Cement was found to be clinically insufficient in long term and further investigations must be performed on the performance of Glass Carbomer cement.

Keywords: Glass ionomer cements, microleakage, Shear bond strength

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. <i>Cam İyonomer Simanların Tarihçesi</i>	4
2.2. <i>Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması</i>	6
2.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	8
2.2.1.1. Toz İçeriği	8
2.2.1.2. Polimerik Asitler	9
2.2.1.4. Şelat Yapıcı Katkı Maddeleri	10
2.2.1.5. Sertleşme Mekanizması	11
2.2.1.6 Mine Ve Dentine Bağlanma	12
2.2.1.7 Kullanım Alanları	12
2.2.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Rmcis)	13
2.2.3 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler	13
2.3. <i>Cam İyonomer Simanların Klinik Kullanımları</i>	14
2.3.1. Sandviç Tekniği	14
2.3.2. Fissür Örtücü	15
2.3.3. Kök Çürükleri	15
2.3.4. Yüksek Çürük Riski	15
2.3.5. Sınıf III ve V Restorasyonlar	16
2.3.6. Art (Atravmatik Restoratif Tedavi)	16
2.4. <i>Geleneksel Cam İyonomer Simanların Özellikleri</i>	16
2.4.1. Antibakteriyel Etki Ve Florür Salınımı	16
2.4.2. Cam İyonomer Simanların Biyoaktivitesi	18
2.4.3. Su Emilimi ve Suda Çözünme	18
2.4.4. Mekanik Özellikleri	19
2.4.5. Geliştirilmiş Cam İyonomer Simanlar	20
2.4.5.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar	21
2.4.5.2. Zirconomer	23
2.4.5.3. Cam Karbomer	25
2.5. <i>Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Ortamda Değerlendirilmesi</i>	28
2.5.1. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri	28
2.5.1.1. Kesme (Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi	29
2.5.2. Mikrosızıntı Testleri ve Termal Siklus Uygulaması	32
2.5.2.1. Boyar Madde Penetrasyon Testleri	34

3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. <i>Çalışmada Kullanılan Materyaller</i>	35
3.2. <i>Örneklerin Hazırlanması</i>	35
3.3. <i>Kesme Bağlanma Dayanıklılığı Testi</i>	37
3.3.1. Dentine Kesme Bağlanma Dayanıklılığının Saptanması	41
3.3.2. Kırılma Tipleri Analizi	43
3.4. <i>Mikrosızıntı Testi</i>	43
3.4.1. Termal Siklus Uygulaması ve Mikrosızıntı Değerlendirilmesi	44
3.5. <i>İstatistiksel Analiz</i>	47
4. BULGULAR	48
4.1. <i>KESME BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI TESTİ</i>	48
4.2. <i>Mikrosızıntı Değerlendirmesi Sonuçları</i>	50
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇLAR	61
KAYNAKLAR	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
Al	Aluminyum
Al₂O₃	Aluminyum Oksit
AlPO₄	Aluminyum fosfat
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
Bis-GMA	Biglisidil Metakrilat
Ca⁺²	Kalsiyum
CaF₂	Kalsiyum Florür
CİS	Cam İyonmer Siman
°C	Santigrat derece
CPP-ACP	Kazein fosfopeptit-Amorf Kalsiyum Fosfat
Dk	Dakika
HCl	Hidroklorik asit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Mm	Milimetre
mm/dk	millimetre/dakika
mm/sn	millimetre /saniye
µm	Mikrometre
MPa	Mega Pascal
Na⁺	Sodyum
Na₃AlF₆	Sodyum Aluminyum Florür
pH	Power of Hydrogen (hidrojenin gücü)
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonmer siman
SiO₂	Silika
Sn	Saniye
Sr⁺²	Stronsiyum

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Konvansiyonal cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu	12
Şekil 2.2. A: Açık sandviç tekniği, B: Kapalı sandviç tekniği	14
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	36
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan jig ve jige yerleştirilmiş bir model	38
Şekil 3.3. Equia materyalinin uygulanması	39
Şekil 3.4. Cam Karbomer materyalinin uygulanışı	40
Şekil 3.5. Zirconomer materyalinin uygulanması	40
Şekil 3.6. Riva self-cure materyalinin uygulanması	41
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan instron cihazı fotoğrafı	42
Şekil 3.8. Cihaz içerisine yerleştirilmiş bir örneğin görüntüsü	42
Şekil 3.9. Daimi diş üzerinde sınıf V preparasyon açılması	44
Şekil 3.10. Preparasyon derinliğinin periodontal sond ile kontrol edilmesi	45
Şekil 3.11. Bir örneğe restorasyon uygulanma aşamaları	45
Şekil 3.12 Mikrosızıntı testi aşamaları	46
Şekil 3.13. Kesit alma cihazının fotoğrafı	46
Şekil 3.14. Cihaz içerisine yerleştirilmiş bir örneğin fotoğrafı	47
Şekil 4.1. Kırılma tiplerine ait steromikroskop görüntüleri	50
Şekil 4.2. Mikrosızıntı skorlarına göre steromikroskop görüntüleri	53
Şekil 4.3. Steromikroskopla, yapılarında çatlak gözlenen Cam Karbomer örneklerden bazıları	53

TABLULAR

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	35
Tablo 4.1. Test edilen materyallerin ortalama bağlanma dayanıklılığı, std. sapma, min. ve maks. Değerleri	48
Tablo 4.2. Materyallerin çoklu karşılaştırmaları	49
Tablo 4.3. kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı	49
Tablo 4.4. Gruplardan elde edilen mikrosızıntı skorları	50
Tablo 4.5. Materyallerin mine ve dentindeki minimum, maksimum, medyan mikrosızıntı değerleri ve standart sapmaları	52

1. GİRİŞ

Yaklaşık 150 yıldır, çürük dişlerin tedavisinde, ucuz, kullanımı kolay ve dayanıklı bir materyal olması nedeniyle tercih edilen amalgamın kullanımı, günümüzde estetik olmaması, mekanik tutuculuk için ekstra preparasyon gerektirmesi ve civa toksisitesi riski nedeniyle hızla terkedilmektedir (1, 2). Amalgamın istenmeyen özelliklerinin üstesinden gelebilmek için, konservatif, doğal diş ile uyumlu renk ve saydamlığa sahip olan estetik materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Estetik olarak tanımlanan, diş renginde materyaller, kompozit rezinler ve cam iyonomer simanlardır (3).

Dental rezin kompozitlerin kullanımı oldukça yaygındır ve restoratif diş hekimliği alanında, çürük dişlerin yanı sıra, travmatize olmuş dişlerin restorasyonunda da amalgama iyi bir alternatiftir(4). Ancak bu materyallerin uygulamaları esnasında yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi, nem temasına oldukça hassas olması ve yüksek çürük aktivitesi olan ağızlarda klinik başarılarının sınırlı olması gibi dezavantajları mevcuttur (1). Bu istenmeyen özelliklerin yanı sıra son dönemlerde rezin kompozitlerin toksisite riski gündemdedir (5).

Kompozitlerin yanı sıra yaygın olarak kullanılan bir diğer diş renginde materyal ise cam iyonomer simanlardır. Cam iyonomer simanların(CİS) kullanımlarının kolay olması, florür salma ve geri alma özelliklerinin bulunması, diş renginde olmaları, diş yapılarına direkt bağlanabilmeleri, termal genleşme katsayılarının dişe yakın olması gibi avantajlarının yanı sıra aşınma dirençlerinin ve mekanik dayanıklılıklarının düşük olması ve sertleşmeleri süresince neme karşı hassasiyet göstermeleri gibi dezavantajları de bulunmaktadır (6). Diş hekimliğinde en geniş kullanım alanına sahip dental materyal olan CİS'ler; restoratif materyal olarak kullanımının yanı sıra, taban maddesi, yapıştırma simanı ve fissür örtücü olarak kullanılabilirler (7).

Üretici firmalar, cam iyonomer simanların istenmeyen özelliklerini azaltmak amacı ile, günümüze kadar, materyalin, toz ve likit kısımlarında çeşitli modifikasyonlar yaparak fiziksel ve mekanik dayanıklılığı arttırmaya ve antibakteriyel

etkinliği geliştirmeye çalışmışlardır (7).

Bu alışmalar sonucu 1990'ların ortasında piyasaya sürülen materyallerden biri olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar,erken dönem nem hassasiyetleri azaltılmış, sertlik ve aşınma dirençleri artırılmış ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda da kullanımları uygun hale getirilmış materyallerdir (8).

Cam iyonomerlerin yapısına zirkonya doldurucu partüküllerin eklenmesiyle yeni bir materyal ortaya çıkmıştır. Zirconomer adı verilen materyal; amalgamın dayanıklılığı ile cam iyonomerin biyouyumluluğunu ve florür salma özelliklerini birleştirmektedir. Arttırılmış florür salma kapasitesi ve üstün dayanıklılığı ile rk aktivitesi yüksek hastalarda posterior dişlerde ideal bir restoratif materyaldir (2).

Bir diğer cam iyonomer esaslı geliştirilmış materyal olan Cam Karbomer simanların ise; likidi poliakrilik asit, tozu ise karbomer doldurucu ve floroapatit/hidroksiapatit nanopartikül içermektedir (9). Materyale eklenen nanopartiküller, sıkışma dayanıklılığı ve aşınma direncini arttırmaktadır (10). Fissür rtc, restoratif veya yapıştırıcı olarak kullanılabilen Cam Karbomer simanların önemli bir avantajı da nem hassasiyetlerinin az olmasıdır (11).

Literatürde, bu materyallerin mekanik özellikleri üzerine yeterli çalışma bulunmadığı gibi materyallerin birbirleri ile karşılaştıran herhangi bir çalışma yoktur.

Bu çalışmanın amacı yukarda belirtilen cam iyonomer esaslı yeni nesil restoratif materyallerin mikrosızıntı ve kesme bağlanma dayanımı açısından, in vitro yöntemle, karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Günümüzde, estetik beklentilerin artmasıyla, posterior dişlerin restorasyonunda da diş rengi materyallere yönelim başlamıştır (12). Ayrıca civa salınımının insan sağlığı ve çevre üzerindeki etkileri yönünde kaygılar da amalgam kullanımının sınırlandırılmasına yol açmıştır (1, 13).

Bununla birlikte minimal invaziv yaklaşımın kabul görmesiyle, klasik amalgam kavite preparasyonları terkedilerek daha konservatif preparasyonlar ve mekanik tutuculuk sağlanması gerekmeyen diş adezyon gösterebilen materyaller tercih edilmeye başlanmıştır (14). Diş dokusuna bağlanabilen materyaller arasında en çok tercih edileni kompozit rezinlerdir. Ancak teknik hassasiyet gerektirmesi, uzun uygulama prosedürü, nispeten pahalı bir materyal olması ve son zamanlarda ortaya atılan, Bis-GMA ve TEGDMA gibi maddelerin tükürük etkisi ile çözünmesi sonucu oluşan toksisite riski, daha biyouyumlu ve kolay uygulanabilen materyal arayışına gündeme getirmiştir (15-17).

Son yıllarda, özellikle restoratif diş hekimliği alanında, Bir başka tedavi yaklaşımı olan minimal invaziv diş hekimliği popülerite kazanmıştır. Modern diş hekimliğinde benimsenen, minimal invaziv tedavi yaklaşımları, mümkün olduğu kadar az madde kaybına neden olarak, sağlam dokunun korunması esasına dayalıdır (18). Bugün yalnızca dişi restore etmek değil, aynı zamanda kalan sağlam diş dokusunu korumak da aynı oranda önemsenmektedir. Bu nedenle, estetik olmasının yanı sıra iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip, remineralizasyonu destekleyen materyaller tercih edilmeye başlanmıştır. Bu sınıfa dahil olan en önemli materyaller ise cam iyonomer simanlardır (19).

Minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımı, kavitasyon oluşmamış mine marjinlerinin ve pulpa iritasyonunu engellemek için, lezyon tabanının remineralizasyonunu önermektedir (14). Cam iyonomer simanlar flörür salarak remineralizasyonda etkin rol oynamalarının yanı sıra, biyouyumlu olmaları ve mineralize dokulara kimyasal olarak bağlanabilmeleri ile tercih edilen bir materyal haline gelmişlerdir (20).

2.1. Cam İyonomer Simanların Tarihçesi

İdeal bir restoratif materyalin en önemli özellikleri; diş dokularına bağlanabilmesi ve okluzal kuvvetlere dayanıklı olmasıdır (21, 22).

1873 yılında, Thomas Fletcher, anterior restoratif materyal olarak, florür salan ve translusent olan ancak, diş dokularına zayıf adezyon gösteren silikat simanları geliştirmiştir (23).

1950'li yıllardan başlayarak, diş hekimliği alanında yeni materyal arayışları doğmuştur. Bu yıllarda, Birleşik Krallık'ta bir grup araştırmacı, sadece diş dokusunu restore etmekle kalmayıp, aynı zamanda mine ve dentinin yerine geçebilecek bir materyal üretebilmek için çalışmalara başlamışlardır. Termal, mekanik ve optik özellikleri doğal diş ile uyumlu bir materyal üretmeyi hedefleyen araştırmacılar, sonunda silikat simanların özelliklerini geliştirmek için çalışmışlardır (21, 22).

1968 yılında Smith ilk çinko-poliaklenat simanı geliştirmiştir. Bu materyallerin geliştirilmesiyle, diş dokularına iyi bağlanabilen ilk simanlar ortaya çıkmıştır. Smith, çinko oksit öjenol simanın bileşimi üzerinde çalışmış ve likitte öjenol yerine poliakrilik asit kullandığında ortaya çıkan materyalin diş dokularına bağlanabildiğini keşfetmiştir. Ancak bu materyalin, ideal bir restoratif materyalin sahip olması gereken fiziksel özellikleri sağlayamadığı görülmüştür. Aynı dönemde, Wilson ve diğerleri, silikat siman tozuyla, likit olarak poliakrilik asit kullanmış ve şaşırtıcı derecede başarılı bir sonuç elde etmişlerdir (21).

1969 yılında, Wilson ve ekibi tarafından, poliakrilik asit ve cam partiküllerinin kombine edilmesiyle cam-poliaklenat simanlar adıyla da bilinen cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (23). Bu materyalin tozundaki alüminyum/silika oranı, silikat simanlara göre artırılmış, bu sayede, cam partiküllerin, silikat simanlarda kullanılan fosforik asite göre daha zayıf bir asit olan poliakrilik asitle reaksiyonu hızlandırılmıştır (22, 24).

Cam iyonomer simanın yapısında alüminyum bulunmakla birlikte, kalsiyum, kalsiyum florid formunda, alümino-silikat tozuna, yüzeysel bir bağ oluşturarak eklenmiştir. Buna bağlı olarak kalsiyum, alüminyumdan daha hızlı salınır(21). Cam

üretimi sırasında, florür, oksidasyonu engellemek için eklenmiştir. Böylece, florür, toz ve likidin karıştırılmasından sonra salınarak, diş dokuları tarafından absorbe edilmeye hazır hale gelmektedir (21, 25). Florürün varlığı, erime noktasını düşürmekte, simanın yapısal dayanıklılığını arttırmakta ve kariostatik etki sağlamaktadır (22).

İlk üretilen cam iyonomer simanlar hassas uygulama tekniği gerektiren, yavaş sertleşen ve oldukça opak bir renge sahip olan materyallerdi (26). Günümüzde cam iyonomer simanlardaki gelişmelerle bu tip çoğu dezavantajın önüne geçilebilmiştir (27).

Klinik kullanıma sunulan ilk cam iyonomer siman, tozunda alumina silikat cam, likitinde poliakrilik asit içeren, ASPA adı altında piyasaya sürülen materyaldir. Bu materyal De Trey firması tarafından önce Avrupa'da sonra da Amerika'da satışa sunulmuştur (23, 28). Bu materyalin içeriğinde çeşitli modifikasyonlar yapılarak daha sonra, ASPA-II,III,IV ve V olarak piyasaya sunulmuştur (29).

Geleneksel cam iyonomerlerde yapılan en önemli değişiklik, küçük miktarlarda, ışıkla polimerize olabilen rezin gruplarının eklenmesidir. Bunun sonucunda cam iyonomerlerin istenen özellikleri korunarak, nem hassasiyetleri azaltılmış, estetik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir. Bu yeni materyaller, rezin iyonomer veya hibrid iyonomer gibi farklı şekillerde isimlendirilse de, en yaygın, rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) olarak adlandırılmaktadırlar (30).

Cam iyonomerlerin fiziksel özelliklerini arttırmak için yapılan bir diğer girişim sonucu, materyalin tozuna amalgam alaşımı tozları ve gümüş partikülleri eklenmesiyle, ser-met simanlar ortaya çıkmıştır. Ancak, fiziksel özellikler ve klinik performans ile ilgili veriler belirsizdir ve bazı çalışmalar geleneksel cam iyonomerle karşılaştırıldığında, çürük önleyici aktivitede azalma bildirmiştir (31-34).

Daha yakın zamanda, geleneksel cam iyonomer simanların, viskozitesi ve dayanıklılığı yüksek versiyonları geliştirilmiştir. Sertleşme süreleri kısaltılmış, estetik özellikleri geliştirilmiş ve nem hassasiyetleri azaltılmış olan kapsüllü formdaki bu materyallerin, başlangıçta, dental tedaviye erişimin kısıtlı olduğu, geri kalmış ülkelerde kullanılması hedeflenmiştir ancak yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar

günümüzde geniş kullanım alanına sahiptir (35).

Bugün kullanılmakta olan cam iyonomerler, bir çok farklı üretici firma tarafından, çinko (Chemfil Rock; Dentsply, Konstanz, Almanya), lantan (Ketac Molar; 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) veya stronsiyum içeren (Ionofil Molar; Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya) kalsiyum- floro-alumino silikat camlardan üretilmektedir(36-38). Cam iyonomerin tozunun likitle olan reaktivitesi, kimyasal bileşime, camın erime sıcaklığına, partikül büyüklüğüne bağlı olsa da, bu detaylar üreticiler tarafından rutin olarak bildirilmemektedir (39, 40).

2.2. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

Cam iyonomer iyonomer simanlar için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. 1994 yılında McLean ve arkadaşları cam iyonomer simanları sertleşme reaksiyonlarına göre 3 grup altında toplamıştır (16).

1. Geleneksel Cam iyonomer Simanlar
2. Rezin Modifiye Cam iyonomer Simanlar
3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

Cam iyonomer simanlar için yapılmış bir diğer sınıflama daha vardır.

1. **Birinci Nesil:** Cam iyonomerlerin reaktivitesi karışımdaki alüminyum/silika oranına bağlıdır. Bu, bazik oksit-in asidik oksite oranı, camın alkaliliğini belirler. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu asit-baz reaksiyonu olduğundan, camın alkaliliğinin artması, sertleşme reaksiyonunu hızlandırmaktadır. İlk cam iyonomer olan ASPA I aktivitesi düşük, yavaş sertleşen, düşük translusensiye sahip ve nem hassasiyeti yüksek olan bir materyaldi. Tartarik asit içeren ASPA II, daha gelişmiş özelliklere ve uygulama kolaylığına sahip ilk cam iyonomer siman olarak bilinmektedir (41).
2. **İkinci Nesil:** Bu grup, su ile sertleşen cam iyonomerleri kapsamaktadır. Bu sınıfa dahil cam iyonomerlerde, poliakrilik asit, katı formda toz içerisine ilave edilmiştir likitte ise su veya poliakrilik asitin aköz solüsyonu bulunmaktadır. Jelasyonun engellenmesiyle raf süresinin uzaması, karıştırma sırasında

viskozite azalması, ve poliakrilik asitin molekül ağırlığının arttırılabilmesi sayesinde artmış dayanıklılık bu materyallerin özellikleri arasındadır (41).

- 3. Güçlendirilmiş Cam İyonomer Simanlar:** Konvansiyonel cam iyonomer formülleri ortalama 7-12 MPa'lık düşük kesme bağlanma dayanıklılığına sahip ve yüksek basınç alanlarında kullanıma uygun olmayan materyaller olmaları nedeniyle cam iyonomer simanları güçlendirmek için farklı yöntemler kullanılmıştır;
- a. Alümina, titanyum oksit ve zirkonyum oksit gibi dağılık fazların kullanılması
 - b. Fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar: Alumina fiberler, cam fiberler, silika fiberler, ve karbon fiberlerin fleksürel dayanıklılık için ilave edilmesiyle elde edilmişlerdir.
 - c. Metalle güçlendirilmiş cam iyonomerler: Simmons amalgam alaşımı tozlarının cam iyonomer simana eklenmesini ortaya atmış ve bu sistemi "Miracle Mix" adıyla piyasaya sürmüştür. Materyalin kor yapımında ve yüksek çürük aktivitesine sahip ağızlarda kullanımını önermiştir. Ancak zayıf estetik özelliklere sahiptirler ve parlatılamamaktadırlar.
 - d. Ser-met simanlar: Aşınma direncini arttırmak için Mclean ve Gasser tarafından sert-met iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Metal ve camın birlikte katılaştırılmasıyla, metalin cama kuvvetli bağlanması sağlanmaktadır. Bir çok laboratuvar deneyi sonucunda gümüş ve altının en uygun metaller olduğu görülmüştür. Ser-met iyonomer simanlar, konvansiyonel cam iyonomerlere göre, yüksek aşınma direnci ve fleksürel dayanıklılık göstermektedirler.
 - e. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar: Bu materyaller, çürük dentinin el aletleriyle temizlenmesi ve adeziv bir materyalle dişin restore edilmesi esasına dayanan atravmatik restoratif tedavi (ART)'de kullanılmak için geliştirilmiştir. Hızlı sertleşen, erken dönemde nem hassasiyeti ve ağız sıvılarında çözünürlüğü azalmış olan bu materyallerin, yüksek viskoziteleri, poliakrilik asitin tozun içerisine eklenmiş olması ve daha küçük boyutlu partiküller içermesine bağlıdır.
 - f. Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomerler
 - g. Amino asit modifiye cam iyonomerler (41, 42).

2.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar; suda çözünebilen polimerik asit, iyon salabilen cam ve su olmak üzere 3 temel içerikten oluşmaktadır (43). Polimerik asitin aköz solüsyonu ve iyi öğütülmüş cam tozu, uygun metodla karıştırılarak hızlı sertleşen visköz bir pat oluştururlar. Bununla birlikte, hem asitin hem camın tozun içerisinde yer aldığı ve likidinde sertleşmeyi başlatacak saf su içeren veya bazı asitlerin toza eklendiği, kalanlarının dilüe su çözeltisinde likitte yer aldığı alternatif formülasyonlar da bulunmaktadır (44). Bu farklılıkların etkileri net olarak bilinmese de, materyallerin fiziksel özellikleri arasında ciddi bir fark oluşturmadıkları gözlenmiştir (44)

2.2.1.1. Toz İçeriği

Cam iyonomer simanın tozu asitte çözünebilen kalsiyum florealüminosilikat camdır. Aluminyum oksit (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal oksitler, metal floridler ve metal fosfatların 1200-1550°C arasında bir sıcaklıkta erimesi sonrası soğutulup; yapıştırma simanları için 20 μm , restoratif simanlar için 45 μm büyüklüğünde partiküller halinde öğütülmesiyle oluşur (26, 45).

Esas cam tozu içeriği SiO_2 — AlO_3 — CaF_2 — $AlPO_4$ — Na_3AlF_6 kompozisyonundan oluşmaktadır (46). Wilson ve McLean'a göre; Al_2O_3/SiO_2 oranı $\frac{1}{2}$ veya daha fazla olmalı ve florür oranı %23'e kadar çıkabilmelidir (40). Florealimüna silikat cam, simana diğer florür bileşenleri eklenmeksizin fluorür salınım özelliğine sahip bir yapıdır (47).

Daha sonra cam komponentlerde daha çok sodyum ve daha az florür içerecek şekilde varyasyonlar yapılmıştır. İyonomer camlara temel karakterlerini veren; hem aluminyum hem de silika içermeleridir. Sadece silika bazlı camlar, silika, tetrahedral bağlantılarla, yüksüz zincirler oluşturduğundan, reaktivite ve baziklik açısından zayıftır. Aluminyum eklendiğinde, aluminyum silikaya benzer şekilde 4 bağa sahip tetrahedral bir yapı oluşturmaya zorlanır. Aluminyum +3 yüklü olduğundan, negatif yüklü oksijen iyonlarının etkisini +4 yüklü silika kadar nötrleyemez. Bunu dengeleyebilmek için; Na^+ Ca^{+2} ya da Sr^{+2} camın yapısına eklenmektedir. Bu durum ana karakteri oluşturur ve camı asit etkisine duyarlı hale getirir (44).

Basit cam bileşiminde, oldukça önem taşıyan iki modifikasyon yapılmıştır. Bunlardan ilki simanın sertleşme süresini kısaltmak ve nem hassasiyetini azaltmak için, Ca tozlarının HCl ile etkileşime sokularak partikül boyutlarının küçültülmesidir (46). Cam tozunun partikül boyutu ve dağılımı simanın sertleşme karakteristiğini kontrol etmek için çok önemlidir (47).

Bir diğer değişiklik ise, toz halindeki cam, gümüş, altın, platin veya palladyum gibi metallerle karıştırılarak yüksek aşınma direnci elde edilmesidir (46).

2.2.1.2. Polimerik Asitler

İlk üretilen cam iyonmerlerin likit komponenti aköz poliakrilik asitten oluşmaktaydı. Jelleşme olmaksızın yüksek konsantrasyona erişebilmek için düşük molekül ağırlığı gerekmektedir. Bu sorun, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri kullanılarak aşılmıştır (46).

Farklı bir çok doymamış karboksilik asit türevleri, akrilik asitle kopolimer olarak kullanılmak üzere sunulmuş ve patentlenmiştir ancak pratik kullanımda sık tercih edilen kopolimer materyalleri, akrilik asit- maleik asit ve akrilik asit-3-butene-1,2,3-trikarboksilik asittir (48-50).

Polimer, cam iyonmer simanın fiziksel özelliklerini etkiler. Yüksek molekül ağırlığına sahip polimerler, simanın dayanıklılığını artırırken, yüksek viskoziteye sahip olmaları nedeniyle karıştırılmaları zordur. Molekül ağırlıkları bu karşıt etkileri dengeleyecek şekilde seçilmektedir.(51)

Akrilik asit homopolimerinden elde edilen simanlar, ilk 4-6 haftada artmış sıkışma dayanıklılığı göstermektedir. Diğer taraftan akrilik-maleik asit kopolimerleri ile hazırlanan simanlar bir noktaya kadar sıkışma dayanıklılığında artış gösterdikten sonra, bir denge değerine ulaşana kadar azalma göstermektedirler. Sıkışma kuvvetleri, kompleks kırıklara sebep olduğundan, sıkışma dayanıklılığı materyalin temel özelliklerinden değildir, ancak, sıkışma dayanıklılığı ölçümlerindeki bu değişiklikler, materyalin zaman içerisinde değişime uğradığını göstermektedir. Dayanıklılıktaki bu azalma, kopolimer esaslı simanların akrilik homopolimer esaslı simanlarla karşılaştırıldığında, daha yüksek çapraz bağ yoğunluğuna sahip olmalarına bağlıdır

(26). CİS'lerin yapısında bulunan poliasitler, simanın nem varlığında herhangi özel bir yüzey hazırlama işlemi gerektirmeden dış yüzeyine veya metallere bağlanabilmesine olanak sağlamaktadır (52).

2.2.1.3. Suyun Etkisi

Cam iyonomer simanların üçüncü temel komponenti de sudur. Su, polimerik asitler için çözücü görevi görür. Proton salınımını sağlayarak, polimerin asit gibi davranmasını sağlar ve sertleşme reaksiyonunun gerçekleşmesi için uygun ortamı oluşturur (26).

Simanın yapısındaki suyun miktarı, ilk ay boyunca zamanla artar. Bu artış, metal iyonlarına koordinasyon ile ve polianyon moleküllerin güçlü hidrasyonu ile gerçekleşebilir (26).

Bağlı olmayan su, yeni yerleştirilmiş bir simanın yapısından ayrılabilir ve bu, yüzeyde, mikroskopik çatlakların oluşmasına bağlı, tebeşirimsi bir görüntü oluşturur. İstenmeyen bu durumu önlemek için uygun bir cila veya vazelin ile yüzeyde izolasyon sağlanmalıdır (53).

2.2.1.4. Şelat Yapıcı Katkı Maddeleri

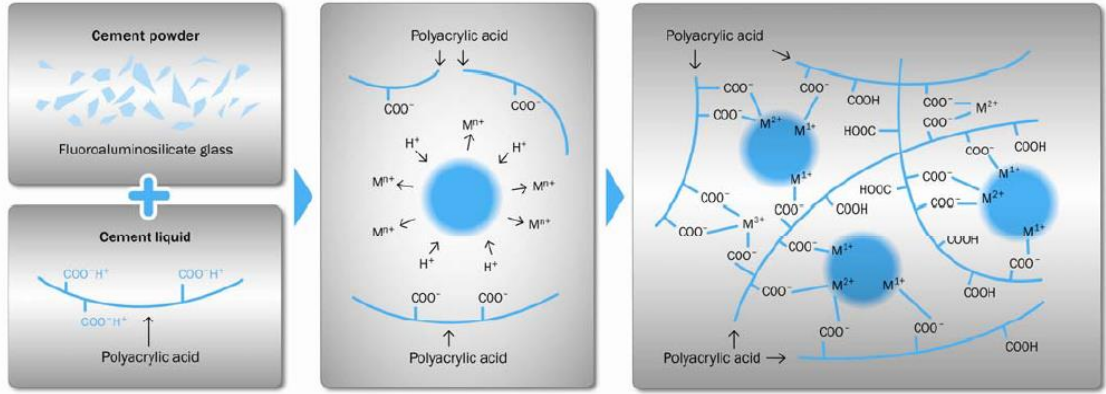
Cam iyonomerlere eklenen en önemli katkı maddesi tartarik asittir. Simanlara %5-10 oranında eklenmesi, çalışma zamanını uzatmakta, sonraki sertleşme aşamasını hızlandırmakta ve bu sayede kullanım kolaylığı sağlamaktadır (54).

Tartarik asitin varlığı, daha güçlü asidite sayesinde, yüzeyel tabakadaki cam partiküllerinin çözünmesine yardımcı olur ve bu sayede metalik katyonların, özellikle alüminyumun, salınımı ve kompleks oluşturmaları hızlanır. Bu nedenle, alüminyum iyonları, poliasitle reaksiyona hemen giremez ve sertleşme reaksiyonu gecikir, böylece simanın çalışma süresi uzar (24).

2.2.1.5. Sertleşme Mekanizması

Cam iyonomerlerin sertleşme mekanizması; poliasitin sulu solüsyonu ile cam tozu arasında gerçekleşen bir asit-baz reaksiyonu olarak açıklanabilir ve dört aşamadan oluşur.

1. Aşama (tozun ayrışması) Cam partiküllerinin yüzeyine asit atağı sonucu Ca, Na ve Al iyonları salınır. Bu iyonlar; poliasit zincirleri arasında çapraz bağlarla köprüler oluştururlar ve sulu elektrolit evresine geçilir.
2. Aşama (Jelasyon): Bu bağlanmalar sırasında moleküller arasında oluşan iyon köprüleri poliakrilik asit zincirlerinin ağ yapısına dönüşmesine neden olur ve sulu faz jele dönüşür. Cam partiküllerinin dış yüzeyindeki metal iyonları gittikçe azalırken, yapı Ca ve Al iyonlarından zenginleşerek silika jel halini alır. Cam partikülleri silika jel yapısı ile kaplanır. Siman bu evrede nem kontaminasyonuna çok duyarlıdır, bu aşamada, erken dönemde suyla temas ederse, materyalin yapısındaki Ca ve Al iyonlarının bir kısmı kaybedilir. Sonuçta kolay aşınan, yapısında mikro çatlaklar barındıran, ideal sertliğine ulaşamamış bir siman elde edilir. CİS'lerin sertleşme reaksiyonunun erken döneminde gözlenen nem duyarlılığı nedeniyle, yapılarının bozulmaması için, uygulandıktan hemen sonra yüzeyin izolasyonu gerekmektedir.
3. Aşama (Sertleşme): Sertleşme reaksiyonunun son aşamasında, Ca ve Al tuzlarının hidratize olması sonucunda, metal iyonları çözünemez bir faza geçer. Bu süreç simanın sağlamlığı ve translüsensinin geliştiği faz olarak kabul edilir (22, 40, 47).
4. Aşama (Matürasyon): Sertleşme gerçekleştikten sonra da reaksiyon devam eder ve bağlanma kuvveti artar. Bağlanma kuvvetinin önemli bir kısmı ilk 24 saat sonunda elde edilse de, bağlanma kuvveti ve Young modülündeki artış, katyonların difüzyonuna bağlı olarak, ilk bir kaç ay boyunca devam eder (55).



Şekil 2.1. Konvansiyonel cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu(56)

2.2.1.6 Mine Ve Dentine Bağlanma

Cam iyonomer simanların mine ve dentine bağlanması iyon değişimi yoluyla, iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada; poliakrilik asitin oluşturduğu demineralizasyon ve kolajen fibrillerin hibridizasyonu ile mekanik bir kilitleme elde edilir. İkinci aşamada ise; Poliakrilat iyonları ile, hidroksiapatit yapısındaki kalsiyum ve fosfor iyonları yer değiştirerek kimyasal bağlanma gerçekleştirirler. Dentinin daha az inorganik komponent içermesi ve morfolojik olarak daha homojen olması nedeniyle CİS'in dentine bağlanması daha zayıftır (47, 57).

İyi bir bağlantı elde edebilmek için cam iyonomer simanların yerleştirilmesinden önce %15-40lık poliakrilik asitin kaviteye uygulanması önerilmektedir. Bu sayede smear tabakası kaldırılarak dentin tübülleri açılmakta ve iyon değişimi için uygun bir ortam sağlanabilmektedir (58).

2.2.1.7 Kullanım Alanları

Cam iyonomer simanlar, yapıştırma simanı, dolgu materyali, kaide ve kor yapım materyali ve kök- kanal dolgu materyali olmak üzere geniş kullanım alanına sahip olan materyallerdir.

Cam iyonomer simanlar;

TİP I: Yapıştırma simanları

TİP II: Restorasyon simanları

a: Estetik restoratif siman

b: Güçlendirilmiş restoratif siman

TİP III: Kaide materyali ve fissür örtücüler olarak sınıflandırılabilir (47).

2.2.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Rmcis)

Geleneksel cam iyonomer simanların dayanıklılığını ve estetik özelliklerini arttırmak amacıyla, yapılarına rezin eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. %80 cam iyonomer %20 rezinden oluşan bu materyaller, artmış yüzey sertliği ve uzun çalışma süresi gibi avantajlara sahiptir. Genel olarak likidi ışıkla polimerize olan hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi bazı metakrilat grupları ve tartarik asit içeren poliakrilik asit ve %8 sudan oluşmaktadır. Tozu ise floroalimosilikat camdan oluşur (59, 60).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar; geleneksel cam iyonomer simanla aynı şekilde karıştırılır ve ışığa maruz kalmadıkları sürece uzun bir süre boyunca çalışılabilir durumda kalırlar. Işıkla aktive edildiklerinde hızlıca sertleşirler. Sertleşme reaksiyonu iki aşamalıdır; 1)Asit-baz reaksiyonu 2)Fotopolimerizasyon reaksiyonu (61).

RMCİSler ağız ortamı ile biyolojik olarak uyumlu, dişe kimyasal olarak bağlanan, florür salabilen, hidrofilik, kısmen estetik, kolay uygulanabilen ve ağız sıvılarında az çözünen bir materyaldir (6).

2.2.3 Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

Bu materyaller 1994 yılında geliştirilmiş olup, çoğunlukla süt dişlerinin daimi restorasyonunda ve daimi dişlerin Sınıf III ve V kavite restorasyonlarında kullanılmaları önerilmektedir (62). Literatürde daha çok kompomer adıyla anılan bu materyaller cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinler arasında, kompozit rezinlere daha yakın özellikler göstermektedirler. Sertleşme reaksiyonu da kompozit rezinlerde olduğu gibidir. Işık ile polimerizasyonu takiben absorbe ettiği su ile yapısında bir

miktar asit-baz reaksiyonu meydana gelmektedir (43).

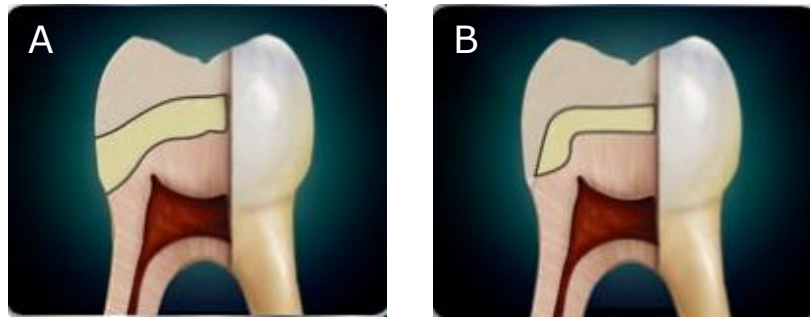
2.3. Cam İyonomer Simanların Klinik Kullanımları

Cam iyonomer simanlar, kompozitlerle kombine edilerek veya tek başlarına, bir çok yaygın restoratif problemin tedavisinde kullanılabilirler (30).

2.3.1. Sandviç Tekniği

Sandviç tekniği terimi; cam iyonomer simanın dentinin, kompozitin ise minenin yerini alacak şekilde yerleştirildiği tabakalı restorasyonlar için kullanılmaktadır (30). Bu teknik klinisyenler tarafından, cam iyonomer simanın florür salma ve diş dokusuna kimyasal bağlanma özelliklerinin korunarak, üzerine yerleştirilen kompozitin, estetik ve mekanik özelliklerinden yararlanabilmek için yaygın olarak uygulanmaktadır (63).

Cam iyonomer siman, diş dokularına kendi kendine bağlanabilen tek materyaldir ve kompozitle etkili olarak bağlanabildiklerini gösteren çalışmalar mevcuttur (64-66). Yine bu tekniğin, mikrosızıntı ve sekonder çürüğe direnci arttırdığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (67, 68). Kapalı sandviç tekniğinde, cam iyonomer simanın dentinin yerine geçecek şekilde kullanılırken, açık sandviç tekniğinde, servikal marjinde mine içermeyen derin kutu preparasyonlarında, cam iyonomer siman servikal kısmı da restore edecek şekilde yerleştirilir. Bu teknik kompozit rezinin inkremental teknikle uygulanmasındaki karmaşıklığı minimize etmekle birlikte, dentinin asitle pürüzlendirilmesinin de önüne geçerek, olası post-operatif hassasiyeti önleyebilmektedir (30).



Şekil 2.2. A: Açık sandviç tekniği, B: Kapalı sandviç tekniği (69).

2.3.2. Fissür Örtücü

Cam iyonmer simanlar, fissür örtücü olarak rezin bazlı örtücülere alternatif olsa da yalnız belli durumlarda kullanılması uygundur. Pit ve fissür örtücü olarak altın standart sayılan rezin örtücülerin kullanılmadığı, koopere olmayan çocuklara veya tam sürmemiş molarlara örtücü uygulanması gereken durumlarda kullanılması uygundur (30). Kühnisch ve arkadaşları, 2012 yılında, rezin bazlı örtücülere göre düşük retansiyon oranına sahip olmalarından dolayı cam iyonmer içerikli fissür örtücülerin rutin klinik kullanım için tavsiye edilemeyeceği sonucuna varmışlardır (70).

Ancak, çürüksüz daimi dişlerde fissür örtücü olarak iki materyalin de etkili olduğu görülmüştür (21, 71). Klinik olarak materyalin kısmen ya da tamamen kaybı görülse de, fissürlerin girişi örtülü kalmıştır. Bu durumun cam iyonmer simanın antibakteriyel ve florür salma özellikleriyle alakalı olduğu düşünülmüştür. Buna karşın rezin bazlı örtücüler, materyalin kaybı durumunda koruyucu etkilerini tamamen kaybetmektedirler (21, 72).

2.3.3. Kök Çürükleri

İyon değişimine bağlı adezyon, çürük önleyici etki ve basit uygulama prosedürü nedeniyle cam iyonmer simanlar kök çürükleri için ideal materyallerdir. Cam iyonmer simanların, göreceli olarak estetik olmamaları, kök çürüğü bölgelerinde sorun teşkil etmediğinden, yine florür salmaları ve sert dokulara iyi bağlanmaları nedeniyle, kök çürüklerinin restorasyonunda en sık kullanılan materyallerdir (30).

2.3.4. Yüksek Çürük Riski

Yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlar, yüksek çürük aktivitesine sahip hastalarda, ağız sağlığının uzun ve kısa dönemli idamesinde iyi bir tercihtir. İyon değişimi ve kapama özelliklerinin yanı sıra bu materyaller iyi aşınma direncine sahiptirler. Cam iyonmerlerin, florür salım özellikleri de bu hastalar için ideal restoratif materyal konumuna gelmelerini sağlamıştır (30).

2.3.5. Sınıf III ve V Restorasyonlar

Primer dentisyonda, cam iyonomer, proksimal marjinlerde florür salma özelliğinden dolayı, küçük sınıf III restorasyonlar için ideal materyal olarak tercih edilmektedirler (73).

Cam iyonomer simanlar, hem daimi hem de süt dişlerde sınıf V restorasyonlarda etkili olarak kullanılmaktadır. Primer dentisyonda, erken çocukluk çağı çürüğü adıyla anılan, servikal bölgedeki geniş çürük lezyonlarının restorasyonunda, florür salma özelliklerinin de etkisiyle oldukça başarılı olan bu materyaller, estetiğin ön planda olmadığı, daimi dişlerdeki restorasyonlarda da uzun ömürlü ve başarılı sonuçlar vermektedir (74, 75).

2.3.6. Art (Atravmatik Restoratif Tedavi)

Çürük, yumuşak dentinin el aletleri ile kaldırılmasını takiben, kavitenin cam iyonomerle restore edilmesi prosedürü olan ART, ilk kez Thailand'da ortaya çıkmış ve o zamandan beri, özellikle üçüncü dünya ülkelerinde, sınırlı kaynaklarla, kısa sürede, fazla sayıda çocuğun çürükten etkilenmiş dişlerini tedavi edebilmek için kullanılmaktadır (76).

Bu teknikte, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, parmak basıncı ile uygulanmaktadır. Parmak basıncının uygulanmasıyla, kaviteden taşan cam iyonomer siman, pit ve fissürlere yayılmaktadır ve bu sayede ekstra koruma elde edilmektedir (77).

Günümüzde, bu yöntem, nadiren lokal anestezi gerektirerek, hastalarda, frez kullanımına kıyasla, çok daha düşük dental anksiyete geliştirme riskine sahiptir (78).

2.4. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Özellikleri

2.4.1. Antibakteriyel Etki Ve Florür Salınımı

Cam iyonomer simanların antibakteriyel etkisi; florür salınımı ve sertleşme sırasında oluşan düşük pH'a bağlıdır (79).

Sertleşme sırasında ve sonrasında gerçekleşen antibakteriyel aktivite, kavite duvarlarında kalan ve mikrozısıntı yoluyla kavite içerisine ulaşan bakterilerin eliminasyonunu sağlayabildiği için klinik açıdan oldukça önemlidir (80).

Florür salınımı, ilk olarak hızlı, ardından devamlı, düşük seviyeli, difüzyona dayalı salınım şeklinde bir şablon izler (81). Salınım asidik ortamda artarak ağız ortamındaki asiditeyi tamponlar ve diş çürüğünün ilerlemesini önler (82).

Asidik ortamda florür salınımı; Alüminyum iyonu (AlF_4^-) veya hidrojen iyonu (HF_2^- , HF) içeren kompleksler şeklinde gerçekleşir (44). Bu bileşikler serbest flor iyonu sağlamadıklarından bu komplekslerin ayrıştırılarak, flor anyonlarının serbestleştirilmesi gerekir. Ancak; hidroksiapatitin, cam iyonomer simanların asidik ortamda saldıkları ürünlerle, flor iyonunun kompleks halinde olup olmamasına bağlı olmaksızın reaksiyon gösterdiği gözlenmiştir (83). Bu bulgular, asidik ortamda, cam iyonomerler tarafından salınımı artan flor bileşiklerinin, dişin mineral fazına iletilen florür miktarını arttırdığını göstermektedir (83).

Florür salınımı klinik açıdan oldukça önemlidir. Çok düşük konsantrasyonda dahi, florürün diş dokularına devamlı olarak sağlanması, dentin demineralizasyonunu önemli ölçüde önlemektedir (84, 85).

Sekonder çürük, restorasyonlardaki başarısızlığın birincil sebebi olarak görülmektedir (86). Dental materyallerdeki antibakteriyel özellikler, marjinal boşluklarda bakteri kolonizasyonunun engellenmesi açısından oldukça önemlidir (87). Cam iyonomer simanların, antibakteriyel etkilerini gösteren *in vitro* çalışmalar (88-90) mevcut olduğu gibi, mutans bakteri plağının oluşumunu azalttığı *in vivo* olarak da gözlenmiştir (91).

Kramer ve arkadaşları (92), farklı cam iyonomer simanların, sekonder çürük oluşumunu önlemedeki rollerini araştırdıkları *in vitro* çalışmalarında; kullanılan tüm cam iyonomer esaslı materyallerin, negatif kontrol grubu olan rezin kompozitle karşılaştırıldığında, restorasyon marjini, mine ve dentinde sekonder çürük oluşumunu önlediğini bildirmişlerdir.

Cam iyonomer simanlar aynı zamanda, en azından erken dönemde, flor iyonunu bünyelerine katabilmektedirler. Flor iyonu içermeyen cam iyonomerler bile, flor iyonu ile reşarj edilerek, florür salar hale gelebilmektedirler (93).

2.4.2. Cam İyonomer Simanların Biyoaktivitesi

Cam iyonomer simanlar, ortamda biyolojik gereklilik olması halinde, aktif iyonlar (flor iyonu, sodyum, fosfat, silikat) salabilen, biyoaktif materyallerdir. Asidik koşullarda, normal koşullara göre bu iyonların salınımı artar (82).

Salınan iyonların, farklı biyolojik etkileri vardır. Fosfat tükürükte bulunur ve tükürükle dişin mineral fazı arasında denge sağlar. Silikat kristal yapısını bozmadan hidroksiapatitin yapısına katılabilir. Kalsiyum, remineralizasyon sağlayan, oldukça önemli bir mineral elementtir (44).

Yeni karıştırılmış bir cam iyonomer siman, nemli dentin üzerine uygulandığında, iki yüzey arasında, iyon değişimi formunda bir etkileşim gerçekleşir (94, 95). Cam partikülleri poliasitin içerisinde çözünür, alüminyum, flor iyonu ve kalsiyum ya da stronsiyum simandan dışarı sızarken, aynı zamanda kalsiyum ve fosfat iyonları dentinin içerisine doğru yer değiştirir (94).

Flor ve kalsiyum/stronsiyum iyonlarının salınımı cam iyonomer simanın, çürük dokuları remineralize etmesinde rol oynar (96, 97).

Cam iyonomerler aynı zamanda iyonları bünyelerine de alabilmektedirler. Tükürük içerisinde siman, kalsiyum ve fosfat iyonlarını alarak, çok daha sert bir yüzey oluşturur (98). Bu durum göstermektedir ki; cam iyonomer simanlar, fissür örtücü olarak kullanıldıklarında, fissürde artmış kalsiyum ve fosfat içeriğine sahip ve orjinal diş yapısına göre daha dirençli bir doku oluşturmaktadır. Bu artmış direnç, materyalin mineye benzerlik gösterdiği iddiasına yol açmaktadır (99).

2.4.3. Su Emilimi ve Suda Çözünme

Su emilimi, materyallerde boyutsal değişikliklere yol açan, renklenmelere ve marjinal kırıklara sebep olan bir etkidir. Suda çözünürlük ise, restorasyonların biyolojik yapılarla olan uyumlarını bozar ve başarısızlık oranlarını artırır. Sonuçta bu

faktörler; yüzey özelliklerinin ve kenar bütünlüğünün bozulmasına ve estetik görünümün kaybına sebep olur (100). Su emilimi ve suda çözünürlük cam iyonomer simanlarda önemli sorunlara sebep olur (101).

Cam iyonomer simanlarda sertleşme iki aşamalıdır. İlk aşama, karıştırmadan sonraki ilk 10 dakika içinde görülür ve klinik sertleşmedir. İkinci aşama, matriks içindeki kalsiyum ve alüminyum katyonların salınımını içeren yavaş ve uzun süre devam eden asit-baz reaksiyonudur (102).

İlk reaksiyon esnasında materyal neme karşı hassas iken, ikinci aşamada materyal dehidratasyona çok hassastır (103).

Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme sürecinin başında, simanın yapısında bulunan kalsiyum ve alüminyum iyonları tükürükle temas halinde kolaylıkla uzaklaşabilir (104).

2.4.4. Mekanik Özellikleri

Materyalin uygulanan kuvvete karşı gösterdiği cevap, materyalin mekanik özelliklerini belirlemektedir (105).

Cam iyonomer simanların içerisinde bulunan alüminyum ve silika materyalin dayanıklılığında sorumludur. Buna ek olarak, cam iyonomer simanların mekanik özellikleri içerdikleri alkenoik asit tipine bağlı olarak da değişiklik gösterir (46, 106, 107). Ayrıca likitte yer alan karboksilik grup da, materyalin dental dokulara olan kimyasal adezyonunu etkilemektedir (108).

Cam iyonomer simanların en önemli dezavantajı, amalgam ve rezin kompozitlere göre düşük mekanik dayanıklılığa ve yüksek okluzal aşınma oranına sahip olmalarıdır. Bu yüzden cam iyonomer simanların, amalgam veya kompozit materyallerin altında taban maddesi veya kaide olarak kullanılması yaygındır (19, 106, 109).

Ancak cam iyonomer simanların toz/likit oranlarında veya formülasyonlarında yapılan değişikliklerle, mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek mümkündür (13, 110).

2.4.5. Geliştirilmiş Cam İyonomer Simanlar

Günümüzde, geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için; toz-likit oranının değiştirilmesi, poliakrilik asidin modifiye edilmesi, ışıkla polimerize olabilen rezinlerin eklenmesi, siman tozuna amalgam, metal, hidroksiapatit, fiber ve biyoaktif materyal ilavesi gibi modifikasyonlar yapılmıştır (111).

Bu değişikliklerle elde edilen yeni nesil cam iyonomer simanlar günümüzde amalgam ve kompozite alternatif dolgu materyalleri olarak kullanılabilirler.

Materyallerin viskoziteleri artırılıp, partikül boyutları düşürülerek, kondanse edilebilen, aşınmaya ve erken nem kontaminasyonuna dirençli yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar elde edilmiştir (112). Fuji IX (GC, Tokyo, Japonya), Ketac Molar (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve *Riva SC* (SDI, Baywater, Avustralya) bunlara örnektir. Ayrıca yine bu sınıfa dahil bir material olan *Equia* (GC, Tokyo, Japonya) yüksek viskoziteli bir cam iyonomer simanın avantajlarını, nano partikül içeren, ışıkla sertleşen bir yüzey örtücünün restorasyonu koruyucu etkisi ile birleştirerek, aşınma direnci ve dayanıklılığı artmış bir materyal olarak piyasaya sürülmüştür (112).

Ayrıca cam iyonomer simanın tozuna zirkonyum ilave edilerek, amalgamın dayanıklılığı ile boy ölçüşebilen, yeni nesil bir restoratif olan *Zirconomer* (Shofu, Tokyo, Japonya) piyasaya sürülmüştür. İçerdiği zirkonya doldurucular sayesinde, restorasyonun yapısal dayanıklılığı artırılmış ve posterior bölgede stress alan alanlarda kullanıma uygun hale getirilmiştir (113).

Son zamanlarda piyasaya sürülen bir diğer cam iyonomer esaslı materyal de *Cam Karbomer Simanlar*dır. Bu materyal, nanoboyutlu partiküller ve ikincil doldurucu olarak floroapatit içermektedir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarla benzer olarak, nanopartiküllerin ilave edilmesi materyalin aşınma direnci ve dayanıklılığını arttırabilmektedir (10).

2.4.5.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

İlk üretilen cam iyonomer simanlar düşük viskoziteli bir yapıya sahipken, 90'ların ortasında yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar piyasaya sürülmüştür (114). Yüksek viskoziteli veya kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar ilk olarak ART'de kullanılmak üzere geliştirilmiştir (115). Yüksek Toz/likid oranına sahip bu materyaller hızlı sertleşme reaksiyonu, yüksek mekanik ve fiziksel özellikler göstermekle birlikte konvansiyonel cam iyonomerlere göre daha translusent bir görünüme sahiptirler (19).

İlk geliştirilen yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Fuji IX (GC Corp, Tokyo, Japonya)'ken bu formülasyonun başarısı, diğer üreticileri yüksek fiziksel özelliklere sahip, hızlı sertleşen cam iyonomerler üretmeye yöneltmiştir. Bugün Fuji IX'un yanı sıra Ketac Molar (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve ChemFil Molar (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya), Riva Self Cure (SDI, Baywater, Avustralya) gibi materyaller de yaygın olarak kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomerler arasındadır. Konvansiyonel cam iyonomer formülasyonundan farklı olarak daha küçük boyutlu cam partikülleri içermeleri sayesinde, bu materyaller daha gelişmiş fiziksel özelliklere sahiptir. Daha sert ve enjekte edilebilir hale getirilmiş bu materyallerin, belli oranda kondanse edilebilmelerini sağlamıştır (116).

2004-2005 yıllarında yayınlanan, yüksek viskoziteli cam iyonomerlerin klinik başarılarını bildiren ilk derlemeler, yıllık başarısızlık oranının %8 olduğunu göstermiştir (117). Scholtanus ve Huysman'ın (118) 2007'de yayınlanan 116 sınıf II restorasyon içeren, 6 yıllık çalışmalarının sonuçlarına göre ilk 18 ayda başarısızlık görülmezken, 36. ayda başarı oranı yüzde 93'e, 6. Yılda ise %60'a düşmüştür. Diğer yandan, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ART tekniğinde kullanıldığında oldukça umut verici sonuçlar vermektedir. Frencken ve Arkadaşlarının (119) yaptığı bir çalışmada, 6,3 yılın sonunda, ART tekniğinde cam iyonomerler %66,1'lik başarı oranına sahipken, amalgamın başarı oranı %57 olarak saptanmıştır. Ersin ve Arkadaşları (120), rezin kompozit ve Fuji IX kullanarak, sınıf I ve Sınıf II ART kavitelelerini restore etmişlerdir ve cam iyonomer restorasyonlar için sırasıyla %96,7 ve %76,1'lik başarı oranları bildirmişlerdir ki bu oranlar kompozit rezinle istatistiksel açıdan belirgin bir fark göstermemiştir. 2011 yılında Burke ve diğerleri, 169 adet Fuji

IX restorasyonu sınıf I ve II kavitelere uygulamış ve 2 yıllık takip süresi sonunda sağ kalım oranını %98 olarak bulmuşlardır (121).

2007 yılında, yüksek viskoziteli, kapsüllü cam iyonomer Fuji IX GP Extra (GC, Tokyo, Japonya) ve nano doldurucu, ışıkla polimerize olan yüzey koruyucu material G-Coat Plus (GC, Tokyo, Japonya) dan oluşan kombine sistem Equia geliştirilmiştir. G-Coat Plus, düşük viskozitesiyle, cam iyonomer simanın ve rezin kompozitlerin üzerinde vernik olarak kullanılabilirdiği gibi mine ve dentine de bağlanabilmektedir. Ayrıca nanopartiküller, cam iyonomeri, materyal tamamen olgunlaşıp ağız ortamının etkilerine dirençli hale gelene dek, erken dönemde oluşabilecek abrazyon etkilerine karşı korumaktadır (19, 122, 123). 2009 yılında, system Equia Fil olarak yeniden adlandırılmış ve coating ajan, Equia Coat adını almıştır.

Bu sistemin uzun dönemdeki klinik başarısını inceleyen az sayıdaki çalışmada , materyal genellikle kompozitle karşılaştırılmıştır (117). Gürkan ve Arkadaşları (112), 6 yıl takipli klinik çalışmalarında, toplamda 80 sınıf I ve 60 Sınıf II restorasyona uygulanan Equia ve mikrohibrid kompozitin (Gradia Direct) klinik başarıları arasında belirgin bir fark olmadığını ortaya koymuş, her iki materyalin de uzun dönemde yüksek sağ kalım oranları gösterdiğini bildirmişlerdir.

Friedl ve arkadaşları (124), 2011 tarihli restorspektif kohort çalışmalarında, Equia'nın posterior dişlerde daimi restorative materyal olarak performansını değerlendirmişler ve 26 sınıf I ve 125 sınıf II restorasyonda 2 yılın sonunda başarısızlığın görülmediğini ve marjinal renklemenin %1 den az olduğunu bildirmişlerdir.

Diem ve diğerleri (122), genç çocukların birinci premolarlarını, saha koşullarında Equia ve mikrohibrid bir kompozit kullanarak ART tekniği ile restore etmişlerdir. Equia, yüzey örtücü ajan (Equia Coat) uygulanarak ve uygulanmadan olmak üzere iki şekilde yerleştirilmiştir. 3 yıl sonunda materyallerin renk uyumu arasında herhangi bir fark görülmemiştir. Orta düzeyde marjinal renklenme belirlenmiş ve tüm marjinal kayıplar minimal düzeyde saptanmıştır. Çalışmanın sonucunda Equia'nın örtücü ajan uygulanmadan veya uygulanarak kabul edilebilir

linik performansa sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Ancak aşınma direnci açısından örtücünün uygulanması önemlidir.

American Dental Association (ADA) kılavuzlarına göre, bir materyalin, posterior kullanıma uygun olarak kabul edilebilmesi için, 18 ay sonunda en az %90'lık bir sağ kalım oranına sahip olması gerekmektedir (117). Bu güne dek yapılan çalışmalarda, Equia'nın, posteriorda başarılı bir materyal olduğu görülmekle birlikte daha ileri çalışmalar da gerekmektedir (117, 122, 124, 125).

2.4.5.2. Zirconomer

Dental amalgam, dayanıklı, uygulaması kolay ve uzun ömürlü bir materyal olmasından dolayı, bir asırdan uzun süredir diş hekimleri tarafından sıkça tercih edilmektedir. Ancak korozyona uğramaları, estetik olmamaları, tutucu kavite preparasyonu gerektirmeleri, civa toksisitesi riski ve dişe yalnızca mekanik olarak tutunabilmeleri gibi dezavantajları sebebiyle günümüzde kullanımları azalmaktadır (126).

Bu dezavantajların üstesinden gelebilecek, amalgama alternatif bir materyal geliştirme arayışı başlamıştır. Dental materyallerin znebilirliği, bozunma düzeylerini ve biyolojik uyumlarını etkilemektedir. Metal tozlarının veya fiberlerin cam iyonomerlere eklenmesi, bu materyallerin dayanıklılıkları arttırılabilmektedir (127). Gümüş, altın, titanium, palladium, zirkonya, paslanmaz elik gibi doldurucular cam iyonomerlere eklenmiş ancak elde edilen materyaller, estetik olmamaları ve düşük aşınma direncine sahip olmaları nedeniyle, klinik açıdan tatmin edici olmaktan uzaktırlar (128). GC tarafından, cam iyonomer simanın yapısı gümüşle güçlendirilerek "Miracle Mix" adıyla piyasaya srlmştir. Bu materyal, kor yapımında ve yüksek rk riskine sahip ağızlarda kullanılabilir. Ancak estetik değildir ve parlatılamamaktadır (127).

Zirkonya, iyi boyutsal stabiliteye ve dayanıklılığa sahip diş rengine bir materyaldir. Zirkonya, zirkonyumun beyaz, kristalin oksididir. Zirkonyum sözcüğü, Arapça "altın rengine" anlamına gelen "zargon" sözcüğünden türemiştir (127).

Zirkonya doldurucular, biyoyumlulukları ve dayanıklılıkları sebebiyle, sıklıkla, implant gibi dental işlemlerde kullanılmaktadır (129, 130).

Yakın zamanda zirkonya ile güçlendirilmiş bir cam iyonomer siman olan Zirconomer (Shofu Inc., Kyoto, Japan) piyasaya sürülmüştür. Üretici firmaya göre; amalgamın dayanıklılığını ve cam iyonomerin koruyucu etkilerini birleştiren bu materyal, aynı zamanda civa kaynaklı zararları da ortadan kaldırmaktadır (2).

Patel ve arkadaşları (131), 2015 tarihli *in vitro* çalışmalarında, amalgam, zirconomer ve kompozit materyallerin, sınıf I posterior restorasyonlardaki mikrosızıntısını karşılaştırmıştır ve test edilen üç materyal arasında zirconomer en yüksek mikrosızıntı değerlerini göstermiştir.

Buna karşılık, 2016 tarihli bir *in vitro* çalışmada, amalgam, cam iyonomer (fuji IX) ve zirconomer ile MOD restorasyonlar uygulanan premolarların kırılma dayanıklılıkları incelenmiş ve zirconomerle restore edilen dişler en yüksek kırılma dayanıklılığı göstermişlerdir (132).

Hind P Bhatia ve diğerleri (127), üç farklı cam iyonomer simanı (Zirconomer, Miracle mix, GC gold label HS posterior extra-tip IX) sıkışma dayanıklılığı, su emilimi ve suda çözünürlük açısından karşılaştırmışlardır. Bu *in vitro* çalışmanın sonucunda Zirconomer üç materyal içinde en yüksek sıkışma dayanıklılığını göstermiştir. Gümüşle güçlendirilmiş cam iyonomer siman, Miracle Mix, en düşük su emilimi ve suda çözünme değerlerini göstermiştir. Miracle Mix’I zirconomer takip etmiş, en yüksek değerleri ise tip IX cam iyonomer siman göstermiştir. Araştırmacılar zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın yüksek sıkışma dayanıklılığı ve düşük su emilimi ve suda çözünme değerleri ile, posteriora, yüksek stress alan bölgelerde kullanıma uygun olduğu sonucuna varmışlardır.

Sonia Tiwari ve arkadaşları (2), cam iyonomer siman, kompomer ve Zirconomeri antibakteriyel aktivite ve florür salınımı açısından değerlendirmiş ve en yüksek s. mutans inhibisyon zonu zirconomer materyalinin etrafında oluşmuştur. Maksimum florür salınımı Zirconomerde, minimum florür salınımı ise kompomerde görülmüştür.

Zirconomerin, dayanıklı, uzun ömürlü ve yüksek düzeyde florür salan bir materyal olması, posterior da, özellikle yüksek çürük insidansıda sahip bireylerde, ideal materyal gibi görünmektedir (133).

2.4.5.3. Cam Karbomer

Cam Karbomer, floroapatit/hidroksiapatit partikülleri içeren, düşük çözünürlük, yüksek eğilme ve sıkışma dayanıklılığına sahip, aşınma direnci yüksek, karbomize nano partiküllü, yeni bir cam iyonomer materyaldir (134).

Floroapatit tozunun eklenme gerekçesi, Van Duinen ve arkadaşlarının, süt dişlerinde, cam iyonomerlerin, floroapatit benzeri bir materyale dönüşümünü *in vivo* olarak inceledikleri çalışmalarına dayandırılmaktadır (135). Cam Karbomer simanın likidi poliakrilik asittir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara benzer şekilde, cam karbomer simana nanoboyutlu partiküllerin eklenmesi, materyalin sıkışma dayanıklılığını ve aşınma direnci olumlu etkileyebilir. Son aşama olarak, üretici firma, materyalin yüksek çıkış gücüne sahip bir ışık cihazı ile polimerize edilmesini şart koşmaktadır. Cam Karbomerin, bu cihazlarla sertleştirilmesi sıkışma dayanıklılığını arttırabilmektedir (10). Ayrıca yüzeye karbon-silikon içerikli (GLOSS) koruyucu tabaka uygulanmalıdır. Bu uygulama restorasyonu kolaylıkla dış etkilere karşı korumaktadır. Gloss uygulaması, cam iyonomer simanlarda nemden etkilenme olayını minimize etmek için kullanılan bir tür bonding uygulaması olarak cam karbomerlerde yapılan bir uygulamadır. Restorasyon yüzeyindeki tüm bu koruyucu tabaka, ürünün özelliklerinin gelişmesini sağlamaktadır (136).

Cam Karbomerde kullanılan cam, stronyum ve yüksek miktarda silikonun yanı sıra az miktarda kalsiyum içermektedir (137). Fuji IX ve Ketac Molar gibi köklü, geleneksel cam iyonomer markalarına göre, silikon içeriği yüksek olmasına rağmen, yakın düzeylerde, alüminyum, fosfor ve flor iyonu içermektedir (44).

İçerdiği cam partikülleri kuvvetli bir asitle yıkandığı için, partiküllerin yüzey tabakaları, büyük oranda kalsiyumlarını kaybetmiştir. Kalsiyum iyonları partiküllerin içerisinde merkeze yakın yerde bulunmaktadır (138). Bu asitle yıkanma işleminden dolayı, cam, poliakrilik asit veya akrilik/maleik asit kopolimerine karşı oldukça

tepkisizdir. Cam tozuna eklenmiş olan silikon yağı, camın yüzeyinde absorbe edilir ve asitle olan reaksiyonu başlatır. Sonuç olarak cam karbomer, yüksek toz/likit oranında kolay karıştırılmakta ve iki component karıştırıldığında çok az reaksiyon görülmektedir (44).

Materyal karıştırıldıktan sonra, sertleşme reaksiyonu en az 20 sn boyunca dental bir ışık cihazının uygulanmasıyla hızlandırılabilir. Bu uygulama fotopolimerizasyon sağlamamakta, ancak ışık cihazının sağladığı ısı simanın sıcaklığını arttırarak sertleşmesini hızlandırmaktadır (10).

Cam Karbomer simanların, geleneksel cam iyonomerlere göre oldukça yüksek miktarda cam oranına sahip olmaları ve içerdikleri hidroksiapatit doldurucular sebebiyle, materyal oldukça kırılğan hale gelmiştir. Bu durumun üstesinden gelebilmek için silikon yağı eklenmiştir.

Çalışmalar göstermiştir ki; cam karbomerin sertleşmesi iki paralel reaksiyonla olmaktadır. Bunların ilki poliasit ve camın diğeri ise poliasit ve hidroksiapatitin etkileşimidir. Her ikisi de asit-baz reaksiyonudur ve iyonik çapraz bağlı poliasit matrisin içerisine doldurucuların gömülmesiyle sonuçlanır. Ancak doldurucu sadece iyonlara ayrılmış cam değil, aynı zamanda hidroksiapatittir (138).

Cam Karbomerin önemli bir avantajı, nem hassasiyetinin olmaması ve, sıvı izolasyonunun sağlanamadığı çocuklarda kullanıma uygun olmasıdır (11).

Çözünürlük simanın hem yapısal dayanıklılığı hem de biyoyumluluğu açısından oldukça önemlidir. Materyalin çözünebilirliği, simanın bozunmasına yol açarak restorasyonun ayrılması, marjinal bütünlüğün bozulması ve sekonder çürük oluşumununa yol açmaktadır (139). Subramaniam ve arkadaşları (11), geleneksel cam iyonomer ve Cam Karbomer simanları 7 gün boyunca pH'I 4 ve 6 olan yapay tükürükte bekletmişlerdir. Cam karbomer örnekler, her iki pH değerinde de daha düşük çözünürlük göstermişlerdir. Aynı çalışmada, cam karbomer, mikrosızıntı açısından rezin içerikli bir fissür örtücüyle karşılaştırılmış ve iki materyal arasında belirgin bir fark bulunmamıştır.

Restorasyonların başarısında marjinal uyum büyük önem taşımaktadır. Kötü marjinal adaptasyonu sahip restorasyonlar mikrosızıntıya sebep vererek; sekonder çürük, hassasiyet, renklenme gibi sorunlara yol açmaktadır. Minimal düzeydeki mikrosızıntı tolere edilebilmektedir ancak ileri vakalarda, postoperatif ağrı ve rekürrent çürüğe sebep olarak restorasyonu başarısızlığa uğratmaktadır (140). Tolidis ve diğerleri (141), 2016 tarihli *in vitro* çalışmalarında, cam karbomer simanı, mikrosızıntı açısından, rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanların yanı sıra kompozit rezinle karşılaştırmışlardır. Cam karbomer siman, kompozit rezine göre daha yüksek, rezin modifiye cam iyonomerlere göre ise daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir. Çehrelı ve arkadaşları (10), cam karbomer ve konvansiyonel bir cam iyonomeri hem koruyucu cila ile hem de cila olmadan uygulamışlar ve mikrosızıntı açısından kompomerle karşılaştırmışlardır. En fazla mikrosızıntı yüzey örtücü uygulanmamış cam karbomer örneklerde görülmüş, onları yüzey örtücü uygulanmayan cam iyonomer siman örnekler takip etmiştir. Kompomer örneklerle, koruyucu yüzey örtücü uygulanmış cam karbomer ve cam iyonomer örnekler arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. Yüzey örtücü uygulanmamış tüm cam karbomer örneklerde restorasyon yüzeyinden preparasyonun tabanına kadar ilerleyen, buz kırığına benzer, oblik ve vertikal hatlar görülmüştür. Bu çalışmayla paralel şekilde, Chen ve diğerleri (142), cam iyonomer esaslı iki yeni fissür örtücü materyali (Ketac Molar, Cam Karbomer, Clinpro-kontrol grubu), *in vitro* ortamda, mikrosızıntı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, Ketac molar'da en düşük mikrosızıntı değerlerini gözlerlerken, cam karbomer simanda, örtücünün yüzeyinden fissürün tabanına kadar, sağdan sola ve diagonal olarak uzanan kırık hatları görülmüştür. Araştırmacılar, materyalin, ışık uygulanmasından sonra hala visköz kaldığını gözlemekle birlikte, etkenin bu olabileceğini kesin olarak söyleyememişlerdir.

2014 yılında yayınlanan bir klinik çalışmada, cam karbomer simanın retansiyon oranı, konvansiyonel rezin bazlı bir fissür örtücüyle karşılaştırılmıştır. 24 hastada toplam 48 dişe uygulanan fissür örtücülerin retansiyon oranı, 6 ay sonunda her iki materyal için %100, 12 ayın sonunda ise yine her iki materyal için de %75 olarak bildirilmiştir. 6 ayın sonunda her iki grupta da sekonder çürük lezyonu gözlenmezken, 12 ayın sonunda her iki grupta ikişer çürük lezyonu görülmüştür. Cam karbomer ile rezin içerikli fissür örtücü arasında retansiyon oranı açısından bir fark bulunamamakla

beraber araştırmacılar daha ileri çalışmalar yapılmasını önermektedir (143). Buna karşın, Chen ve diğerlerinin 2 yıllık klinik takibinde, yaş ortalaması 8 olan, toplam 407 çocuğa fissür örtücü olarak cam iyonomer, cam karbomer ve kompozit rezin uygulanmıştır. 2 yıllık takip sonunda, cam karbomer simanda, çürüksüz fissür sayısının, diğer iki materyalle karşılaştırıldığında, belirgin olarak düşük olduğu bildirilmiştir (144).

Cam karbomer siman, gerek rezin içermemesi, gerekse nem kontaminasyonuna hassas olmaması sebebiyle avantajlı bir materyal olarak görölse de, çalışmalardaki çelişkili sonuçlar, daha ileri araştırmaların gerekli olduğunu düşündürmektedir.

2.5. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin *In Vitro* Ortamda Değerlendirilmesi

Dental materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini test etmek için bir çok yöntem mevcuttur. Bir materyalin klinik davranışlarını tahmin edebilmek için, hem fiziksel hem de kimyasal özellikleri hakkında fikir sahibi olmak gerekir. Kenar sızıntısı ve bağlanma dayanıklılığı gibi çalışmalar materyallerin fiziksel özellikleri hakkında bilgi verirken, klinik başarıları hakkında da bir önizleme yaratmaktadırlar.

Diş hekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün değerlendirilmesi için yapılabilecek *in vivo* testler maliyetli ve standardizasyonu zor metodlar oldukları için, araştırmacılar, etkin, hızlı sonuç veren, parametleri değiştirilebilen ve sonuçları kıyaslanabilen *in vitro* testleri daha çok tercih etmeye başlamışlardır (145).

2.5.1. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri

Bağlanma kuvveti testleri, bir materyalin mineye veya dentine olan bağlanma kapasitesini değerlendirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Materyalin mine veya dentine olan bağlanma kuvvetinin öğrenilmesi, klinik başarıların yorumlanması ve fiziksel özelliklerin geliştirilmesi açısından önemlidir (146). Materyallerin klinik başarıları, oral boşluk içerisinde, restorasyonu yerinden çıkarmaya yönelik kuvvetlere karşı, sahip oldukları dentin adezyonuna bağlıdır (147).

Bağlanma dayanıklılığının belirlenmesi için sıklıkla kesme (shear) ve gerilme (tensile) kuvvetlerine dayanım testleri kullanılmaktadır. Temel olarak diş- restorasyon arasında oluşan gerilimin paralel veya dik olmasına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak tanımlanabilir (145).

90'ların ortasına kadar, kesme ve gerilme bağlanma dayanıklılığı testleri, genellikle 3-6 mm genişliğindeki, büyük bağlantı alanları ile uygulanırdı. Bununla birlikte, ortalama bağlanma kuvveti değerlerinin geçerliliği, bağlantı arayüzündeki stres dağılımının farklılığı nedeniyle sorgulanmıştır (148-150). Ayrıca hem materyalin hem dental substratın koheziv başarısızlığı arayüzdeki bağlanma kuvvetinin doğru değerlendirilmesini önleyen, yaygın bir durumdur (151). Bu limitasyonların üstesinden gelebilmek için yeni yöntemler arayışı sonucunda, daha küçük bağlanma alanları kullanan, mikro-tensile ve mikro-shear gibi testler ortaya çıkmıştır (150, 152).

Mikro bağlanma testlerinin popüleritelerinin artmasına ve makro testler hakkında süregiden eleştirilere rağmen, yayınlanan makro testlerin kullanıldığı makalelerin sayısı, geçtiğimiz yıllarda da yüksek kalmaya devam etmiştir. Bu durum göstermektedir ki, dental bağlantı konusunda varolan bilgilerin önemli bir kısmı, halen, geniş bağlantı alanına sahip örnekler üzerinde uygulanan testlerden gelmektedir. Konvansiyonel testlerin tercih edilmesi, uygulama kolaylığı, minimal ekipman ve örnek preparasyonu gerektirmesi ile günümüzde daha yaygındır (150).

2.5.1.1. Kesme (Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Kesme bağlanma dayanıklılığı, restorasyonu, diş yapısı boyunca hareket ettirmeye yönelik kuvvetlere karşı dirençtir. Diş restorasyon arayüzünde oluşan ve restorasyonu yerinden çıkarmaya yönelik kuvvetlerin çoğu, kesme tipi etki gösterdikleri için, kesme bağlanma dayanıklılığı, klinik açıdan büyük önem taşımaktadır. Dolayısıyla yüksek kesme bağlanma dayanıklılığı, daha iyi bir bağlantıya işaret eder (153).

Kesme testinde, yapışma bölgesi, diş yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Örnekler makine içerisinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olarak, belli bir hızda hareket eden makaslama kafası

yardımı ile kırılır. Kesme kuvvetleri testleri; restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilimleri taklit ederek materyal direncini araştırmaya yönelik testlerdir (145).

Kesme Kuvvetine karşı Bağlanma Dayanıklılığı (KBD) testi için genellikle bıçak sırtı şeklinde sonlanan bir uç kullanılmaktadır. Bu ucun kullanılması ile yükleme bölgesinde şiddetli bir stres birikimi gözlenirken; tel halka ile bağlanma alanına kuvvet uygulandığında ise stres dağılımı gözlenmiştir. Dolayısı ile bıçak sırtı ile sonlanan ucun kullanılarak yük uygulanan örneklerde yükün uygulandığı yere yakın bölgede küçük boyutta kompozit koheziv kırılma alanları gözlenebilir. Test düzeneğinde kafa hızı ise 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk şeklinde sıklıkla tercih edilmektedir. Kuvveti uygulayan uç ve deney düzeneği arasındaki mesafe azaldıkça (1 mm yerine 0,5 mm) bağlanma ara yüzeyi boyunca stres artar ve daha düşük bağlanma değerleri elde edilir (148, 150).

Ayrıca kesme kuvvetine karşı bağlanma dayanıklılığı testinde aynı dişte birden fazla örnek hazırlanabilir ya da mine ve dentin gibi farklı dokuların bağlanma dayanıklılık değerleri elde edilebilir. Örnekler hazırlanırken preparasyonlar klinikteki uygulama bölgelerini taklit edecek şekilde hazırlanabilirler (150).

2.5.1.1.1. Kesme (Shear) Bağlanma Dayanıklılığı Testini Etkileyen Değişkenler

2.5.1.1.1.1. Numune Tasarımıyla İlgili Değişkenler

Bağlanma Yüzeyi

Kesme bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılan, bağlanma yüzeyinin seçimi çoğu zaman, varolan substratın yüzeyine bağlıdır. ISO/TR 11405 spesifik bir değer vermemekle birlikte, bağlantı yüzeyinin genişliğinin önemini vurgulamakta ve ortasında 3 mm çapında bir delik olan bölünmüş bir kalıp resmi göstermektedir (154). Phrukkanon ve arkadaşlarının (155) yaptığı in vitro bir çalışma, 1.1 ile 3.1 mm² arasında dairesel kesitli (sırasıyla 1.2 ve 2.0 mm çaplı) numunelerin, çekme veya kesme açısından test edildiğinde bağlantı alanı ile bağlantı gücü arasında ters bir doğrusal ilişki sunduğunu ortaya koymuştur.

Bağlanma yüzeyi ve kuvveti arasındaki ilişki, katı elastik bir yapının gücünün mikroskopik kusurların varlığına bağlı olduğu şeklinde açıklanmıştır (150). Bağlanma yüzeyi büyüdükçe, kritik düzeyde bir kusur meydana gelme riski artmakta ve buna bağlı olarak bağlanma kuvveti azalmaktadır (150).

Bağlanma yüzeyini genişliği ile bağlanma kuvveti arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. İki aşamalı bir etch and rinse sistemin kesme bağlanma dayanıklılığının test edildiği bir çalışmada, 2 mm ile 5 mm çaplı örnekler arasında fark görülmezken, 1 mm çaplı örnekler daha güçlü, 6 mm çaplı örnekler de daha zayıf bağlanma göstermişlerdir (156).

Makro testler uygulanırken, küçük bağlantı yüzeyleri kullanıldığında, daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde ediliyor gibi görünse de, literatürde bu tezi destekleyecek yeterince çalışma bulunmamaktadır (59).

Materyalin Elastik Modülü

Daha rijit materyallerin kullanımı, bağlantı değerlerini belirgin olarak arttırabilmektedir. 2007 tarihli *in vitro* bir çalışma, kesme bağlanma dayanıklılığı ile kompozitin esneklik özellikleri arasında zayıf fakat belirgin bir bağlantı bulmuştur (157).

2.5.1.1.1.2. Test Mekanikleri ile İlgili Değişkenler

Uygulanan Kuvvetin Tipi

Testte kullanılacak ucun, stres dağıtımında önemli rolü vardır. Bıçak sırtı sonlanan uç, kuvvet uygulama alanında, stress birikimi yaratırken, tel halka şeklinde uç bağlanma alanına stresi dağıtmaktadır (149).

Kesme deneylerinde yük uygulama noktası ile bağlantı ara yüzeyi arasındaki mesafe de stres dağılımını etkiler. Kuvvet arayüze 1 mm uzaklıktan uygulandığında kesme kuvvetleri arayüze doğru artar. Daha kısa mesafelerde, daha yüksek stres konsantrasyonu eğilimi, dentin substratına 0.5 mm uzaklıktansa, bağlantı arayüzüne kuvvet uygulanarak düşük bağlantı kuvvetleri elde edilen deneylerle desteklenmiştir (158).

Kafa Hızı

Kesme bağlanma dayanıklılığı ile kafa hızı arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar az sayıdadır ve çelişkili sonuçlar göstermektedir. Bir çalışmada, 5 mm'lik bağlanma yüzeyine sahip örneklerin, 0,5 ve 10 mm/sn kafa hızıyla kırılması arasında belirgin bir fark görülmemiştir (156). Bir başka çalışmada, 3 mm bağlantı yüzeyine sahip örnekler, bıçak sırtı sonlanan çelik bir uçla teste tabii tutulduklarında, 1mm/sn ve 5 mm/sn kafa hızıyla test edilen örnekler, 0.5 mm/sn ve 0.75 mm/sn hızla test edilenlere göre daha yüksek kesme bağlanma dayanıklılığı göstermişlerdir (159).

Kafa hızlarını karşılaştırmak, yük oranlarını karşılaştırmaktan daha problematiktir ve anlamlı değildir. Ayrıca küçük kuvvetlerde, yük hızındaki varyasyonun, ölçülen kuvvet değerleri üzerinde önemsiz bir etkiye sahip olduğu doğrulanmıştır (160).

2.5.2. Mikrosızıntı Testleri ve Termal Siklus Uygulaması

Mikrosızıntı; Dolgu ile diş dokusu arasında bakteri, sıvı, molekül ve iyonların geçişi olarak tanımlanmaktadır ve dental restorasyonlarda oluşan en önemli klinik sorunlardan biridir (161, 162). Diş ve restorasyon ara yüzeyindeki sızıntının engellenmesi restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına iyice adapte olabilmeli ve iyi bir yalıtım sağlamalıdır (163). Yetersiz yalıtım sonucunda oluşan kenar aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya sebep olacak ve bunun sonucunda kenar renklenmesi, post-operatif hassasiyet, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlara neden olabilecektir (164, 165). İyi bir kenar uyumu sonucunda çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi önlenecek veya geciktirilebilecek ayrıca ağız sıvılarının dentine doğru sızması sonucu bakteri ve toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpada iltihabi değişimlere neden olması engellenebilecektir (165-167).

Rezin içerikli restoratif materyallerde gerçekleşen polimerizasyon büzülmesi, marjinal uyumsuzluklara sebep olur ve durum mikrosızıntı, marjinal renklenme ve hassasiyete yol açar (168-170). Higroskopik genişleme, bir dereceye kadar

polimerizasyon büzülmesini kompanze edebilmektedir. Su emilimi, marjinal boşlukların azalmasını sağlayabildiği için, yerleştirilmesini takip eden ilk 24 saatte su absorbe eden cam iyonomer simanlar, rezinlere göre daha düşük mikrosızıntı düzeyleri gösterebilir (161).

Sızıntı değerlendirilmesinde, *in vitro* alımalar daha sıklıkla kullanılmaktadır (171). Mikrosızıntının laboratuvar ortamlarında taklit edildiği termalsiklus uygulamaları genellikle *in vivo* koşulları yansıtabilmektedir ancak uygulanan prosedürde farklılıklar gözlenmektedir ve birkaç istisna dışında, *in vivo* gözlemler referans alınmadan uygulanmaktadır (172-174). Koşulların standardize edilmesi, veriler arasında karşılaştırma yapılabilmesi açısından önemlidir (174). Ağız ortamında, yeme ve imeyle meydana gelen ısı değişimini ölçmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Ancak yeme ve içme oldukça değişken alışkanlıklardır, kişiler ve ağız içerisindeki lokasyonlara bağlı olarak geniş varyasyonlar gösterebilmektedir (174). Ancak herhangi bir termal yük ve ağız solunumu olmaksızın, intraoral sıcaklık 35.2(±2.1)°C olarak llmtur (175). Di yüzeyinden yapılan ölçümler için; Peterson ve arkadaşları (176),10°'lik sıcaklığın rahatsız edici fakat tolere edilebilir olduğunu, 15°'lik sıcaklığın ise herhangi bir rahatsızlık vermediğini bildirmişlerdir. Sıcak bir yemek esnasında, di yüzeyindeki sıcaklığın ise Crabtree ve Atkinson tarafından 43° ve 53° arasında olduğu bildirilmiştir (177). *n vivo* koşulları simüle etmek için gereken birim zamana den döngü sayısına ilişkin literatürde bilgi bulunmamaktadır ve ileri araştırmalar gerektirmektedir. Brown ve arkadaşları (178), herhangi bir kanıt göstermeden, günde 10 döngü gerçekleştiğini ortaya koymuşlardır ancak bu durumun sığırlar için ya da insanlar için olduğu açık değildir ve insan diyet alışkanlıklarına bakıldığında yetersiz bir gözlem gibi görünmektedir. Kim ve arkadaşları (179), referans göstermeden, *in vitro* rnekleri her gün 10'ar döngü içeren 3 periyoda sokmulardır. Bu günlük 3'er döngünün insan 3 öğün yemeğini taklit ettiği düşünülmektedir. Llyod ve diğerleri, birkaç yıldır kullanımda olan dite, *in vivo* görülen çatlakların, yeni sürmüş ve çekilmiş die birkaç bin döngü uygulandıktan sonra görülen çatlaklara benzer olduğunu ortaya koymuşlardır. Dolayısıyla bir kaç yılın, termal siklus cihazında birkaç bin döngüye e değer olduğunu iddia etmişlerdir (180). Tüm bu bilgilere rağmen termal siklus uygulamalarında kullanılacak rejim konusunda net bir veri olmamakla birlikte *n-vitro* koşullarda gerçekleştirilen

çalışmalarda yaygın olarak 5°C soğuk ve 55°C sıcaklık değerleri, 30 s bir devir 500 devir sayısının kullanıldığı bildirilmektedir (174).

Mikrosızıntı değerlendirilmesinde kullanılan testler; 1- Boyar madde penetrasyon testleri, 2- Radyoizotoplar, 3- Kimyasal ajanlar, 4- Bakteriyel çalışmalar, 5- Hava basıncı yontemi, 6- Nötron aktivasyon analizi, 7- Elektro-kimyasal çalışmalar, 8- Mikroskobik inceleme yontemleridir.(163, 171, 181)

2.5.2.1. Boyar Madde Penetrasyon Testleri

Mikrosızıntının belirlenmesinde boyaların kullanılması, kolay ve ucuz olduğu için, en çok tercih edilen oldukça eski yontemlerden biridir (171, 182). Bu teknik; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenir (183). Çoğunlukla kullanılan boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eosin gibi çeşitli boya solüsyonları olup en çok tercih edilen boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir (184-186). Araştırmalarda boyaların farklı konsantrasyonları farklı bekletme sürelerinde kullanılmaktadır (182, 183, 187).

Ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanması bu yontemi diğer yontemlerden üstün kılmaktadır. Ancak sızıntı varlığının belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir(171). Sızıntının değerlendirilmesinde, genellikle, basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (186, 188, 189).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, 4 farklı cam iyonomer esaslı materyal kesme bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı açısından değerlendirilmiştir. Çalışma protokolü Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, GO 17/327 kayıt no ile onaylanmıştır. Çalışma iki aşamadan oluşmaktadır;

1)Materyallerin kesme bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırılması

2)Materyallerin mikrosızıntı açısından karşılaştırılması

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1. ve Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal adı	Üretici firma	İçerik
Zirconomer	Shofu Dental/Tokyo, Japonya 11151280	Toz:Floroaluminosilikat cam, Zirkonyum oksit, pigment vb., Likit: Poliakrilik asit veTartarik asit
Cam karbomer(GCP Glass Fill)	GCP Dental/Leiden, Hollanda 7601837	Toz: Floroaluminosilikat cam, apatit Likit: poliasitler
Equia	GC Co/Tokyo,Japonya 1502249	Toz: Stronsiyum Floro-Aluminosilikat cam, poliakrilik asit Likit: aköz poliakrilik asit
Riva Self-cure	SDI Ltd./ Victoria, Australia B1611142F	Toz:Stronsiyum Floro-Aluminosilikat cam, poliakrilik asit kopolimeri tozları, pigment Likit:Poliakrilik Asit kopolimeri Tartarik asit,
Equia Coat	GC Co/Tokyo,Japonya 1502061	%40-50 metil metakrilit, %10-15 kolloidal silika, %0,09 kamforokinon, %30-4* üretan metakrilat, %1-5 fosforik ester monomeri
Riva Coat	SDI Ltd./ Victoria, Australia 160921	Akrilik monomer
GCP gloss	GCP Dental/Leiden, Hollanda 1511140	Modifiye polisiloksan

3.2. Örneklerin Hazırlanması

62 adet insan çürüksüz üçüncü molar dişi kullanıldı. Tüm dişler ışık mikroskobu altında x40 büyütmede incelendi ve;

1. Herhangi bir çürük lezyonu olmayan
2. Restorasyon bulunmayan
3. Çatlak olmayan
4. Defekt içermeyen
5. Morfolojik açıdan büyük farklılıklar göstermeyen
6. Aşınması olmayan
7. En fazla 1 ay önce çekilmiş dişler çalışmaya dahil edildi.

Denyde kullanılacak dişlerin doku artıkları periodontal küret yardımıyla uzaklaştırıldı, pomza ve periodontal fırça aracılığı ile profesyonel profilaksi işlemi uygulandı ve dişler 1 hafta boyunca +4°C’de %0,5 kloramin-T trihidrat solüsyonu içinde bekletildikten sonra deney aşamasına kadar +4°C’de distile suda bekletildi. Dişler mikrosızıntı ve kesme bağlanma dayanıklılığı deneyleri için iki gruba ayrıldı. Her iki grup daha sonra kendi içinde, her gruba bir deney materyali uygulanacak şekilde, 4 deney grubuna ayrıldı.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller A: Equia Fil, B:Cam Karbomer siman, C: Zirconomer, D: Riva Self-cure

3.3. Kesme Bağlanma Dayanıklılığı Testi

Çalışmanın bu bölümünde 30 adet diş kullanıldı. Dişler elmas separe ile, su soğutması altında, uzun eksenlerine paralel olarak , meziodistal yönde düşük hızda kesilerek 60 adet bukkal ve lingual kesit elde edildi. Bu kesitlerin mine ve pulpa arasındaki dentin mesafesi ölçülerek yalnızca gerekli mesafeyi (2-3 mm) sağlayan kesitler çalışmaya dahil edildi. Daha sonra dişler bukkal ve lingual yüzeyler açıkta kalacak şekilde akril bloklar içerisine yatay olarak gömüldü. Akril düzensizlikleri, düz bir yüzey elde edilene dek alçı kesme motorunda (RT, Rotaks Dent, İstanbul, Türkiye) giderildi. Hazırlanan örnekler dentin açığa çıkacak şekilde uniform bir dentin yüzeyi ve standart bir smear tabakası elde etmek için 600 rpm hızla dönen polisaj cihazında (PRESI, Mecapol, P 230, Fransa) 600 gritlik silikon karbit (SiC) zımpara ile aşındırıldı ve polisajdan sonra suyla yıkandı. Daha sonra örnekler 4 gruba (n=15) ayrıldı. 2 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde teflon bir jig kullanılarak

1. Gruba Zirconomer (Shofu Dental, Tokyo, Japonya),

2. Gruba Cam Karbomer (GCP Dental, Vianen, Hollanda)

3. Gruba Riva Self Cure (SDI Ltd., Victoria, Avustralya)

4. Gruba Equia (GC. Co. Tokyo, Japonya) materyalleri, açığa çıkartılan dentin yüzeylerine bağlandı. Materyaller üretici firmanın talimatlarına uygun olarak aşağıda belirtilen şekillerde hazırlandı.

Zirconomer Grubu: 2 ölçü kaşığı toz ve bir damla likid oranlarında karıştırıldı. Toz iki eşit parçaya ayrıldıktan sonra, her parça likit ile 5-10 sn boyunca karıştırılarak putty benzeri bir kıvam elde edildi. El aletleri yardımıyla Teflon kalıba yerleştirildi.

Cam Karbomer Grubu: Aktivasyondan önce kapsül çalkalanarak. Arkasındaki piston sert bir yüzey üzerinde ittirildi. Kapsül yüksek frekanslı bir miksere (GCP CarboMIX CM-02 MIXER, Leiden, Hollanda) yerleştirilerek 15 sn çalkalandı. Kapsül, tabancası aracılığı ile kalıbın içerisine yerleştirildi. 90 sn yüksek çıkış gücüne sahip ışık ile polimerize edildi. GCP gloss materyalin üzerine uygulandı ve 1400

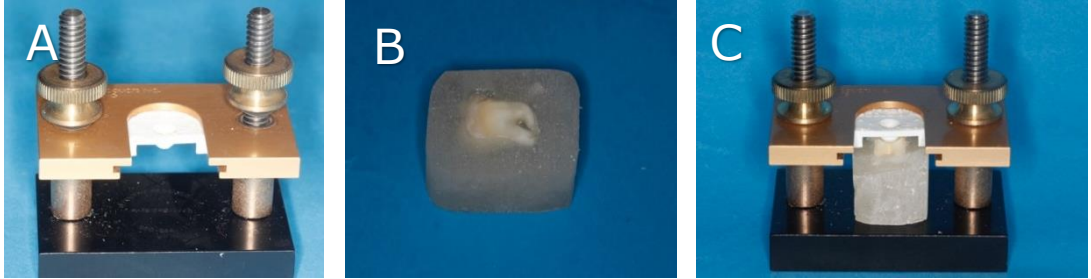
mw/cm² çıkış gücüne sahip ışık (GCP CarboLED-02 thermo-cure, Leiden, Hollanda) cihazı 90 sn uygulandı.

Equia Grubu: Kapsül çalkalandı ve pistonuna basılarak aktive edildi. Amalgamatörde 10 sn karıştırılan materyal, tabancası aracılığıyla yerleştirildi. Equia coat materyal yüzeyine uygulandı ve 20 sn boyunca ışıkla (Woodpecker LED-E, Woodpecker, Beijing, China) polimerize edildi,

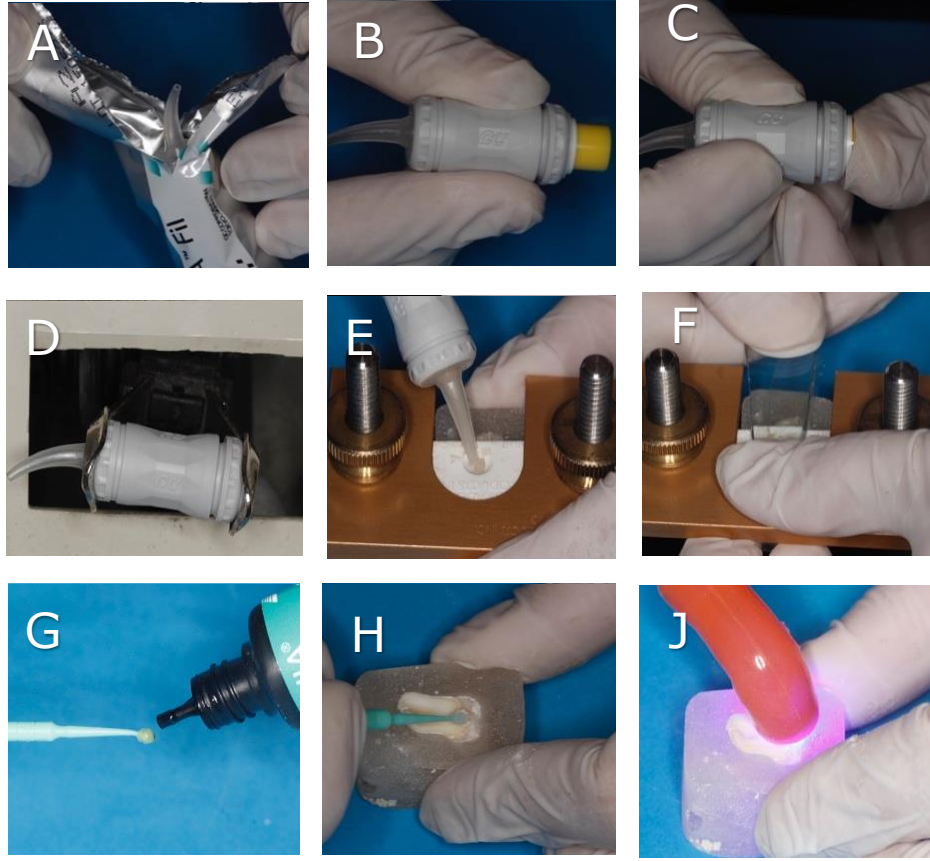
Riva Self-Cure Grubu: Kapsül aktive edilerek, amalgamatörde 10 sn karıştırıldı. Tabanca aracılığıyla yerleştirilen materyal sertleştikten sonra, yüzeyler riva coat ile kaplandı ve 10 sn boyunca ışık uygulandı.

Tüm materyaller yerleştirildikten sonra üzerlerine şeffaf bant ve lam aracılığı ile hafifçe baskı uygulandı. Materyaller uygulanmadan önce teflon kalıbın içi vazelin ile izole edildi.

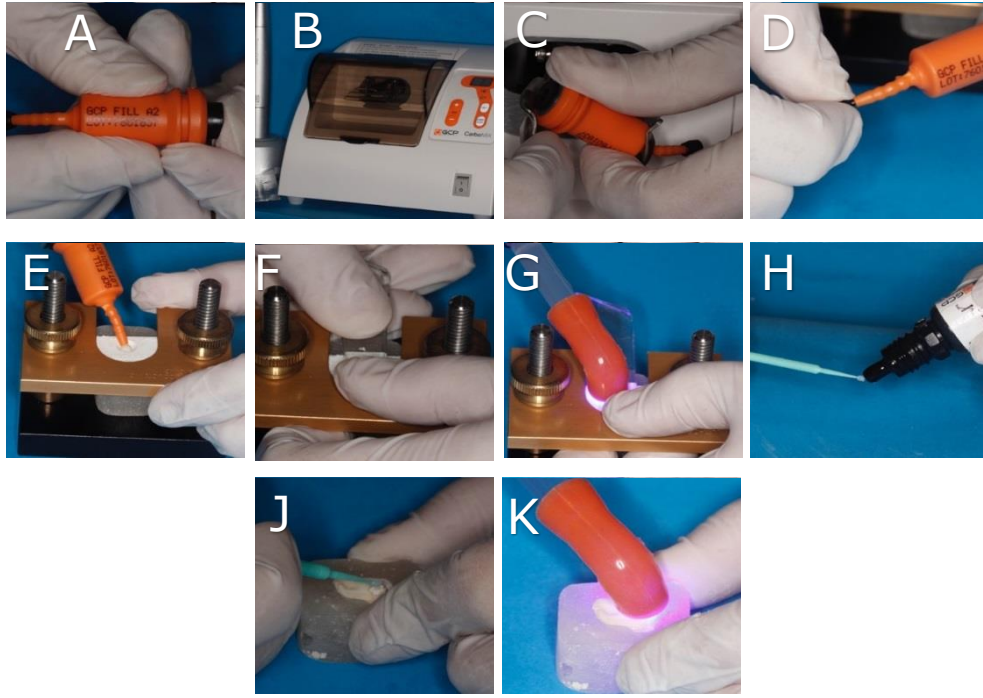
Dentin yüzeylerine, bağlantı öncesi herhangi bir ön işlem uygulanmadı. Örnekler 24 saat boyunca 37° distile suda bekletildi.



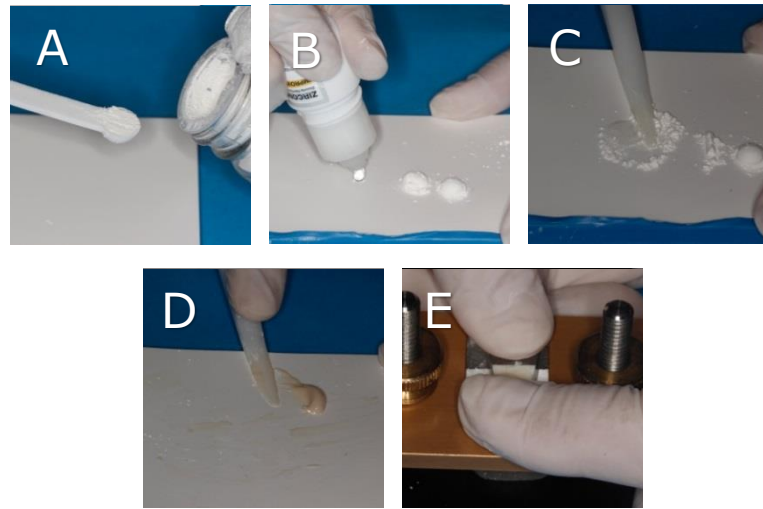
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan jig ve jige yerleştirilmiş bir model A: Çalışmada kullanılan jig, B: Kesme bağlanma dayanıklılığı ölçümlerinde kullanılan bir model, C: Jig içerisine sıkıştırılmış bir örneğin görüntüsü



Şekil 3.3. Equia materyalinin uygulanması A:kapsül paketinin açılması, B-C: Kapsül pistonuna bastırılması, D: Kapsülün amalgamatöre yerleştirilmesi, E:Materyalin özel tabancası aracılığı ile örnek üzerine yerleştirilmesi, F: şeffaf bant ve cam bir lamel aracılığı ile hafif parmak basısı uygulanması, G-H: Equia Coat'un uygulanması, J: Equia Coat'un polimerize edilmesi



Şekil 3.4. Cam Karbomer materyalinin uygulanışı A:Kapsül pistonunun bastırılması, B-C: Kapsülün yüksek frekanslı karıştırıcıya yerleştirilmesi, D: Kapsül tıkaçının çıkartılması, E: Materyalin tabancası aracılığı ile örnek üzerine yerleştirilmesi, F-G: Şeffaf bant ve lam aracılığı ile hafif parmak basısı uygulanması ve yüksek çıkış gücüne sahip ışık cihazı ile sertleştirilmesi, H-J: GCP Gloss uygulanması, K: GCP Gloss'un ışık cihazı ile sertleştirilmesi



Şekil 3.5. Zirconomer materyalinin uygulanması A-B: Toz ve likidin kağıt ped üzerine 2/1 oranında yerleştirilmesi, C-D: Tozun likitle küçük parçalar halinde karıştırılması ve macun kıvamı elde edilmesi, E: Örnek üzerine material yerleştirildikten sonra, şeffaf bant ve cam lamel ile hafif parmak basısı uygulanarak sertleşene kadar beklenmesi



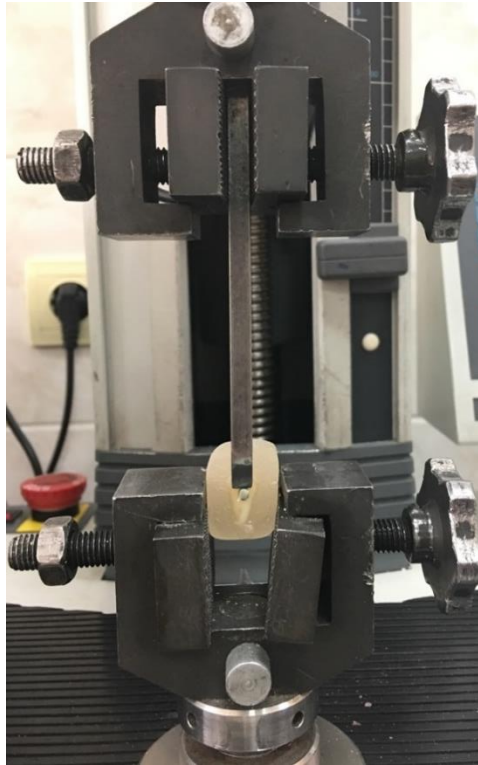
Şekil 3.6. Riva self-cure materyalinin uygulanması A: Kapsülün ambalajının yırtılması, B-C:Kapsül pistonuna bastırılması, D: Kapsülün amalgamatöre yerleştirilmesi, E: Materyalin tabancası aracılığı ile örnek üzerine yerleştirilmesi, F: Şeffaf bant ve lam aracılığı ile hafif parmak basısı uygulanması, G-H:Riva Coat uygulanması, J:Riva Coat'un polimerize edilmesi

3.3.1. Dentine Kesme Bağlanma Dayanıklılığının Saptanması

Restoratif materyalin uygulanmasından sonra, elde edilen örnekler, test cihazına, kuvveti uygulayan uca dik olacak şekilde yerleştirildi ve her iki yanındaki demir bölmeler yaklaştırılarak sıkıştırıldı. Tüm örneklerin cam iyonomer-dentin birleşim bölgelerine, universal bir test cihazında (LRX, Lloyd instruments Ltd, Fareham, İngiltere) (şekil 1), bıçak şeklindeki çelik bir uç yardımıyla 0,5 mm/dk kafa hızı ile yük uygulandı. Restoratif materyale kırılma anında uygulanan kuvvet Newton şeklinde bilgisayara kaydedilip MPa'a (megapascal) çevrildi. Kırılmanın gerçekleştiği yüzeyler stereomikroskop ile incelenip, kırılma tipleri belirlendi.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan instron cihazı fotoğrafı



Şekil 3.8. Cihaz içerisine yerleştirilmiş bir örneğin görüntüsü

3.3.2. Kırılma Tipleri Analizi

Tüm örneklerde kırılmanın gerçekleştiği yüzey, x10 büyütme bir stereomikroskop (LEICA, MS5 Zoom Stereo, LEICA CLS 50X, Germany) ile incelenip, kırılma tiplerinin fotoğrafları yine bu mikroskopa bağlı bir fotoğraf makinesi ile çekildi. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi ve elde edilen veriler kaydedildi.

Adeziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası diş ve restoratif materyal arasındadır.

Koheziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası restoratif materyalin ya da dişin kendi içindedir.

Karma: Adeziv-kompozit-diş dokusunda karma başarısızlık gözlenmektedir.

3.4. Mikrosızıntı Testi

Mikrosızıntı testi için 32 adet çürüksüz insan üçüncü molar dişi kullanıldı. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine, okluzal basamak minede, gingival basamak dentinde olacak şekilde, 4x3x2 mm boyutlarında sınıf V preparasyonlar hazırlandı(n=64). Dişler, aeratörle, su soğutması altında 836 no'lu elmas fissür frez yardımıyla prepare edildi. Her 5 preparasyondan sonra frez değiştirildi. Preparasyonların boyutları, periodontal sondla (Michigan-O probe, Nordent, IL, ABD) kontrol edildi. Daha sonra dişler rasgele 4 gruba ayrıldı;(n=16)

1. Grup: zirconomer
2. Grup: cam karbomer
3. Grup: equia
4. Grup: riva self-cure ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda restore edildi.

Tüm restorasyonlara, polisaj diskleri (Optidisc, Kerr,CA, ABD) ve lastikler (HiLuster Polishing System, Kerr, CA, ABD) ile polisaj yapıldı. Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, Zirconomer grubuna 7 dk sonra, Equia grubuna karıştırmanın başlangıcından itibaren 2 dk 30 sn sonra, Riva self cure grubuna karıştırma başlangıcından 6 dk sonra, cam karbomer grubuna ise 4 dk sonra polisaj

işlemi uygulandı.

3.4.1. Termal Siklus Uygulaması ve Mikrosızıntı Değerlendirilmesi

Tüm dişler termal siklus cihazına (MTE 101 thermocycling machine, Esetron, Ankara, Türkiye) yerleştirildi ve 5°-55° de 5000 siklus uygulandı(30 sn uygulama, 15 sn bekleme). Termal sikludan çıkan dişlerin kök uçları mum (Modelling Wax, Dentsplay, Türkiye) ile tıkandı ve restorasyonun 1 mm dışından olacak şekilde iki kat tırnak cilasıyla kaplandı. Daha sonra %0,5'lik bazik fuksin içerisinde kökler dışarıda kalacak şekilde daldırıldı.24 saat boyunca bazik fuksinde bekleyen örnekler, akan su altında yıkandı, kurutuldu ve şeffaf akrilden bloklar içerisine yatay olarak yerleştirildi. Akril bloklar içerisindeki dişler, hassas kesim cihazı (Microcut 201, Metkon,Bursa, Türkiye) ve bilateral elmas disk ile, su soğutması altında, 2000 rpm dönüş hızıyla, her diştten 3'er kesit olacak şekilde kesildi. Kesitler steromikroskop altında x40 büyütmede incelendi. Hem dentin hem de mine kenarı için mikrosızıntı skorlaması için aşağıda gösterilen skala kullanıldı.

Skor 0: Boya penetrasyonu yok

Skor 1: Kavite duvarının ½ si veya daha azına kadar boya penetrasyonu

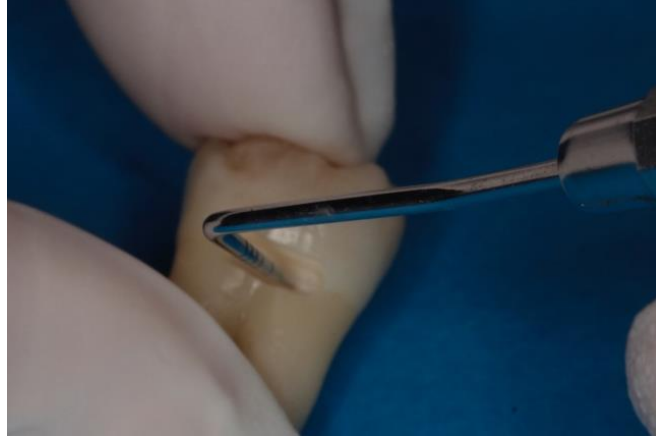
Skor 2: Duvarın ½ sinden fazla boya penetrasyonu

Skor 3: Aksiyal duvara kadar uzanan ancak aksiyal duvarı içine almayan boya penetrasyonu

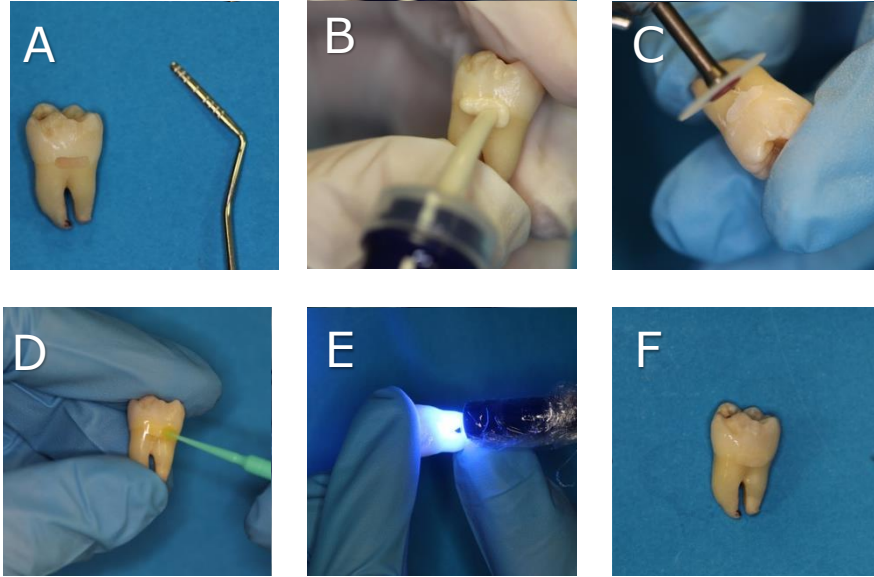
Skor 4: Aksiyal duvarı içine alan boya penetrasyonu



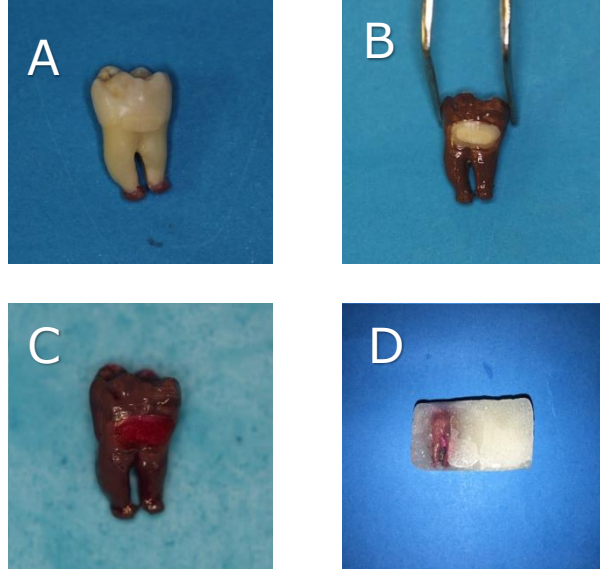
Şekil 3.9. Daimi diş üzerinde sınıf V preparasyonu açılması



Şekil 3.10. Preparasyon derinliğinin periodontal sond ile kontrol edilmesi



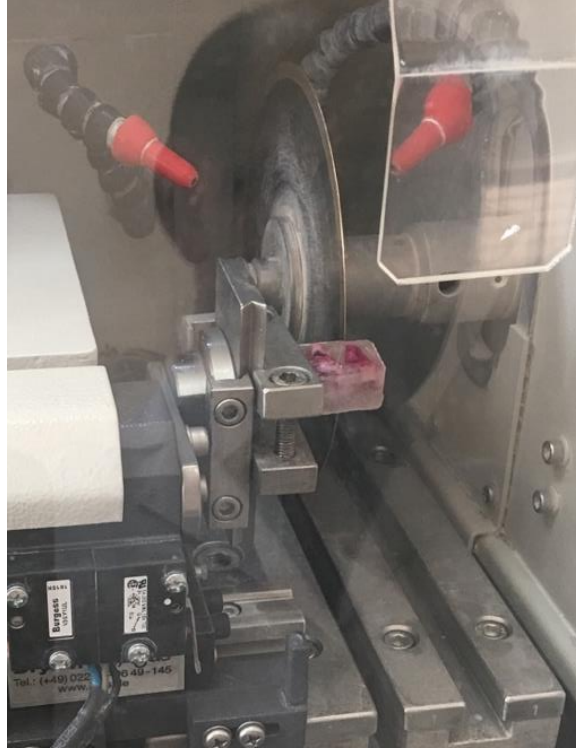
Şekil 3.11. Bir örneğe restorasyon uygulanma aşamaları, A: Preparasyonu tamamlanmış bir diş, B:Materyalin uygulanması, C:Polisaj, D: Gloss uygulanması, E: Gloss'un polimerize edilmesi, F: restorasyonu tamamlanmış bir diş



Şekil 3.12 Mikrosızıntı testi aşamaları. Örneğin sırasıyla ; A: Mum ile apeksi tıkanmış, B:Tırnak cilası sürülmüş, C:Bazık fuksinde bekletilmiş, D:Akril içerisine yerleştirilmiş görüntüleri



Şekil 3.13. Kesit alma cihazının fotoğrafı



Şekil 3.14. Cihaz içerisine yerleştirilmiş bir örneğin fotoğrafı

3.5. İstatistiksel Analiz

Kesme bağlanma dayanıklılığı testi için, veriler normal dağılım gösterdiğinden tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi. Çoklu karşılaştırmalar için, Tukey testi kullanıldı.

Mikrosızıntı değerlendirmesi için, veriler normal dağılım göstermediğinden, mine ve dentin sızıntı değerleri için Kruskal Wallis testi kullanıldı. Aynı materyalin mine ve dentindeki sızıntıları Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. KESME BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI TESTİ

Tüm gruplara ait ortalama bağlanma, standart sapma, en düşük ve en yüksek bağlanma değerleri Tablo 4.1.' de gösterilmiştir. Test sonuçlarına göre tüm materyaller arasında en yüksek bağlanma dayanıklılığını Cam Karbomer gösterirken, diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tablo 4.1. Test edilen materyallerin ortalama bağlanma dayanıklılığı, std. sapma, min. ve maks. değerleri

Materyal	n	Ortalama (MPa)	Std. Sapma	Min.	Max.
Equia	15	7,1280	3,35011	1,95	13,94
Cam Karbomer	15	11,8425	3,28138	5,48	17,21
Zirconomer	15	6,9463	4,26571	2,39	17,05
Riva Self-cure	15	3,9492	2,34489	2,02	10,21
total	60	7,4665	4,35343	1,95	17,21

Tablo 4.2. Materyallerin çoklu karşılaştırmaları**Çoklu karşılaştırmalar**

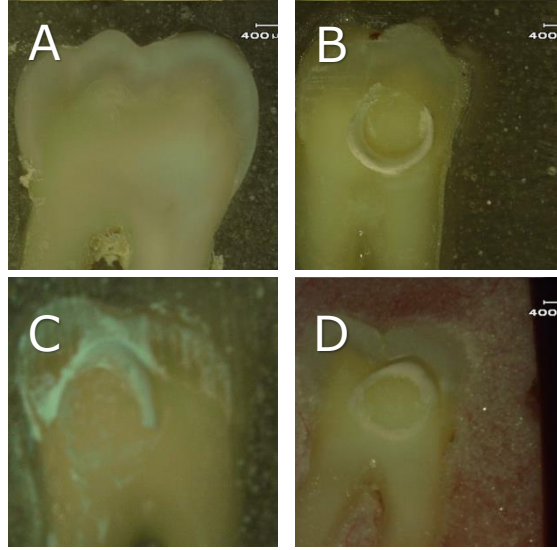
Yöntem (I)	Yöntem (J)	Ortalama fark(I-J)	P değeri	%95'lik Güven Aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
Equia	Cam karbomer	-4,71454	,002	-7,9821	-1,4469
	zirconomer	,18172	,999	-3,0859	3,4493
	Riva self-cure	3,17676	,059	-,0888	6,4464
Cam Karbomer	Equia	4,71454	,002	1,4469	7,9821
	Zirconomer	4,89626	,001	1,6287	8,1639
	Riva Self-cure	7,89332	,000	4,6257	11,1609
Zirconomer	Equia	-,18172	,999	-3,4493	3,0859
	Cam Karbomer	-4,89626	,001	-8,1639	-1,6287
	Riva Self-cure	2,99706	,083	-,2705	6,2647
Riva Self-cure	Equia	-3,17676	,059	-6,4464	,0888
	Cam Karbomer	-7,89332	,000	-11,1609	-4,6257
	Zirconomer	-2,99706	,083	-6,2647	,2705

Tablo 4.3. kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı

	adeziv	koheziv	karma
Equia	1 (%6,7) ^a	14 (%93,3) ^b	0 (%0) ^b
Cam Karbomer	1 (%6,7) ^a	11 (%73,3) ^b	3 (%20) ^{a,b}
Zirconomer	4 (%26,7) ^a	3 (%20) ^a	8 (%53,3) ^a
Riva Self-cure	3 (%20) ^a	3 (%20) ^a	9 (%60) ^a

Kırılma tipleri analizinin sonuçlarına göre, Zirconomer ve Riva Self-cure materyallerinde karma, Cam Karbomer ve Equia'da ise koheziv tip, en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur. Tüm gruplar arasında adeziv tip kopmada anlamlı bir farklılık görülmezken, koheziv kırılma tipinde, Cam Karbomer ve Equia, Zirconomer ve Riva Self-cure'dan anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Cam karbomer ve Equia'nın diğer iki materyalden yüksek oranda koheziv kırılan örnek sayısına sahip olduğu görülmüştür.

Karma tip kırılma için, Equia'nın Riva self-cure ve Zirconomer'den farklı olduğu bulgulanmıştır. (Tablo 4.3.)



Şekil 4.1. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri A: Adeziv kopma, B-C: Karma kopma, D: Koheziv kopma tipi

4.2. Mikrosızıntı Değerlendirmesi Sonuçları

Dört farklı cam iyonomer esaslı materyalin mine ve dentindeki mikrosızıntı değerleri tablo 4.4.'te gösterilmiştir.

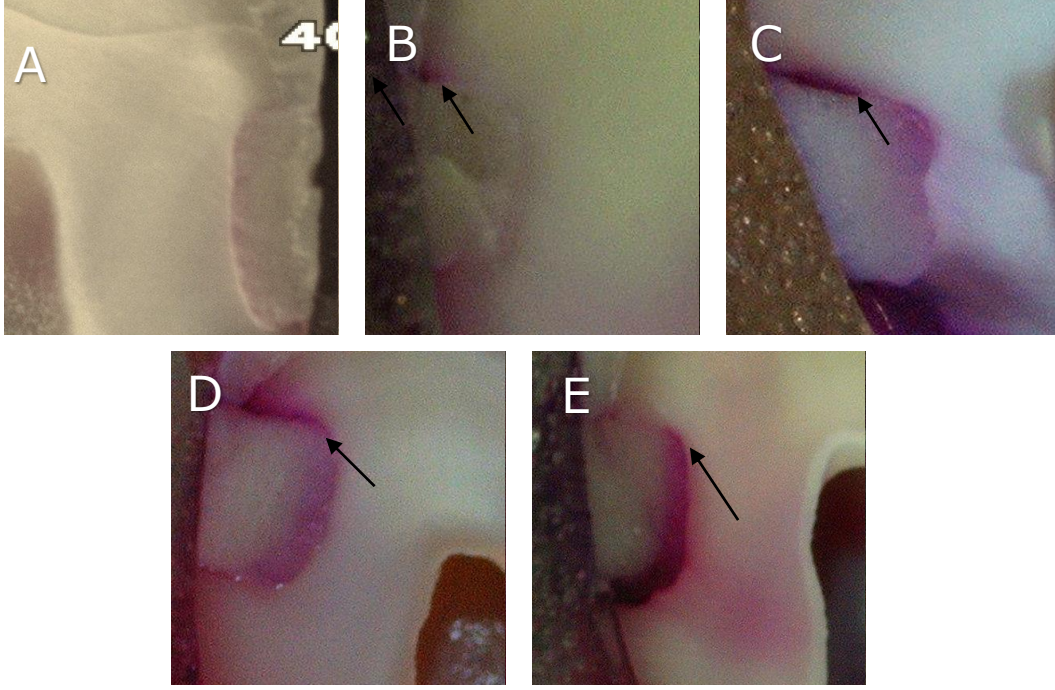
Tablo 4.4. Gruplardan elde edilen mikrosızıntı skorları. (M: mine, D: dentin)

MATERYAL	MIKROSIZINTI DEĞERLERİ									
	0		1		2		3		4	
	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D
Equia	2	9	3	2	5	2	2	1	4	2
Cam karbomer	4	2	1	0	0	0	2	1	9	11
Zirconomer	5	8	1	2	6	1	0	0	4	4
Riva self cure	7	6	2	2	1	1	0	0	6	7

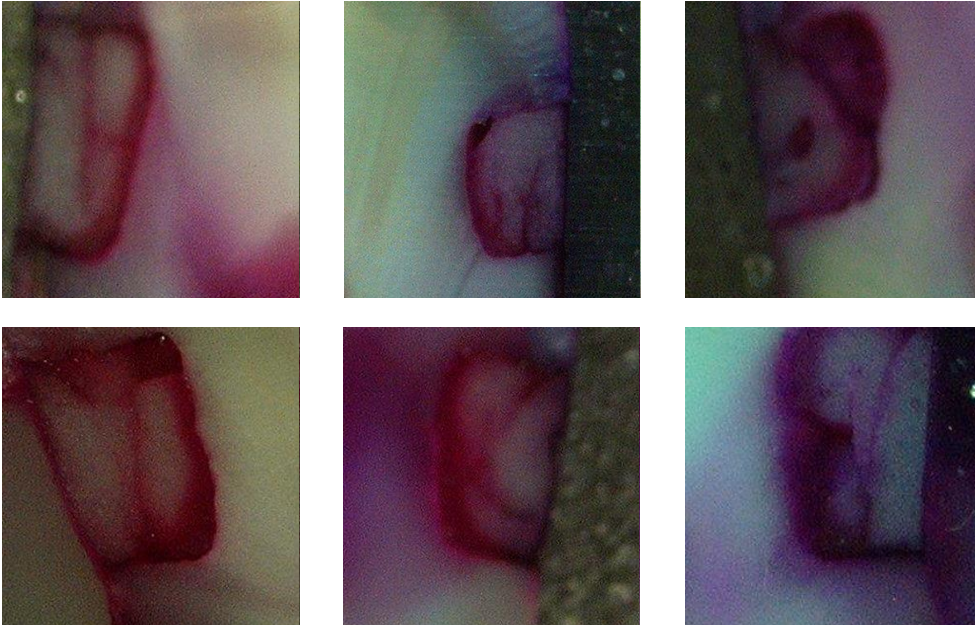
Okluzal kenarlarda (minede), dört cam iyonomer esaslı materyal arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0,389$). Gingival kenarlarda (dentinde) ise, istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p=0,005$). Fark Equia ile Cam Karbomer ve Zirconomer ile Cam Karbomer arasında gözlenmiştir. Dentinde, Cam Karbomerin Equia ve Zirconomere göre belirgin bir şekilde daha fazla mikrosızıntı gösterdiği belirtilmiştir. Materyallerin mine ve dentindeki medyan, minimum ve maksimum değerleri ve standart sapmaları tablo 4.5.'te verilmiştir. Ayrıca mikrosızıntı değerlendirilmesi sırasında, Cam Karbomer örneklerin yapısında, diğer materyallerden farklı olarak, içleri boya ile dolmuş çatlaklar gözlenmiştir (şekil 13). Cam karbomer, Zirconomer ve Riva Self-cure için mine ve dentin kenarları arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece Equia için, mine ve dentin kenarlarında, mikrosızıntı açısından fark bulunmuştur ($p=0,048$). Mine kenarları, dentin kenarlarına göre daha düşük mikrosızıntı oranları göstermiştir.

Tablo 4.5. Materyallerin mine ve dentindeki minimum, maksimum, medyan mikrosızıntı değerleri ve standart sapmaları

MATERYAL		mine	dentin
Equia	Medyan	1,0000	1,5000
	Std. sapma	1,87972	1,89737
	Min.	,00	,00
	Max.	4,00	4,00
Cam Karbomer	Medyan	4,0000	4,0000
	Std. sapma	1,77834	1,60078
	Min.	,00	,00
	Max.	4,00	4,00
Zirconomer	Medyan	2,0000	,0000
	Std. sapma	1,5585	1,73205
	Min.	,00	,00
	Max.	4,00	4,00
Riva Self-cure	Medyan	2,0000	1,0000
	Std. sapma	1,66302	1,86206
	Min.	,00	,00
	Max.	4,00	4,00



Şekil 4.2. Mikrosızıntı skorlarına göre stereomikroskop görüntüleri A: Skor=0 (Riva Self-cure), B: Skor=1 (Riva Self-cure), C:Skor=2 (Zirconomer), D: Skor=3 (Equia), E: Skor=4 (Cam Karbomer)



Şekil 4.3. Steromikroskoplara, yapılarında çatlak gözlenen Cam Karbomer örneklerden bazıları

5. TARTIŞMA

Cam iyonomer simanlar, İngiltere’de 1965 yılında İngiltere’de Wilson ve Mclean tarafından, Devlet Kimya Laboratuvarında geliştirilmiştir (23). Cam iyonomer simanların önemli özellikleri arasında; kalsifiye diş dokusuna bağlanabilmeleri, florür salınımı, pulpada minimal tepki yaratmaları, ve diş renginde olmaları sayılabilir. Ancak, bu materyaller sertleşmelerinin erken dönemlerinde dehidratasyona karşı hassas yapıdadırlar ve kırılğan olmalarından dolayı yüksek okluzal kuvvet altındaki bölgelerde kullanıma uygun değildirler (190). Günümüzde, cam iyonomer simanların bu dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için, içeriklerinde bir çok değişim yapılmıştır. Kompomerler, kendi kendine sertleşen/kondanse edilebilen cam iyonomerler, düşük viskoziteli/akışkan cam iyonomerler, fiberle güçlendirilmiş cam iyonomerler, Giomerler, Amalgoter, Klorheksidin emdirilmiş cam iyonomerler, Zirkonya içeren cam iyonomer, CPP-ACP içeren cam iyonomerler, Prolin içeren cam iyonomerler, Nano Biyoseramik cam iyonomerler bu modifikasyonlar sonucu elde edilen materyallerin sadece bazılarıdır (191).

İdeal bir restoratif materyal; iyi marjinal kapama sağlamalı(166), diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilmeli(192), termal genleşme katsayısı dişe yakın olmalı, iyi bir renk stabilitesine sahip ve biyouyumlu olmalıdır. Tüm restorasyonlar için, başarısızlığın primer sebebi mikrosızıntı sayılmaktadır. Mikrosızıntı diş dolgu arayüzüne bakteri invazyonuna izin vererek, sekonder çürüğe ve pulpa inflamasyonuna zemin hazırlamaktadır. Marjinal mikrosızıntı arayüzde boşluklara, sıvı akışına, bakteri kolonizasyonuna ve restorasyonun kaybına sebep olabilir (193, 194). Restoratif materyallerin başarısı, mikrosızıntıyı engelleme kapasitelerine bağlıdır (195, 196).

Diş yüzeyine bağlanabilme, modern restoratif teknikler açısından oldukça önemlidir (197). Materyallerin bağlanabilme yeteneği, sekonder çürük oluşumunu, mikrosızıntıyı, marjinal renklenmeyi ve pulpal hasarı önlemede rol oynar. Bağlanmayı ölçmek için genellikle kesme ve gerilme bağlanma dayanıklılığı değerlendirilir (198). Kesme (shear) bağlanma kuvveti, bağlı bir restorasyon ile diş yüzeyi arasındaki bağı kırmak için gerekli olan maksimum kuvveti göstermektedir (199). Bağlantının koptuğu anda birim alana gelen yük miktarı hesaplanarak ölçülmektedir. Nominal bağlanma kuvveti uygulanan kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır (200). Bu testlerde materyal diş dokusuna uygulanmakta ve diş ile materyal arasında bir bağ meydana gelmektedir. Daha sonra fraktür oluşuncaya kadar kuvvet uygulanmakta ve kopma değerleri belirlenmektedir.

Bu tez çalışmasında, zirkonya ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman Zirconomer, Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar Riva Self cure ve Equia, floropatit ve hidroksiapatit içeren karbamize nano partiküllü Cam Karbomer siman mikrosızıntı ve kesme bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanıma sunulan yeni bir materyalin değerlendirilmesinde kullanılan *in vivo* testler uzun zaman alan, maliyetli ve standardizasyonu zor testlerdir. Bu nedenle araştırmacılar, etkin, çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir *in vitro* testleri tercih etmektedirler (145). Bizim çalışmamızda da *in vitro* test yöntemleri kullanılmıştır.

In vitro çalışmalarda kullanılan çekilmiş dişlerin bekletildiği ortam oldukça önemlidir. Çalışmalarda dişlerin bekletilme ortamı olarak %10 formalin, %70 etanol, % 0,1-1 kloramin-T veya %0,05-0,1 timol solüsyonları tercih edilmektedir (201). Bizim çalışmamızda %0,05'lik kloramin-T solüsyonu kullanılmıştır.

Kesme bağlanma dayanıklılığı testi, restoratif materyallerin bağlanma performanslarını değerlendirmede yaygın olarak kullanılan, uygulaması kolay bir testtir (202). Özellikle, düşük bağlanma kuvveti gösteren cam iyonomer simanlar için, diğer bağlanma testlerinin uygulanması oldukça zor olduğundan, tercih edilebilen bir yöntemdir (203). Bu çalışmada da bağlanmanın değerlendirilmesinde kesme bağlanma dayanıklılığı testi kullanılmıştır.

Materyallerin mineye, dentinden daha başarılı bağlandığı bilinmektedir (204). Mine esasen homojen ve kalın bir yüzeye sahip olmakla birlikte ve temel olarak yüksek yüzey enerjisine sahip hidroksiapatit kristallerinde oluşmaktadır. Dentin ise, odontoplastik uzantılar içeren tübüllere sahip heterojen bir yüzeydir, yaklaşık hacimce %30 oranında organik madde içerir ve düşük yüzey enerjisine sahiptir (205). Bu durum bağlanma başarısındaki farklı açıklayabilmektedir. Bu yüzden restoratif materyallerin dentine bağlanması önemlidir.

Laboratuvar testlerinde dentin yüzeyinin pürüzlülük derecesini ve oluşan smear tabakasını standart hale getirmek amacı ile çeşitli aşındırıcılar kullanılmaktadır. Bunlar arasında en sık tercih edilenlerden biri de 600 gritlik silikon karbit zımparadır (206-208). Bu çalışmada da yüzey düzgünlüğünü sağlamak ve standart bir smear elde etmek için 600 gritlik karbit zımpara kullanılmıştır. Dişlerin hem bukkal hem de lingual yüzeyleri çalışma kapsamına alınmıştır. Dentin derinliği ve geçirgenliğindeki varyasyonlar, bağlanma kuvvetini etkileyebilmektedir. Etkilenmiş dentin, sklerotik dentin veya kök dentini gibi, bölgesel olarak

dentin yapısında farklılıklar, bağlanmayı etkilemektedir (209). Ancak dentinin orta kısmında kalsiyum ve mineral içeriği küçük farklılıklar göstermektedir. Kalsiyum/mineral içeriği, sadece mine dentin birleşiminden 400µm uzaklık içerisindeki bölgede azalmaktadır (210). Cam iyonomer simanlar, dişin yapısındaki kalsiyum ve diğer mineraller ile kimyasal bağ oluşturdıklarından ve bu minerallerin miktarı ancak mine dentin birleşimine çok yakın bir kısımda azalma gösterdiğinden bağlanma değerlerinde varyasyon oluşmayacağı düşünülmektedir (211).

ISO standartlarına göre, hazırlanan örnekler, test uygulanmasına kadar geçecek sürede 24 saat 37°C suda, 6 ay 37°C suda bekleyebilir ya da 5-50 °C arasında 500 termal siklus yapılabilir. Test için hazırlanan örneklerin distile su içinde bekleme sürelerine göre (10 dk, 24 saat, 1 hafta) bağlanma dayanıklılığı kuvvetlerini ölçen bir çalışmada, en yüksek kuvvetler 1 hafta, en düşük kuvvetler ise 10 dk bekleyen grupta bulunmuştur (212). Çalışmamızda örnekler 24 saat boyunca distile suda bekletilmişlerdir.

ISO'nun önerisine göre bağlanma kuvvetleri testlerinde cihazın kafa hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olmalıdır (213). Çalışmamızda daha önceki çalışmalar referans alınarak 0,5 mm/dk kafa hızı kullanılmıştır (211, 214, 215).

Literatürde cam iyonomer simanların kesme bağlanma dayanıklılığı ile ilgili az sayıda çalışma vardır. Sınırlı bilgilerimiz dahilinde, tez çalışmamızda kullanılan materyallerden Zirconomerin kesme bağlanma dayanıklılığı ile ilgili literatürde herhangi bir veri yoktur.

Çalışmamızda en yüksek kesme bağlanma dayanıklılığını gösteren materyal Cam Karbomer olmuştur. Cam karbomer diğer üç materyalden belirgin olarak yüksek kesme bağlanma değerleri gösterirken, Zirconomer, Equia ve Riva Self Cure materyallerinin kesme bağlanma dayanıklılıkları arasında istatistiksel açıdan belirgin bir fark görülmemiştir.

2009 tarihli bir *in vitro* çalışmada, cam karbomer, konvansiyonel cam iyonomerle mineye olan kesme bağlanma değerleri açısından karşılaştırılmış ve Cam Karbomer simanda belirgin olarak yüksek bağlanma değerleri kaydedilmiştir (216). Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçları ile de uyumludur. Bir başka çalışmada cam karbomer siman yüksek viskoziteli bir cam iyonomer simanla karşılaştırılmış ve cam karbomerin hem sağlam hem de çürük dentine olan bağlanma performansı yüksek viskoziteli cam iyonomere göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur (217). Bu farklılığın sebebinin bizim çalışmamızda dentine herhangi bir ön işlem uygulanmamış olması olduğu düşünülebilir. Bahsedilen çalışmada yüksek viskoziteli cam

iyonomer simanın uygulanmasından önce, üretici tarafından opsiyonel olarak sunulan dentin conditioner uygulanması gerçekleştirilmiştir. Bu durum yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın bağlanma değerlerini yükseltmiş olabilir. Ayrıca uzun çalışma zamanı, mine ve dentine olan adezyon kaybına yol açabilmektedir (218). Belirtilen çalışmada, çalışma zamanları üzerine net bir bilgi olmamakla beraber, bu durum çalışmamızla olan farklılığı yaratmış olabilir.

Gorseta ve ark. (143), yaptıkları bir klinik çalışmada, cam karbomer simanı fissür örtücü olarak uygulamışlar ve konvansiyonel rezin bazlı örtücülerle kıyaslamışlardır. 6 ve 12 hafta takip süreleri sonunda cam karbomerle yapılan tedavilerin, rezin bazlı örtücülerden belirgin ölçüde farklı olmadıklarını rapor etmişlerdir. Her iki grubun da retansiyon oranının yakın olması çalışmamızın, cam karbomerin yüksek bağlanma değerleri gösterdiği yönündeki sonuçlarını desteklemektedir.

Son yıllarda, üretici firmalar, cam iyonomer simanların en önemli 3 dezavantajı olan; zor uygulama, düşük aşınma direnci ve düşük kırılma direnci özelliklerinin üstesinden gelmek için çalışmalar yapmışlardır (219). Günümüzde, bu istenmeyen özelliklerin kabul edilebilir bir değere düşürüldüğü veya ortadan kaldırıldığı materyaller üretilebilmeye başlanmıştır (220).

Üretici firmalar, cam karbomer yapısında bulunan nano boyutlu doldurucuların, yüksek çıkış aralığına sahip ışık gücüyle birleştirilmesiyle aşınma direnci ve basınç dayanımını geliştirdiklerini beyan etmişlerdir. Öte yandan; cam iyonomerlerin nanopartiküllerle (nanohidroksiapatit ve nanofloroapatit) birleştirilmesi mekanik davranışlarını geliştirmiş ve dentine olan bağlanma kuvvetini arttırmıştır (221). Bu durum cam karbomer simanların, çalışmamızdaki yüksek bağlanma değerlerini açıklayabilir.

1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından tanıtılan ZrO_2 toksik olmayan, suda çözünmeyen, bakteri adezyonuna izin vermeyen, radyoopak ve korozyona uğramayan bir metal oksittir (222, 223). ZrO_2 'nin bu avantajları, üreticiler için, ZrO_2 infüze edilmiş cam iyonomer siman olan Zirconomer'in geliştirilmesinin yolunu açmıştır. Zirconomerin konvansiyonel cam iyonomer simanların estetik ve dayanıklılık konusundaki dezavantajlarını elimine edebileceği düşünülmektedir (224). Bhatia ve arkadaşlarının (127), konvansiyonel bir cam iyonomer siman, bir ser-met siman (miracle mix) ve ZrO_2 ilave edilmiş cam iyonomer siman olan Zirconomeri su emilimi, suda çözünme ve sıkışma dayanıklılığı açısından karşılaştırdıkları in vitro çalışmalarında, en yüksek sıkışma dayanıklılığı değerlerini zirconomer materyali göstermiştir. Bir başka in vitro çalışmada ise zirconomer sıkışma dayanıklılığı ve çapraz gerilme

dayanıklılığı açısından amalgam ve konvansiyonel bir cam iyonomerle karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre zirconomer ve amalgam geleneksel cam iyonomere göre oldukça yüksek değerler göstermişlerdir. Amalgam zirconomere göre daha yüksek değerler gösterse de aradaki fark küçük ve istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (225). Kishore ve arkadaşları (226) ise, zirconomerin, konvansiyonel cam iyonomere kıyasla daha yüksek miktarda florür saldığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarla benzer bağlanma değerleri gösteren zirconomer materyali yüksek sıkışma dayanıklılığı ve yüksek florür salınım özellikleriyle posteriorda yüksek okluzal basınç bölgelerinde çürük aktivitesi yüksek hastalarda, özellikle ART’de kullanılması uygun bir materyal olabilir.

Bu çalışmada, mikrosızıntı değerlendirmesi için her bir dişin bukkal ve lingual yüzeylerine standart, 4x3x2 boyutlarında, gingival marjin dentinde, okluzal marjin minede olacak şekilde, sınıf V preparasyonlar hazırlanmıştır. Sınıf V preparasyonlarla hem mine hem de dentin kenarındaki sızıntı değerlendirilebileceği için, bu preparasyon türü seçilmiştir. Tüm restorasyonlar üretici firmanın talimatına uygun olarak hazırlandıktan sonra, örnekler termal sıklusa tabi tutulmuşlardır. Termal siklus uygulaması intra-oral sıcaklık değişimlerini taklit edebilmek için uygulanmıştır (227). Termal siklus sonucu ağız ortamındaki maksimum ve minimum sıcaklık değerlerinde, dişin ve restorasyonun termal genleşme katsayıları arasındaki ilişki gözlenebilmektedir (228). Çalışmamızda, daha önceki çalışmalar referans alınarak 5°-55° C arasında 30 sn uygulama 15 sn bekleme süresiyle 5000 siklus yapılmıştır (229).

Marjinal bütünlük, restorasyonların klinik başarıları açısından kilit rol üstlenmektedir. En sık kullanılan mikrosızıntı değerlendirme yöntemleri boyar madde penetrasyon testleridir (171). Bu testlerde, örnekler farklı konsantrasyonlarda boyayıcı maddeler içerisinde farklı sürelerde bekletilmekte olup en sık kullanılan boyayıcı maddeler; %20’lik floresan, %0,25’lik toluidin mavisi, %2’lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50’lik gümüş nitrat, %2’lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10’luk metilen mavisi, %5’lik eosin’dir (183, 184, 186). Çalışmamızda da %0,5’lik bazik fuksin kullanılmıştır. Bu boyanın seçilmesinin sebebi partikül büyüklüğünün az olması sebebiyle, kolay difüze olabilmesidir (230).

Boyar madde penetrasyon testleriyle mikrosızıntının değerlendirilmesinde genellikle, basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (231). Çalışmamızda kullanılan skala da daha önceki çalışmalardan referans alınmıştır (229).

Değerlendirme sonuçlarına göre her bir materyal için, restorasyonların mine

kenarlarındaki sızıntı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak dentin kenarında Cam Karbomer, Equia ve Zirconomere göre yüksek sızıntı değerleri göstermiştir. Bu sonuçlar daha önceki çalışmaların sonuçlarıyla da uyumludur.

Chen ve diğerleri (142), cam karbomer simanın mikrosızıntısını *in vitro* olarak değerlendirdikleri çalışmalarında, cam karbomer siman, konvansiyonel cam iyonomer ve rezin kompozit örtücülere göre belirgin olarak yüksek sızıntı değerleri göstermiştir. Araştırmacılar bu durumu, cam karbomer simanın yapısında gözlemledikleri kırık hatlarına bağlamışlardır. Kimi örneklerde bu çatlaklar materyalin dış yüzeyinden restorasyonun tabanına kadar ilerlemektedir. Işıkla polimerizasyon işleminden sonra materyalin hala visköz kaldığını gözleyen araştırmacılar sebebin bu olabileceğini düşünmektedirler. Çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde Cam Karbomer simanın yapısında çatlaklar gözlenmiştir. Bunun sebebinin termal siklus kullanımı olabileceği düşünülmüştür. Cam karbomer simanın suda çözünme ve su emilimi değerlerinin, diğer materyallerden yüksek olabilir. Ancak, Subramaniam ve arkadaşları(11), *in vitro* çalışmalarında Cam Karbomer simanı, konvansiyonel bir cam iyonomerle suda çözünürlük ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlar ve Cam Karbomer simanın suda çözünme miktarının konvansiyonel cam iyonomere göre çok daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmada kullanılan konvansiyonel cam iyonomer siman Fuji VII (GC, Tokyo, Japonya)'dir. Bu materyal çalışmamızda kullanılan geliştirilmiş özelliklere sahip cam iyonomer materyallere göre düşük fiziksel özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, kesin bir kanıya varabilmek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çehrelı ve arkadaşlarının (10) *in vitro* çalışmasında, Sınıf I preparasyonlara uygulanan kompomer, yüzey örtücü ile ve yüzey örtücüsü olmadan uygulanan cam iyonomer ve cam karbomer materyallerin mikrosızıntıları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek sızıntı değerlerini yüzey örtücüsü uygulanmamış cam karbomer göstermiştir. Daha sonra yüzey örtücüsü uygulanmamış cam iyonomer siman gelmiştir. Onu takiben yüzey örtücüsü uygulanmış cam karbomer siman yüzey örtücüsü uygulanmış cam iyonomer siman ile eşit sızıntı değerleri göstermiş ve en düşük sızıntı değerini ise kompomer göstermişti. Çalışmada yüzey örtücüsü uygulanmış Cam Karbomer ve cam iyonomerin eşit mikrosızıntı oranlarına sahip olmaları bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Bu çalışmada sınıf I preparasyonlar tercih edildiğinden mine kenarlarındaki sızıntı değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda da, bu çalışmayla paralel olarak, mine kenarlarında materyaller arasında mikrosızıntı açısından fark gözlenmemiştir.

Çalışmamızda, materyallerin mine kenarında gösterdikleri sızıntı değerleri arasında belirgin bir fark gözlenmemesi ilginçtir. Walia ve arkadaşlarının yaptığı bir *in vitro* çalışmada, mineden sonlanan sınıf V kavitelerde, Zirconomer, Ketac Molar, Giomer ve Ceram-x'in mikrosızıntı performansları karşılaştırılmıştır (113). En düşük sızıntı değerlerini Ketac Molar gösterirken, sırasıyla Ceram-x, Zirconomer ve Giomer takip etmektedir. Bahsedilen çalışmada, yüksek viskoziteli bir cam iyonomer olan Ketac Molar'ın uygulanmasından önce dentin conditioner uygulanıp uygulanmadığı açık değildir. Conditioner uygulandığı düşünülürse, Ketac Moların düşük mikrosızıntı değerleri buna bağlanabilir.

Çalışmamızda Cam karbomer simanın kesme bağlanma dayanıklılığı diğer materyallerden belirgin olarak yüksekken, mikrosızıntı açısından daha başarısız olması mikrosızıntı testinde termal siklus kullanılıp kesme bağlanma dayanıklılığı testinde kullanılmaması sebebiyle olabilir. Cam karbomer materyalinin su emme ve suda çözünme potansiyeli diğer materyallerden yüksek olabilir.

Gürkan ve arkadaşlarının (112), Equia ile mikrohibrid bir kompozitin klinik performanslarını karşılaştırdıkları *in vivo* çalışmalarında, 6 yıllık takip sonucunda Equia ve kompozit rezin arasında anlamlı bir fark bulamamışlar ve her iki materyalin yüksek başarı oranı gösterdiğini bulgulamışlardır. Türkün ve arkadaşları (117) ise çalışmamızda kullanılan materyallerden olan Riva Self-cure ve Equia'yı karşılaştırdıkları klinik çalışmalarında 6 yıllık takip sonucunda Equia, Riva Self-cure'a kıyasla anlamlı derecede başarılı bulunmuştur. Başarılı bir materyal olduğu, klinik çalışmalarla bildirilen Equia ile benzer bağlanma ve mikrosızıntı değerleri gösteren Zirconomer materyali de, özellikle posterior kullanımda başarılı olabilecek bir materyal gibi görünmektedir. Ancak bu veriler, daha ileri laboratuvar çalışmaları ve klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

6. SONUÇLAR

Dört farklı cam iyonomer esaslı restoratif materyalin kesme bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı açısından karşılaştırıldığı çalışmamızın sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanmıştır;

1. Cam karbomer siman diğer üç materyale göre anlamlı olarak yüksek kesme bağlanma dayanıklılığı göstermiştir. Zirconomer, Equia ve Riva Self Cure arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir.
2. Cam karbomer siman, Equia ve Zirconomere göre belirgin olarak yüksek mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Cam Karbomer simanın, dentine yüksek bağlanma değerleri göstermesine rağmen, yüksek mikrosızıntı düzeyi ve yaşlandırma prosedürü sonrası yapısında gözlenen çatlaklar sebebiyle uzun dönem başarısına ilişkin soru işaretleri mevcuttur. Zirconomer materyali, yüksek sıkışma dayanıklılığı ve florür salma özellikleri ve kabul edilebilir düzeylerdeki bağlanma ve sızıntı değerleriyle, özellikle çürük aktivitesi yüksek ağızlarda, posterior bölgede kullanıma uygun bir materyal olarak görülebilir.

Sonuç olarak Equia, Zirconomer ve Riva Self-cure materyalleri klinik kullanıma uygun materyaller olarak gözlense de, Cam Karbomer simanın performansı hakkında kesin bir kaniya varabilmek için daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

Çalışmamızda kullanılan Zirconomer ve Cam Karbomer materyalleri ile ilgili az sayıda çalışma vardır. Bununla birlikte, bu çalışma bahsedilen dört materyali karşılaştıran ilk çalışmadır ve materyallerin başarılarının değerlendirilmesi açısından daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997;25(6):459-73.
2. Tiwari S, Kenchappa M, Bhayya D, Gupta S, Saxena S, Satyarth S, et al. Antibacterial Activity and Fluoride Release of Glass-Ionomer Cement, Compomer and Zirconia Reinforced Glass-Ionomer Cement. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(4):ZC90-3.
3. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int.* 1997;28(11):705-14.
4. Sunnegardh-Gronberg K, van Dijken JW, Funegard U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent.* 2009;37(9):673-8.
5. Reichl FX, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann KH, Thomas P, et al. Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. *J Dent Res.* 2008;87(4):378-80.
6. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):423-9.
7. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Marti JM, et al. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci.* 2016;17(7).
8. Basting RT, Serra MC, Rodrigues AL. In situ microhardness evaluation of glass--ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1187-95.
9. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater.* 2009;25(4):551-6.
10. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent.* 2013;7(1):15-21.
11. Subramaniam P, Girish Babu KL, Jayasurya S. Evaluation of Solubility and Microleakage of Glass Carbomer Sealant. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(5):429-34.
12. Burke EJ, Qualtrough AJ. Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J.* 1994;176(2):53-60.
13. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. [New direct restorative materials]. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 1999;106(4):128-40.
14. Dalli M, Colak H, Mustafa Hamidi M. Minimal intervention concept: a new paradigm for operative dentistry. *J Investig Clin Dent.* 2012;3(3):167-75.
15. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
16. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 2006;14 Suppl:3-9.
17. Engelmann J, Janke V, Volk J, Leyhausen G, von Neuhoff N, Schlegelberger B, et al. Effects of BisGMA on glutathione metabolism and apoptosis in human gingival fibroblasts in vitro. *Biomaterials.* 2004;25(19):4573-80.
18. Mm J, Nk B, A P. Minimal intervention dentistry - a new frontier in clinical dentistry. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(7):ZE04-8.
19. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:23-30.

20. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater.* 2001;17(5):456-70.
21. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J.* 2011;56(1):10-5; quiz 103.
22. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *Gen Dent.* 2012;60(6):e383-8.
23. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132(4):133-5.
24. McCabe JF WA. *Applied Dental Materials.* 9th edition ed: Oxford: Blackwell publishing Ltd; 2008.
25. Marinho VC. Cochrane reviews of randomized trials of fluoride therapies for preventing dental caries. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2009;10(3):183-91.
26. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* 1998;19(6):485-94.
27. HF A. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques:* London: BC Decker Inc; 2002.
28. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater.* 2008;4(2):432-40.
29. NM HI. Nano özelliğe sahip rezin modifiye cam iyonomer ile submikron hibritkompozit rezin materyallerinin su emilimi, su çözünürlüğü, esneklik katsayısı, eğilme dayanımlarının ve 18 aylık klinik takiplerinin değerlendirilmesi: Yeditepe Üniversitesi; 2010.
30. Hewlett ER, Mount GJ. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31(6):483-92.
31. Tjan AH, Morgan DL. Metal-reinforced glass ionomers: their flexural and bond strengths to tooth substrates. *J Prosthet Dent.* 1988;59(2):137-41.
32. Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res.* 1991;70(10):1358-61.
33. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of a condensable metal-reinforced glass ionomer cement in primary molars. *Br Dent J.* 2001;190(6):317-21.
34. Dionysopoulos P, Kotsanos N, Papadogiannis Y, Konstantinidis A. Artificial caries formation around fluoride-releasing restorations in roots. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):814-20.
35. Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *J Public Health Dent.* 1996;56(3 Spec No):135-40; discussion 61-3.
36. ChemFil Rock Advanced Glass Ionomer 2010 [Available from: http://dentsplymea.com/sites/default/files/SC_ChemFil_Rock_101102.pdf.
37. Ketac Molar Quick-Product Dossier: ESPE; 2000 [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/2192240/ketac-molar-quick-product-dossier-in-english.pdf>.
38. VOCO Ionofil Molar: VOCO GmbH; [Available from: http://www.voco.com/en/product/argion/VC_84_001700_GB.pdf.
39. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. Glass ionomer cement formulations: I. The preparation of novel fluoroaluminosilicate glasses high in fluorine. *J Dent Res.* 1979;58(6):1607-19.
40. Wilson AD MJ. *Glass-ionomer cement:* Quintessence Pub. Co.; 1988. 274 p.

41. G. NUPaK. Glass Ionomer Cement – The Different Generations . Trends Biomater Artif Organs. 2005;18.
42. Purton DG, Rodda JC. Artificial caries around restorations in roots. J Dent Res. 1988;67(5):817-21.
43. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 1994;25(9):587-9.
44. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. J Funct Biomater. 2016;7(3).
45. KJ A. Phillips' Science of Dental Materials: Saunders Co.; 2002.
46. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials. 1998;19(6):467-78.
47. Saito S TS, Hirota K. Characteristics of glass- ionomer cements in advances in glass-ionomer cements. Davidson CL Mrl, editor: Qintessence Publishing Co; 1999.
48. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. Dent Mater. 1994;10(2):78-82.
49. Tezuka C KY, inventorSetting solution for dental glass ionomer cements1978.
50. Schmitt W PR, Jochum P, Gasser O, inventorMixing compo- nent for dental glass ionomer cements patent 4360605. 1982.
51. Fareed MA, Stamboulis A. Nanoclay addition to a conventional glass ionomer cements: Influence on physical properties. Eur J Dent. 2014;8(4):456-63.
52. VAN AMERONGEN JP, DAVIDSON, C.L., OPDAM, N.J.M., ROETERS, F.J.M., KIDD, E.A.M. Restoring the tooth: 'the seal is the deal'. In: Dental Caries The Disease and Its Clinical Management. O. Fejerskov EAMK, editor: Oxford: Blackwell Munksgaard; 2003.
53. Earl MS, Hume WR, Mount GJ. Effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass-ionomer cement surface. Aust Dent J. 1985;30(4):298-301.
54. Crisp S, Ferner AJ, Lewis BG, Wilson AD. Properties of improved glass-ionomer cement formulations. J Dent. 1975;3(3):125-30.
55. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. Dent Res J (Isfahan). 2013;10(4):411-20.
56. Lohbauer U. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? — Properties, Limitations Future Trends. Materials (Basel). 2010;3(1):76-9.
57. Mount GJ. Description of glass ionomer cements in An atlas of glass ionomer cements: a clinicians guide. 2th ed ed: London : Dunitz, 1994.
58. van de Voorde A, Gerdts GJ, Murchinson DF. [Clinical application area for glass ionomer cements: literature review]. Quintessenz. 1988;39(11):1903-16.
59. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent. 1995;8(1):59-67.
60. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? Quintessence Int. 1997;28(10):667-76.
61. Wilson AD. Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. Sep/Oct1990;Vol. 3(Issue 5):p425-9. 5p.
62. Christensen GJ. Restoration of pediatric posterior teeth. J Am Dent Assoc. 1996;127(1):106-8.
63. Bona AD, Pinzetta C, Rosa V. Effect of acid etching of glass ionomer cement surface on the microleakage of sandwich restorations. J Appl Oral Sci. 2007;15(3):230-4.
64. Fortin D, Vargas MA, Swift EJ, Jr. Bonding of resin composites to resin-modified glass ionomers. Am J Dent. 1995;8(4):201-4.

65. Hinoura K MB, Phillips RW. Tensile bond strength between glass ionomer cement and composite resin. *J Am Dent Assoc.* 1987(114):167-72.
66. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-32.
67. Hagge MS, Lindemuth JS, Mason JF, Simon JF. Effect of four intermediate layer treatments on microleakage of Class II composite restorations. *Gen Dent.* 2001;49(5):489-95; quiz 96-7.
68. Loguercio AD, Alessandra R, Mazzocco KC, Dias AL, Busato AL, Singer Jda M, et al. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *J Adhes Dent.* 2002;4(2):137-44.
69. The Sandwich Technique: GC America; 2017 [Available from: http://www.gcamerica.com/downloads/GCA_Sandwich_Brochure_01-19-2017_Ver1-iPad.pdf.
70. Kuhnisch J, Mansmann U, Heinrich-Weltzien R, Hickel R. Longevity of materials for pit and fissure sealing--results from a meta-analysis. *Dent Mater.* 2012;28(3):298-303.
71. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *J Oral Sci.* 2009;51(3):373-82.
72. Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW. The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions: a review of the evidence. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(3):271-8; quiz 357-8.
73. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):430-8.
74. Croll TP, Bar-Zion Y, Segura A, Donly KJ. Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth. A retrospective evaluation. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(8):1110-6.
75. Duperon DF. Early childhood caries: a continuing dilemma. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23(2):15-6, 8, 20-2 passim.
76. Frencken JE, Songpaisan Y, Phantumvanit P, Pilot T. An atraumatic restorative treatment (ART) technique: evaluation after one year. *Int Dent J.* 1994;44(5):460-4.
77. Frencken JE. Atraumatic restorative treatment and minimal intervention dentistry. *Br Dent J.* 2017;223(3):183-9.
78. Frencken JE, Leal SC, Navarro MF. Twenty-five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: a comprehensive overview. *Clin Oral Investig.* 2012;16(5):1337-46.
79. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000;16(2):129-38.
80. Fraga RC, Siqueira JF, Jr., de Uzeda M. In vitro evaluation of antibacterial effects of photo-cured glass ionomer liners and dentin bonding agents during setting. *J Prosthet Dent.* 1996;76(5):483-6.
81. De Witte AM, De Maeyer EA, Verbeeck RM, Martens LC. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials.* 2000;21(5):475-82.
82. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *J Mater Sci Mater Med.* 1999;10(8):449-52.
83. Lewis SMC, N.J.; Booth, S.E.; Nicholson, J.W. Interaction of aluminium fluoride complexes derived from glass-ionomer cements with hydroxyapatite. *Ceram Silik.* 2013(57):196-200.

84. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999;27(1):31-40.
85. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries: role of remineralization and fluoride in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 3). *J Clin Pediatr Dent.* 2004;28(3):203-14.
86. Friedl KH, Hiller KA, Schmalz G. Placement and replacement of composite restorations in Germany. *Oper Dent.* 1995;20(1):34-8.
87. Tobias RS. Antibacterial properties of dental restorative materials: a review. *Int Endod J.* 1988;21(2):155-60.
88. Meiers JC, Miller GA. Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins. *Oper Dent.* 1996;21(6):257-64.
89. Yap AU, Khor E, Foo SH. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent.* 1999;24(5):297-305.
90. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Shams M. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and influence on *Streptococcus mutans* growth. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(1):81-5.
91. Svanberg M, Krasse B, Ornerfeldt HO. Mutans streptococci in interproximal plaque from amalgam and glass ionomer restorations. *Caries Res.* 1990;24(2):133-6.
92. Kramer N, Schmidt M, Lucker S, Domann E, Frankenberger R. Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clin Oral Investig.* 2017.
93. Billington RW, Hadley PC, Towler MR, Pearson GJ, Williams JA. Effects of adding sodium and fluoride ions to glass ionomer on its interactions with sodium fluoride solution. *Biomaterials.* 2000;21(4):377-83.
94. Sennou HE, Lebugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface. *Dent Mater.* 1999;15(4):229-37.
95. Yiu CK, Tay FR, King NM, Pashley DH, Sidhu SK, Neo JC, et al. Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. *J Dent Res.* 2004;83(4):283-9.
96. Ten Cate J.M. BJM, Damen J.M. The effects of GIC restorations on enamel and dentin demineralization and remineralization. *ADR.* 1995(9(December)):384-8.
97. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. *Journal of Dentistry.* 2006;34(8):608-13.
98. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials.* 2001;17(1):34-9.
99. Van Duinen RNB, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent.* 2004;17(4):223-7.
100. Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1997;24(4):310-4.
101. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1998;80(3):280-301.
102. Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials.* 2004;20(1):45-50.
103. El-Badrawy WA, McComb D. Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Operative Dentistry.* 1998;23(1):2-9.
104. Nicholson JW, Anstice HM, Mclean JW. A Preliminary-Report on the Effect of Storage in Water on the Properties of Commercial Light-Cured Glass-Ionomer Cements. *Brit Dent J.* 1992;173(3):98-101.

105. Behle CA. Conservative direct and indirect resin posterior restorative alternatives for cracked dentition. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1997;9(4):405-13; quiz 14.
106. Bonifacio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J.* 2009;54(3):233-7.
107. Bouschlicher MR, Vargas MA, Denehy GE. Effect of desiccation on microleakage of five Class 5 restorative materials. *Oper Dent.* 1996;21(3):90-5.
108. Souza JC, Silva JB, Aladim A, Carvalho O, Nascimento RM, Silva FS, et al. Effect of Zirconia and Alumina Fillers on the Microstructure and Mechanical Strength of Dental Glass Ionomer Cements. *Open Dent J.* 2016;10:58-68.
109. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J.* 2004;49(3):112-21; quiz 54.
110. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.* 1996;27(3):203-9.
111. KAYA TR. CAM İYONOMER SİMANLARDAKİ GELİŞMELER. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2013;7:71-7.
112. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2016.
113. Walia R, Jasuja P, Verma KG, Juneja S, Mathur A, Ahuja L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2016;34(3):280-4.
114. Mickenautsch S. High-viscosity glass-ionomer cements for direct posterior tooth restorations in permanent teeth: The evidence in brief. *J Dent.* 2016;55:121-3.
115. van Duinen RN, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Werner A, Feilzer AJ. Early and long-term wear of 'fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2005;21(8):716-20.
116. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004;20(1):45-50.
117. Turkun LS, Kanik O. A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Oper Dent.* 2016;41(6):587-98.
118. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent.* 2007;35(2):156-62.
119. Frencken JE, van't Hof MA, Taifour D, Al-Zaher I. Effectiveness of ART and traditional amalgam approach in restoring single-surface cavities in posterior teeth of permanent dentitions in school children after 6.3 years. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2007;35(3):207-14.
120. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Oncag O, Eronat C, Kose T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach: results at 24 months. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(11):1529-36.
121. Burke FJ, Siddons C, Cripps S, Bardha J, Crisp RJ, Dopheide B. Clinical performance of reinforced glass ionomer restorations placed in UK dental practices. *Br Dent J.* 2007;203(1):E2; discussion 40-1.
122. Diem VT, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig.* 2014;18(3):753-9.

123. Bonifacio CC, Werner A, Kleverlaan CJ. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(6):471-7.
124. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011;27(10):1031-7.
125. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent.* 2015;40(2):134-43.
126. al MUPE. 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 Jul;Vol-9(7):ZC65-ZC7.
127. 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. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2017;10(1):49-54.
128. Lee JJ, Lee YK, Choi BJ, Lee JH, Choi HJ, Son HK, et al. Physical properties of resin-reinforced glass ionomer cement modified with micro and nano-hydroxyapatite. *J Nanosci Nanotechnol.* 2010;10(8):5270-6.
129. Li HC, Wang DG, Meng XG, Chen CZ. Effect of ZrO(2) additions on the crystallization, mechanical and biological properties of MgO-CaO-SiO(2)-P(2)O(5)-CaF(2) bioactive glass-ceramics. *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2014;118:226-33.
130. Sharafeddin F, Shoale S, Kowkabi M. Effects of Different Percentages of Microhydroxyapatite on Microhardness of Resin-modified Glass-ionomer and Zirconomer. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(6):e805-e11.
131. Patel MU, Punia SK, Bhat S, Singh G, Bhargava R, Goyal P, et al. An in vitro Evaluation of Microleakage of Posterior Teeth Restored with Amalgam, Composite and Zirconomer - A Stereomicroscopic Study. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(7):ZC65-7.
132. Dr. Uday Kamath DAS. Fracture resistance of maxillary premolars with mod cavities restored with Zirconomer: An in vitro comparative study. *International Journal of Applied Dental Sciences.* 2016;2(2):77-80.
133. Pandey V. GLASS IONOMER CEMENT-A PHOENIX AND ITS NEW FLIGHT2016. 09-12 p.
134. Dental G. GCP GLASS FILL- Carbomer and fluorapatite enhanced glass ionomer restorative cement in capsules. In: Scientific Dental GmbH EG, editor. <http://gcp-dentalcom/>.
135. Van Duinen RN DC, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent.* 2004 Aug;17(4):223-7.
136. Instructions Of Use Glass Fill. In: Dental G, editor. Available From: <http://wwwgcp-dentalcom/Wp-Content/Uploads/2012/08/Instructions-Of-Use-Glass-Fill- UKPdf. UK2011>.
137. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer(R) ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater.* 2012;28(10):1051-8.
138. Van Duinen W. VDRN, inventorSelf hardening glass carbomer composition. US Patent2004.
139. Umino A, Nikaido T, Tsuchiya S, Foxton RM, Tagami J. Confocal laser scanning microscopic observations of secondary caries inhibition around different types of luting cements. *Am J Dent.* 2005;18(4):245-50.
140. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1-16.

141. Tolidis K, Boutsiouki C, Gerasimou P. Comparative evaluation of microleakage of a carbomer/fluoroapatite-enhanced glass-ionomer cement on primary teeth restorations. *Eur J Paediatr Dent*. 2016;17(3):227-33.
142. Chen X, Cuijpers V, Fan M, Frencken JE. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. *J Dent*. 2010;38(9):731-5.
143. Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen RN, Skrinjaric I, Hill RG, et al. One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2014;22(2):67-71.
144. Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater*. 2012;28(5):554-60.
145. Ayaz F TtD. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniv Diğ Hek Fak Derg*. 2011;4:49-56.
146. Özyeşil AG GnŞ, Belli S, Eskitaşcıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması. *Selçuk Üniversitesi Diğ Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;18:118-21.
147. Manuja N PI, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *J Indian Soc Pedo Prev Dent*. 2011 Jan-Mar;29(1):7-13.
148. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17(2):61-7.
149. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*. 1995;11(2):126-31.
150. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):e38-49.
151. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995;11(2):117-25.
152. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*. 2002;23(17):3603-8.
153. Suresh KS NJ. Evaluation of shear bond strengths of FUJI II and FUJI IX with and without salivary contamination on deciduous molars– an in vitro study. *AOSR* 2011;1(3):139-45.
154. ISO/TS. Technical specification. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Switzerland 2003.
155. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*. 1998;14(2):120-8.
156. L.G. Watanabe GWM, S.J. Marshall. Variables influence on shear bond strength testing to dentin. *Advanced Adhesive Dentistry– 3rd International Kuraray Symposium*. 1999:75-90.
157. Thomsen KB, Peutzfeldt A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. *Clin Oral Investig*. 2007;11(1):45-9.
158. A. Versluis DT, W.H. Douglas. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*. 1997:1298-307.
159. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*. 2001;17(2):165-9.

160. J. Richeton SA, K.S. Vecchio, F.C. Jiang, R.R. Adharapurapu. Influence of temperature and strain rate on the mechanical behavior of three amorphous polymers: characterization and modeling of the compressive yield stress. *Int J Solids Struct.* (2006);43:2318-35.
161. Toledano M, Osorio E, Osorio R, Garcia-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):610-5.
162. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J.* 2008;53(4):325-31.
163. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J.* 1976;141(10):305-10.
164. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent.* 1995;74(6):575-85.
165. Dejou J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. *Dent Mater.* 1996;12(6):342-9.
166. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol.* 1982;11(6):439-50.
167. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc.* 1972;84(6):1349-57.
168. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent.* 1986;55(4):446-7.
169. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.* 1990;69(1):36-9.
170. Kaplan I, Mincer HH, Harris EF, Cloyd JS. Microleakage of composite resin and glass ionomer cement restorations in retentive and nonretentive cervical cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1992;68(4):616-23.
171. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent.* 1992;20(1):3-10.
172. Crim GA, Mattingly SL. Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J Prosthet Dent.* 1981;45(2):160-3.
173. Rossomando KJ, Wendt SL, Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater.* 1995;11(1):47-51.
174. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
175. T.A.M. Spierings MCRBP, F. Bosman, A.J.M. Plasschaert. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987;66:pp. 1336-9.
176. Peterson EA, 2nd, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1966;73(6):1324-36.
177. M.G. Crabtree HFA. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Austral J Dentistry.* 1955;55 340-2.
178. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res.* 1972;51(2):461-7.
179. Kim JY, Takahashi Y, Kito M, Morimoto Y, Hasegawa J. Semi-quantitative analysis of early microleakage around amalgam restorations by fluorescent spectrum method: a laboratory study. *Dent Mater J.* 1992;11(1):45-58.
180. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *J Dent Res.* 1978;57(4):571-82.
181. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22(4):173-85.

182. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent.* 1990;3(5):192-4.
183. Erdilek D, Dorter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur J Dent.* 2009;3(3):200-5.
184. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig.* 2002;6(4):244-8.
185. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int.* 2004;35(1):29-34.
186. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent.* 2002;27(6):628-35.
187. Holan G, Chosack A, Casamassimo PS, Eidelman E. Marginal leakage of impregnated Class 2 composites in primary molars: an in vivo study. *Oper Dent.* 1992;17(4):122-8.
188. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8(3):181-4.
189. Chan KC, Swift EJ, Jr. Leakage of chemical and light-cured basing materials. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):408-11.
190. Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *J Appl Oral Sci.* 2006;14 Suppl:10-3.
191. Dr.Rohit Dhoot DSB, Dr.Vishal Mahajan, Dr.Sourabh Lonare, Dr.Kuldeep Rana. Advances in Glass Ionomer Cement (GIC): A Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences.* 2016;15(11):124-6.
192. Khera SC, Chan KC. Microleakage and enamel finish. *J Prosthet Dent.* 1978;39(4):414-9.
193. Brannstrom M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod.* 1986;12(10):453-7.
194. Sidhu SK. Sealing effectiveness of light-cured glass ionomer cement liners. *J Prosthet Dent.* 1992;68(6):891-4.
195. Wadenya R, Smith J, Mante F. Microleakage of nano-particle-filled resin-modified glass ionomer using atraumatic restorative technique in primary molars. *N Y State Dent J.* 2010;76(4):36-9.
196. Mali P, Deshpande S, Singh A. Microleakage of restorative materials: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2006;24(1):15-8.
197. Knight GM, McIntyre JM, Mulyani. The effect of silver fluoride and potassium iodide on the bond strength of auto cure glass ionomer cement to dentine. *Aust Dent J.* 2006;51(1):42-5.
198. Murthy SS, Murthy GS. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Three Commercially Available Glass Ionomer Cements in Primary Teeth. *J Int Oral Health.* 2015;7(8):103-7.
199. Jaidka S, Somani R, Singh DJ, Shafat S. Comparative evaluation of compressive strength, diametral tensile strength and shear bond strength of GIC type IX, chlorhexidine-incorporated GIC and triclosan-incorporated GIC: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(Suppl 1):S64-9.
200. Versluis A TD, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997;76:1298-307.
201. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):343-71.

202. Chen CC, Huang TH, Kao CT, Ding SJ. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd:YAP laser-irradiated dentin. *Dent Mater J*. 2006;25(3):463-9.
203. Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MA, Atta MT. Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *J Oral Rehabil*. 2006;33(2):110-6.
204. Magni E, Ferrari M, Hickel R, Ilie N. Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig*. 2010;14(1):79-87.
205. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie RA, Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *J Appl Oral Sci*. 2015;23(3):321-8.
206. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*. 1991;4(5):231-6.
207. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent*. 2004;29(3):333-41.
208. Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent*. 2004;29(2):196-202.
209. Shamina Bawa MNH. Comparative Evaluation of the Shear Bond Strength of a Total Etch Adhesive with a Self-Etching Primer on an Endodontically Treated Teeth. *World Journal of Dentistry*. July-September 2012;3(3):247-9.
210. Tesch W, Eidelman N, Roschger P, Goldenberg F, Klaushofer K, Fratzl P. Graded microstructure and mechanical properties of human crown dentin. *Calcif Tissue Int*. 2001;69(3):147-57.
211. Carvalho TS, van Amerongen WE, de Gee A, Bonecker M, Sampaio FC. Shear bond strengths of three glass ionomer cements to enamel and dentine. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(3):e406-10.
212. Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LL, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*. 2004;6(1):7-11.
213. Standardization IOF. *Dental Materials Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure.*: ISO TR 11405; 2003.
214. E.A. Shebl WME, Th.M. Genaid, M.E. Shalaby. Durability of bond strength of glass-ionomers to enamel. *Tanta Dental Journal*. 2015;12:16-27.
215. Nujella BP, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent*. 2012;3(1):22-6.
216. Glavina DaG, Kristina and Dubravka, Negovetić and Skrinjaric, Ilija. Enamel shear-bond strength of glass carbomer after heating with three polymerization unit. 22nd Congress of the International Association of Paediatric Dentistry; Munchen, Germany 2009.
217. Isabel Cristina Olegário APVFPM, Sabrina Sun Ha Kim, et al. Mechanical Properties of High-Viscosity Glass Ionomer Cement and Nanoparticle Glass Carbomer. *Journal of Nanomaterials*. 2015;2015.
218. Mandari GJ, Frencken JE, van't Hof MA. Six-year success rates of occlusal amalgam and glass-ionomer restorations placed using three minimal intervention approaches. *Caries Res*. 2003;37(4):246-53.
219. AR Prabhakar PLK, Chandrashekar Yavagal, S Sugandhan. Assessment of the clinical performance of zirconia infused glass ionomer cement: An in vivo study. *Int J Oral Health Sci*. 2015;5.
220. MJ. T. Clinical performance of glass ionomer cements. *J Minim Interv Dent*. 2008;1:423-9.

221. Cefaly DF, Valarelli FP, Seabra BG, Mondelli RF, Navarro MF. Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer. *Braz Dent J.* 2001;12(3):201-4.
222. Khamverdi Z MZ. Zirconia: An up-to-date literature review. *Avicenna J Dent Res.* 2012;4:1-15.
223. Pilathadka S, Vahalova D, Vosahlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep.* 2007;108(1):5-12.
224. AR Prabhakar PLK, Chandrashekar Yavagal, S Sugandhan. Assessment of the clinical performance of zirconia infused glass ionomer cement: An in vivo study. *Int J Oral Health Sci.* 2015;5(2):74-9.
225. Vemina P chalissery NM, Mohammed Almuhaiza, Abdulaziz M AlZailai, Elna P chalisserry shilpa H bhandi, sukumaran Anil. study of the Mechanical Properties of the Novel Zirconia-reinforced Glass Ionomer cement. *The Journal of Contemporary Dental Practice.* May 2016;17(5):394-8.
226. Kishore G, Sai-Sankar AJ, Pratap-Gowd M, Sridhar M, Pranitha K, Sai-Krishna VS. Comparative Evaluation of Fluoride Releasing Ability of Various Restorative Materials after the Application of Surface Coating Agents - An In-vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(12):ZC38-ZC41.
227. Kallenos TN, Al-Badawi E, White GE. An in vitro evaluation of microleakage in class I preparations using 5th, 6th and 7th generation composite bonding agents. *J Clin Pediatr Dent.* 2005;29(4):323-8.
228. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent.* 1985;53(1):50-3.
229. Kermanshah H, Khorsandian H. Comparison of microleakage of Scotchbond Universal Adhesive with methacrylate resin in Class V restorations by two methods: Swept source optical coherence tomography and dye penetration. *Dent Res J (Isfahan).* 2017;14(4):272-81.
230. Topaloglu-Ak A, Oncag O, Gokce B, Bent B. The effect of different enamel surface treatments on microleakage of fissure sealants. *Acta Med Acad.* 2013;42(2):223-8.
231. Uğur Erdemir BCY. DİŞ HEKİMLİĞİNDE MİKROSİZINTI VE MİKROSİZINTI ARAŞTIRMA YÖNTEMLERİ. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011;45(1):25-35.