



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAM İYONOMER ESASLI GÜNCEL RESTORATİF MATERYALLERİN
SAĞLAM DENTİNE OLAN BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dt. Merve YILMAZ

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AnaBilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

TOKAT- 2019

T.C
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLER KULLANILARAK SAĞLAM DENTİNE OLAN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.

Tezin Kabul Ediliş Tarihi : 15 /02 /2019

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

İmzası

.....

Üye : Doç.Dr. Nihan GÖNÜLOL

.....

Üye : Doç.Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ

.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 22 /01 / 2019 tarih ve 03.01 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

DEKAN
Prof.Dr.Mucahit EĞRİ



ETİK SÖZLEŞME

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(15/02/2019)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Merve YILMAZ

İmzası



TEŞEKKÜR

Uzmanlık öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana yardımcı olan tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a;

Değerli bilgi ve tecrübelerini paylaşan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya,

Tezin istatistiksel analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın. Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'e

Restoratif Diş Tedavisi kliniğinde beraber çalıştığım değerli asistan arkadaşlarım; Dt. Zülal TEKİROĞLU YELKEN, Dt. Ayla YAYLACI, Dt. Enes KILIÇ ve Dt. Gülşah TONGA'ya

Tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen sevgili personelimiz; İsa YALÇIN, Esin AYDIN ve birarada çalışmaktan keyif aldığım tüm personelimize,

Tokat'taki üç yılımda her türlü zorluğuma ortak olan, beni sabırla dinleyen, iyi kötü her anımı paylaştığım canım arkadaşım Stj. Dr. Fatma Nur Esmâ AKDAĞ' a ,

Tüm yaşamımda sevgi ve desteğiyle yanımda olan canım annem Seher Sultan YILMAZ, babam Sabahattin YILMAZ ve kardeşlerime, her türlü maddi ve manevi desteklerinden dolayı Tokat'taki aileme ve tüm sevdiklerime, sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

CAM İYONOMER ESASLI GÜNCEL RESTORATİF MATERYALLERİN SAĞLAM DENTİNE OLAN BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Çalışmamızın amacı güncel cam iyonomer esaslı dolgu materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak termalsiklusla yaşlandırma sonrası sağlam dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Önemi: Çalışmanın sonuçları ile deneyde kullanılan cam iyonomer esaslı dolgu materyallerinin arka bölgedeki dişlerde kullanımlarının uygunluğu konusunda klinisyenleri bilgilendirmek ve literatüre katkı sağlamak hedeflenmiştir.

Yöntem: Çürük, çatlak ve kırığa sahip olmayan 120 adet insan daimi 3. molar dişinin okluzal mineleri olarak su soğutması altında elmas separe ile kesildi ve dentin yüzeyi açığa çıkarıldı. Dentin yüzeyi 600 gritlik silikon karbür kâğıdı ile cilalanarak hazırlandı. Cam iyonomer esaslı dört restoratif materyal; Cam Karbomer (GCP Dental, vianen, The Netherlands), Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan), Giomer (Beautiful-II, Shofu Inc., Kyoto, Japan), Photac-Fil Quick (3M, ESPE, USA) silindirik şeffaf kalıplar (4 mm çap × 4 mm yükseklik) yardımıyla dentine adezivsiz olarak, iki aşamalı bir self etch (Clearfil SE Bond) adeziv ve total etch (Adper Single Bond) adeziv ile dentine yüzey ön işlemi yapıldıktan sonra uygulandı. 10 000 termal döngüyle yapay olarak yaşlandırılan örneklerin üniversal test cihazı kullanarak, makaslama bağlanma dayanımı değerleri belirlendi.

Bulgular: Bağlanma dayanımına ait değişkenlerden cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin farklılığı bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir ($p < 0,05$). Çalışmanın test gruplarına ait bağlanma dayanımı ortalamalarına göre en yüksek değer Giomer+SEbond (13,64±5,81 MPa) grubuna, en düşük değer Karbomer+Single bond (1,49±0,71 MPa) grubuna aittir. Gruplar arası karşılaştırmada Cam karbomer'de en yüksek değer (3,71±1,55 MPa) adezivsiz grupta, Equia FORTE (6,59±2,68 MPa) ve Beautiful-II (13,64±5,81 MPa) için SE bond grubunda ve Photac-Fil Quick (13,55±4,31 MPa) için Single bond grubunda olduğu görülmüştür.

Sonuçlar: Farklı adeziv sistemlerin Equia FORTE, Beautifil-II, Photac-Fil Quick'in dentine bağlanma dayanımını geliştirdiği, Cam karbomer üzerinde olumlu etkisi olmadığı söylenebilir.

Anahtar kelimeler: Cam Karbomer, Equia FORTE, Giomer, RMCIS.



ABSTRACT

COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTHS OF GLASS IONOMER BASED RESTORATIVE MATERIALS TO SOUND DENTINE

Aim: The aim of our study was to compare the shear bond strengths of the current glass ionomer-based filler materials to the strong dentin by using different adhesive systems after thermocycling.

Significance: It was aimed with the results of the study to inform the clinicians about the suitability of their use in the posterior teeth and to contribute to the literature.

Methods: The occlusal enamels of 120 human permanent third molar teeth without caries, cracks and fractures were cut with diamond separe under water cooling. The dentin surfaces were polished with 600 grit silicon carbide paper. Four glass ionomer based restorative materials: Glass Carbomer (GCP Dental, vianen, The Netherlands), Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan), Giomer (Beautifil-II, Shofu Inc., Kyoto, Japan), Photac-Fil Quick (3M, ESPE, USA) were applied to the prepared dentin surfaces after the dentine surface pretreatment with a two-step self-etch (Clearfil SE Bond) adhesive, total etch (Adper Single Bond) adhesive, and without dentine adhesive. Then, the specimens were artificially aged with 10. 000 thermal cycles. Shear bond strength values were determined by using the universal testing device.

Results: The difference of glass ionomer based restorative materials significantly affected the bond strength values ($p < 0.05$). According to the results of the study, Giomer + SE bond group showed the highest bond strength value ($13,64 \pm 5,81$ MPa) and Carbomer + Single bond group showed the lowest value ($1,49 \pm 0,71$ MPa). In the comparison between groups, while the highest value in Glass Carbomer was found in the non-adhesive group, the highest values of the Equia FORTE and Beautifil-II were found in SE bond application. The best result was observed in the Single bond group for Photac-Fil Quick ($13,55 \pm 4,31$ MPa).

Conclusion: It can be concluded that different adhesive systems improve the bond strength of EQUIA Forte, Beautifil-II, Photac-Fil Quick, but do not have a positive effect on Glass Carbomer.

Key Words: Glass Carbomer, Equia FORTE, Giomer, RMCIS.



İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	xi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Cam İyonomer Simanlar	4
2.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	4
2.1.1.1 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Mekanizması	6
2.1.1.2 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özellikleri	7
2.1.1.3 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin	8
2.1.1.4 Geleneksel Cam İyonomerlerden Florid Salınımı	10
2.1.1.5 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Diş Dokusuna Adezyonu	11
2.1.1.6 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Avantajları.....	12
2.1.1.7 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Dezavantajları.....	12
2.1.2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	13
2.1.3. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler	17
2.1.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)	20
2.1.4.1. EQUIA Forte.....	23
2.1.5 . Giomerler	25
2.1.6. Nanoiyonomerler	28
2.1.7. Cam Karbomer	29

2.2. Adezyon ve Adeziv Sistemler	33
2.2.1. Adezyon.....	33
2.2.2. Adeziv Sistemler	34
2.2.2.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler	34
2.2.2.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler	34
2.2.2.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler.....	35
2.2.2.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler:.....	35
2.2.2.5. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.2.2.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler	35
2.2.2.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler	36
2.2.3. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması.....	36
2.2.3.1. Etch-Rinse Adezivler	36
2.2.3.2. Self Etch Adezivler	37
2.3. Bağlanma Dayanımı.....	38
2.3.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı.....	39
2.3.2. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı.....	39
2.3.3. Makro Çekme Bağlanma Dayanımı	39
2.3.4. Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı	40
2.3.5. İtme (Push Out) Testi	40
2.4. Termal Döngü ile Yapay Yaşlandırma.....	41
3. MATERYAL ve YÖNTEM	42
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	42
3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	43
3.3. Test Örneklerinin Hazırlanışı	45
3.4. Restoratif Materyallerin Uygulanması	48
3.5. Termalsiklus Uygulaması.....	52
3.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	53

3.7. İstatistiksel Analiz.....	56
4.BULGULAR.....	579
5. TARTIŞMA.....	62
6. SONUÇLAR.....	83
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇMİŞ	116
EKLER	117
Ek 1.....	117



TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1: Klinik kullanımdaki cam iyonomerler için ISO standardı.....	8
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	45
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan cihazlar	46
Tablo 3.3: Çalışmada yer alan test grupları dağılımı	49
Tablo 3.4: Çalışmada kullanılan adeziv sistemler.....	50
Tablo 4.1: ANOVA tablosu.....	58
Tablo 4.2: İki farklı faktöre göre makaslama bağlanma dayanımı dağılımı.....	59

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: İki aşamalı etch-rinse deziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakasıyla etkileşimi.....	38
Şekil 2.2: İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakasıyla etkileşimi.....	39
Şekil 3.1: Materyaller, a:Equia FORTE, b:Photac Fil, c:Cam Karbomer, d:Beautifil II (Giomer).....	45
Şekil 3.2: Çalışmada kullanılan materyallerin karıştırılması için kullanılan kapsül Karıştırıcı (Functional Capsule Mixer, Monitex industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan).....	47
Şekil 3.3: GCP Cam Karbomer için üretilen ışık cihazı (CarboLED).....	48
Şekil 3.4: Dişlerin hairlanması, a:Dişlerin akriliğe gömülmesi, b:plastik kalıp.....	49
Şekil 3.5: Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, a:SE Bond, b:Single Bond	51
Şekil 3.6: Akrilik bloğa gömülmüş numune ve silikon silindirik kalıp	52
Şekil 3.7: a:Karbomer materyalin uygulanması, b:Karbomer materyalin ışıklanması...52	
Şekil 3.8: Equia FORTE materyalinin uygulanması.....	53
Şekil 3.9: a:Beautifil II'nin uygulanması, b:Beautifil II'nin ışıklanması.....	53
Şekil 3.10: a:Photac Fil materyalinin uygulanması , b:Photac Fil materyalinin Işıklanması.....	54

Şekil 3.11: Çalışmada kullanılan termal yaşlandırma cihazı (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya).....	55
Şekil 3.12: Universal test cihazı (AGS-X Serisi masaüstü tipi, Shimadzu Europa GmbH, Almanya).....	56
Şekil 3.13: Test örneklerinin instron cihazındaki resimleri.....	57
Şekil 4.1: Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri	61



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

CİS: Cam İyonomer Siman

GCİS: Geleneksel Cam İyonomer Siman

YVCİS: Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

pH: Ortamın asiditesi

µm: Mikrometre

mm: milimetre

nm: nanometre

mm²: milimetrekare

Ca: Kalsiyum

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

SiO₂: Silikon Dioksit

ASPA: Alümino Silikat Poli Akrilat

Na: Sodyum

Zn: Çinko

HEMA: 2-Hidroksietil Metakrilat

BIS-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

MPa: Megapaskal

ART: Atravmatik Restoratif Tedavi

UDMA: Üretan Dimetakrilat

PRG: Pre-reacted Glass İonomer

S-PRG: Yüzey aktif Pre-reacted Glass İonomer

F-PRG: Tüm partikül aktif Pre-reacted Glass İonomer

FAS: Fluoro Alimunosilikat Cam

°C: Santigrat

sn: saniye

LED: Light-Emitting Diode

1.GİRİŞ

Diş dokularının yıkımıyla estetik ve fonksiyon kaybına yol açan diş çürüğü en yaygın olarak karşılaşılan kronik hastalıklardandır (Petersen ve ark., 2005). Çürüğün tedavi edilmesi, kaybedilmiş dokuların onarılması ve fonksiyonun tekrar sağlanması amacıyla çeşitli restoratif materyaller üretilmiş ve yıllardır kullanılmaktadır (Garcia ve ark., 2006). Bu restoratif materyallerin en eskilerinden biri olan günümüzde hala kullanılmakla birlikte civa toksisitesi şüphesi, estetik olmaması gibi dezavantajları bulunan amalgam, araştırmacıları alternatif restoratif materyal arayışına itmiştir (Mosby, 1996). Diş hekimliğindeki yeni teknolojilerle birlikte son yıllarda geliştirilmiş olan kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar; diş renginde estetik materyaller olmaları sebebiyle tercih edilmektedirler (Garcia ve ark., 2006). Günümüzde önemi artan bir konu da dişin sadece restore edilmesi değil, restorasyon sonrası mevcut dokunun tekrar invaziv işleme gerek kalmaksızın uzun süreli korunabilmesidir. Bu nedenle yapılacak olan restorasyonun estetik özelliklerinin yanı sıra, fiziksel ve mekanik özellikleri de büyük önem taşımaktadır (Türkün, Kanık, 2016). Kompozitler estetik ve tatmin edici mekanik özelliklere sahip materyaller olmakla birlikte, uygulamaları sırasındaki yüksek teknik hassasiyet, neme duyarlılık ve remineralizasyon kapasiteleri olmaması sebebiyle çürük aktif bireylerde klinik başarılarının sınırlı olması gibi dezavantajlara sahiptirler (Roulet,1997).

Cam iyonomer simanlar, diş dokularına direkt adezyon, flor salınımı,antikaryojenik özellik, düşük sitotoksiste biyouyumluluk ve düşük mikrosızıntı gibi avantajlar gösteren son zamanlarda popülaritesi artan restoratif materyallerdir (Kaya & Tirali, 2014). Kısa çalışma zamanı, uzun sertleşme süresi, aşınma direnci, basma

dayanımı, kırılma noktası gibi mekanik özelliklerinin düşük olması cam iyonomer simanların dezavantajlarıdır (McCabe., 2008).

Cam iyonomer simanların dezavantajlarını gidermek; fiziksel, mekanik ve antibakteriyal özelliklerini geliştirmek için toz ve likitinde çeşitli modifikasyonlar yapılmış ve yapılmaktadır (Najeeb ve ark., 2016).

Bu bağlamda, son zamanlarda cam iyonomerlerin ve kompozitlerin teknolojilerini birleştiren Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman (RMCIS) ve Giomerler gibi hibrit materyaller (Arora , 2002), ultra ince ve yüksek reaktif cam parçacıklarının cam iyonomer dolgu maddelerinin içine karıştırılması sonucu estetik cam hibrit teknolojisinin geliştirilmiş bir ürünü olan Equia FORTE ve özel tasarlanmış karbomer doldurucu ve floroapatit/hidroksiapatit nanopartikül içeren cam iyonomer restoratif materyal olan Cam Karbomer) cam iyonomer simanlarının dezavantajlarının üstesinden gelmek için geliştirilmiş materyallerdir.

Çalışmamızın amacı; yeni teknolojilerle üretilen cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin daimi dolgu materyallerin altında kaide materyali veya kendileri daimi dolgu materyalleri olarak kullanılmaları halinde dentine olan bağlanma dayanımlarının kıyaslanması hedeflenmiştir. Aynı zamanda yaklaşık 1 yıla denk gelen 10.000 termalsiklus döngüsüyle yaşlandırma yapılarak klinik kullanıma uygunluk yerine getirilmeye çalışılacaktır. Farklı cam iyonomer esaslı bu materyallerin dentin yüzeyine uygulanması esnasında adeziv sistem kullanımlarının da makaslama bağlanma dayanımına etkinliği de test edilmiş olacaktır.

Çalışmanın sonucunda yeni teknolojilerle üretilen cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin dentine bağlanmasının universal test cihazı ile makaslama testleri

uygulanarak değerlendirilmesi, restoratif materyallerin dentine bağlanma dayanımının ölçülmesi hedeflenmiştir. Yapılacak yeni çalışmalarla cam iyonomerlerin klinik kullanımlarının diğer daimi restoratif materyaller düzeyine ulaşacağı düşünceindedir. Ayrıca, çalışmamızın, cam iyonomer simanların güçlendirilmesine ve daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilmesine dair yeni gelişmelere ışık tutacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın hipotezleri;

1. Çalışmada kullanılacak olan cam iyonomer esaslı materyallerin farklılığı makaslama bağlanma dayanımını etkilemeyecektir.
2. Çalışmada kullanılacak olan farklı adeziv uygulamaları makaslama bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemeyecektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Cam İyonomer Simanlar

2.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar florid iyon salınımı yapabilme özelliğine sahip silikat simanla diş dokularına adezyon özelliği gösteren poliakrilik asidin birleştirilmesi sonucu elde edilmiştir (Brito ve ark.,2010). Yapısında çinko polikarboksilat ve silikat bulunduran cam iyonomer simanlar ilk olarak 1971 yılında Wilson ve Kent tarafından ASPA (alüminosilikat poliakrilik asit) adıyla tanıtılmıştır (Wilson, 1971). Wilson ve Kent tarafından, Alüminosilikat poliakrilat (ASPA) olarak tanıtılan simanın tozu, ‘G200’ olarak isimlendirilen bazik floroalüminosilikat taneciklerinden oluşur. Bu toz yüksek florür ve kalsiyum içermektedir. Likidi ise aközpoliakrilik asit içermektedir. Klinik pratikteki ilk siman (ASPA I) uzun sertleşme süresi, uygulama zorluğu ve renk uyumsuzluğu gibi dezavantajlardan dolayı kullanıma uygun bulunmamıştır (Wilson, 1996).

ASPA I’e tartarik asit ilavesiyle ASPA II elde edilmiştir. ASPA II, G200 cam tozu poliakrilik asit ve tartarik asit içermektedir. Pit ve fissürlerde kullanıma uygun bulunmuştur (McLean & Wilson, 1974). Ancak ASPA II’nin likid komponentinde hidrojen molekülleri arasındaki bağların zamanla jelleşmeye sebep olması nedeniyle materyalin mekanik ve estetik özelliklerinde düşüş gözlenmiş bunu engellemek amaçlı metanol ilavesi yapılarak ASPA III geliştirilmiştir. Daha sonra akrilik ve itakonik asit ilave edilerek ASPA IV geliştirilmiştir (Crisp ve ark 1976; Crisp, ve ark 1980). ASPA IV’ün hidrojen bağlanmasının yeterli olduğu belirtilmiştir. İnce granüllü yapı gösteren

siman fissür örtücü, yapıştırma ajanı ve erezyon kavitelerinde olmak üzere kulanıma uygun bulunmuştur (McLean & Wilson, 1977).

ASPA'nın adezyonunu arttırmak için diş yüzeyine zayıf asitlerin uygulanması önerilmiştir. Simanın uygulanması öncesi debrislerin uzaklaştırılarak diş yüzeyinin temizlenmesinin adezyonu arttıracığı bildirilmiştir (Lacefield, Reindl, & Retief, 1985). ASPA dental silikat simanla polikarboksilat simanın bir kombinasyonu şeklindedir. Polikarboksilat siman ve ASPA'nın fiziksel ve mekanik özellikleri benzer olmakla beraber CİS'ler yüzey özellikleri ve asit ataklarına karşı direnç özellikleri bakımından polikarboksilat simanlardan üstündürler (Crisp ve ark., 1975).

Cam iyonomerlerin diş hekimliğinde çeşitli kullanımları vardır. Restoratif materyal olarak özellikle süt dişlenme döneminde, astar ve kaide olarak, fissür örtücü olarak ve ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (Mickenautsch, Mount, & Yengopal, 2011).

Cam iyonomer simanların uygulanma şekillerine göre sınıflaması (Al-Badry, 1994).

Tip I: Kırın, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

Tip II: Restoratif simanlar

Tip III: Kaide materyali ve pit ve fissür örtücü olarak kullanılan simanlar

Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

Cam iyonomer simanlar içeriklerine göre beş ayrı sınıf altında toplanabilirler:

I. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)

II. Hibrit cam iyonomer simanlar

a. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)

b. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)

III. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)

IV. Giomerler

V. Nano-iyonomerler (GJ., 2002)

2.1.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Mekanizması

GCİS'ler asit-baz reaksiyonu ile sertleşme reaksiyonlarını tamamlarlar (Khoroushi ve ark 2013).

Bu sertleşme reaksiyonu sırasıyla;

-Toz ve likidin teması,

-Cam partikülleri üzerine asit atağı,

- Matrisin şelasyonu,

- Matrisin sertleşmesi olmak üzere dört ayrı faz olmak üzere gerçekleşir (Crisp ve ark., 1980).

Cam iyonomerlerin karıştırıldıktan sonra 2-3 dakika içerisinde asit-baz reaksiyonu ile sertleştikleri bildirilmiştir. İlk aşama cam partiküllerinin yüzeyinde hidrate proton içeren poliasit reaksiyondur. Bunun sonrasında Na^+ , Ca^{+2} (veya Sr^{+2}) camdan poliasit solüsyonuna doğru hareket eder. Bunu Al^{+3} iyonları takip eder. Bu iyonlar daha sonra iyonik çapraz bağlar oluşturmak üzere poliasit molekülleriyle etkileşirler. Daha sonra simanın sertleşme iskeletini oluşturan çözünmeyen bir form oluşur (Crisp ve ark 1974).

Cam iyonomer simanların sertleşme fazı iki aşamada gerçekleştiği bildirilmiştir. İlk aşamanın CİS karıştırıldıktan sonraki ilk 10 dakikalık klinik sertleşme süreci, ikinci

aşamanın ise ortamda su varlığında asidin hidrojen iyonlarının cam partiküllerine yapışması sonucu kalsiyum, stronsiyum ve alüminyum iyonlarının salınması ile başlayıp yavaş ve uzun süre ilerleyen evre olduğu bildirilmiştir (Pires ve ark. 2004). CİS polimerizasyonunun 24 saat sonunda tamamlandığı belirtilmiştir (Zainuddin ve ark 2009). Simanın sertleşme reaksiyonu tamamlanmadan önce siman yüzeyi su ile temas ederse kalsiyum ve alüminyum iyonlarının yüzeyden uzaklaştığı ve simanın sertleşmesini engellediği, budurumun da simanın translüsent özelliğini kaybetmesine ve yüzeyin zayıflayarak kolay aşınabilir hale gelmesine neden olduğu bildirilmiştir (Kleverlaan ve ark 2004).

2.1.1.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özellikleri

Çiğneme esnasında hem diş hem de restoratif materyallerin gerilme ve basma kuvvetlerine maruz kaldıkları, bu nedenle restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirebilmek için mekanik özelliklerini iyi bilmek gerektiği belirtilmiştir (Dent ,P.L.O 1987).

Cam-iyonomer simanların fiziksel özellikleri, simanın toz:sıvı oranı, poliasit konsantrasyonu, cam tozunun parçacık boyutu dahil olmak üzere değişkenlerden etkilenmektedir. Ancak uygun bir karıştırma ve ideal oranlara sahip olmasalar bile tatmin edici bir performansa sahiptirler (Matsunaga ve ark., 2010). Cam iyonomerler için mevcut ISO standardı, belirli fiziksel özellikler için minimum değerler verir. Tablo 2.1. 'de gösterilen bu değerler, pazara girmesine izin verilen bir materyal için en düşük kabul edilebilir olanlardır.

ISO standardı ile basınç dayanımı değerlendirilmesi yapılmıştır. Cam iyonomer simanlarda biaksial gerilme, makaslama dayanımı yeterlidir ve ayrıca belirlenmiştir. Cam iyonomerlerin baskı dayanımı poliasit konsantrasyonunda iyileştirme ile yüksek toz/likit oranları elde edilmesiyle kompozitlere yaklaştırılmıştır (Francisconi ve ark., 2009).

Tablo 2.1. Klinik kullanımdaki cam iyonomerler için ISO standardı

Özellik	Yapıştırma simanı	Restorasyon materyali
Sertleşme zamanı/dk	2.5-8	2-6
Baskı dayanımı/MPa	70 (minimum)	100 (minimum)
Asit erozyonu(maximum)	-	0.05
Opasite	-	0.35–0.90
Asit çözünürlük As/mgkg ₁	2	2
Asit çözünürlük Pb/mg kg ₁	100	100

2.1.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin

Modern diş hekimliği uygulamalarında minimal invaziv yaklaşımın uygulanabilmesi için CİS'lerin gelişimi önemlidir (Sauro ve ark., 2016). CİS'lerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek üzere simanların likid içeriğine, akrilik asit kopolimerleri, maleik (Crisp ve ark., 1980) ve itakonik (Williams & Billington, 1991) asit ilavesi, yüksek molekül ağırlıklı poliasit (Dowling ve ark., 2011) solüsyonu kullanımı, poliakrilik asit karışımının moleküler ağırlığını değiştirerek mekanik özelliklerini geliştirmektedir (Adam ve ark., 2012). Poliakrilik asit konsantrasyonunun artmasıyla poliakrilik asit zincirlerindeki çapraz bağlar gelişir, buda simanın elastik modülü ve dansitesinde artmaya sebep olur (Dowling ve ark., 2011).

Cam iyonomerlerin mekanik özelliklerini geliştirmek için cam iyonomer toz içeriğine cam iyonomer matrix içeriğini zenginleştiren doldurucular eklenmiştir. Fiber metalik tozlar (Sced I, 1980) hidroksiapatit partikülleri (Nicholson ve ark., 1993) biyoaktif cam partikülleri (Yli-Urpo ve ark., 2005) bunlara örnektir. Farklı tipteki fiberler, karbon, cam, polietilen gibi dental materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadırlar (Sharafeddin, ve ark., 2014). Kısa cam fiberlerin (% 3-5 ağırlık) çatlaklar arasındaki küçük köprüleri oluşturduğu ve geleneksel cam iyonomerlerin diametral gerilme, sertlik ve eğilme dayanımında artışa sebep olduğu bildirilmiştir (Hammouda, 2009). Lohbauer ve ark. geleneksel cam iyonomeri güçlendirmek için hacimce % 20 kısa cam fiber kullanmış ve bükülme dayanımı ve basma dayanımında bir gelişme bildirmişlerdir (Lohbauer ve ark., 2004).

Cam iyonomer simanlara hidroksiapatit ilavesiyle poliasit içindeki karboksilat gruplarıyla HA birleşmesi sonucu materyalin biyoyumluluğunun artırılmasının yanısıra mekanik özelliklerin geliştirmesiyle mine ve dentine benzer bağlanma dayanımı elde edilmesi mümkün olmuştur (Moshaverinia ve ark., 2008).

Yapılan bir çalışmada ağırlıkça % 75 geleneksel cam iyonomer ve % 25 hidroksiapatit içeriğinin bağlanma dayanımını artırdığı rapor edilmiştir (Mohammed ve ark., 2009). Sharafeddin ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre RMCI simana HA ilavesi sonucu metakrilat esaslı kompozit rezinlere bağlanma artarken, siloran esaslı kompozit rezinlere en iyi bağlanma dayanımı HA içermeyen RMCI simanlarda bulunmuştur (Sharafeddin ve ark., 2016).

Ag, ZnO and TiO₂ gibi nanopartiküller antibakteriyal özellikleri geliştirmek üzere cam iyonomerler içine eklenmiştir (Dowling, Schmitt, & Fleming, 2014; Garcia ve ark., 2015). Ancak ZnO ve TiO₂ sitotoksik özelliktedir ve materyalde aşınma direnciyle ilgili

olumsuz değişikliklere sebep olabilmektedirler (Petrochenko ve ark., 2014). Grafın, karbon atomlarının petek şeklinde dzenlendiği iki boyutlu (2D), materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için üretilmiş bir materyaldir (Lee ve ark., 2008). Cam iyonomer simanlara grafın eklenmesiyle üstün kimyasal stabilite, yüksek biyouyumluluk, gelişmiş antibakteriyel özellikler sağlanabilir (Tu ve ark., 2013). Grafın nanoparçacıklarının biyoaktif kalsiyum silikat simanlarda sertliği ve mineralizasyonu geliştirdiği gözlenmiştir (Dubey ve ark., 2017; Lv Zhang ve ark., 2013). Florlu grafın (FG) grafın ailesinin bir türüdür (Novoselov ve ark., 2012). Grafın bakteriler için oldukça sitotoksiktir ve antibakteriyel olarak kullanılabilir (Ji, Sun, & Qu, 2016).Yapılan çalışmalar florlu grafının geleneksel cam iyonomerin antibakteriyel özelliklerini, çözünürlüğünü, aşınma direnci ve mekanik özelliklerini geliştirdiğini göstermiştir (Sun ve 2018).

2.1.1.4. Geleneksel Cam İyonomerlerden Florid Salınımı

Cam iyonomer simanlarda florid salınımı önemli bir avantajdır (GJ., 2002). Uzun periyotta devam eden florür salınımı ilk 24 saatte “early burst” diye tanımlanan başlangıç patlama etkisiyle başlar sonra azalarak devam eder (Forsten, 1991). Uzun süreli florür salma özellikleri nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanların çürük önleyici etkileri olduğu kabul edilmiştir (Sidhu, 2011). Asitli koşullarda cam iyonomerlerden florid salınımı artar. Bununla birlikte bu simanlar asit atağına karşı dış ortamın asitliğini azaltarak etki ederler. Bu işlem tamponlama olarak adlandırılır ve klinik açıdan çürük oluşumunun engelenmesini sağlar (Nicholson ve ark., 1999). Florür ve sertleşme sırasında meydana gelen düşük Ph cam iyonomere antimikrobiyal özellik kazandırır (Tarasingh ve ark., 2015). Nakajo ve ark. tarafından yapılan çalışmada kompozit üzerindeki S. mutans miktarı ile CİS üzerindeki S. mutans miktarı karşılaştırıldığında,

CİS üzerindeki bakteri miktarının daha az olduğu görülmüştür. Burdan CİS'in antimikrobiyal özellikte olduğu sonucuna varılmıştır (Nakajo ve ark., 2009). Florid salınımı hipersesitiviteyi azaltıcı etki yapar. Bu florür miktarları cam-iyonomer simanlardan elde edilebilir gibi görünmektedir (Hsu ve ark., 2004) ancak uzun vadede tükürükte gösterilmemiştir. Bugüne kadar, salınım esas olarak saf suda çalışılmıştır ve yapay tükürük kullanıldığında, çok daha düşük salınım seviyeleri gözlenmiştir (Mallakh & Sarkar, 1990).

2.1.1.5. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Diş Dokusuna Adezyonu

Cam iyonomerlerin diş yüzeyine yapışması önemli bir klinik avantajdır. Cam-iyonomerler poliakrilik asit veya ilgili polimerlerden hazırlanır ve bu materyaller çinko polikarboksilat simandaki gibi adezyonu sağlarlar (Nicholson, 1998). Cam iyonomerlerin yıllar önce kullanıldığı zamanlarda servikal erozyon lezyonlarının onarımı ve pit ve fissür restorasyonlarında kullanılmasıyla adezyonun sağladığı avantajdan yararlanılmıştır (McLean & Wilson, 1974).

Cam iyonomerlerin sağlam mine ve dentine karşı bağlanma dayanımı iyidir (Perondi ve ark., 2014). Mine üzerindeki değerler 2.6 ila 9.6 MPa arasında ve dentin üzerindeki değerler 1.1 ila 4.1 MPa arasında değişir. Bağlanma dayanımları tipik olarak dentine göre minede daha yüksektir. Bu da adezyonun mineral fazda gerçekleştiğini gösterir. Bağlanma dayanımı hızlı bir şekilde gelişir. %80 lik kısmı sertleşmenin ilk 15 dakikasında olurken ilerleyen günlerde artarak devam eder (Pereira ve ark., 2002).

Cam iyonomer simanların adezyonu birbiriyle bağlı 2 fenomene dayandırılabilir:

1. Mikromekanik bağlanma: Cam iyonomerlerin yapısındaki poliasit komponentine bağlı self-etch etkisinden dolayı oluşan bağlanmadır.

2. Gerçek kimyasal bağlanma: Bu bağ diş yüzeyindeki Ca iyonları ile poliasit yüzeyindeki karboksilat grupları arasındaki iyonik bağdır (Meerbeek ve ark., 2006).

2.1.1.6 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Avantajları

1. Cam iyonomer simanların dişteki kalsiyum iyonları veya ham metal iyonları ile çapraz bağlantı yapabilme kapasitesine bağlı olarak diş ve ham metallere direkt adezyonu

2. Florür salınımına bağlı olarak antikaryojenik özellikleri

3. Dişe benzer termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak diş mine ve dentinine termal uyumluluk göstermesi

4. Biyouyumluluk

5. Mine yüzeyindeki düşük büzölmeye bağlı olarak minimize edilmiş mikro sızıntı

6. Monomer içermemesi ya da düşük oranda içermesine bağlı olarak düşük sitotoksisite geleneksel cam iyonomer simanların başlıca avantajları arasında gösterilmektedir (Kaya & Tirali, 2014).

2.1.1.7 Geleneksel Cam İyonomer Simanların Dezavantajları

1. Düşük aşınma direnci ve kısa çalışma zamanı

2. Uzun sertleşme süresi ve sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna duyarlı yapı
3. Basma dayanımı, esneme katsayısı ve kırılma noktasının düşük olması
4. Renk stabilitesi düşük olduğu için kompozit rezin restorasyonlar kadar estetik olmamaları geleneksel cam iyonomer simanların başlıca dezavantajları arasında gösterilmektedir (Mcabe., 2008).

2.1.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

1980'lerin sonuna doğru piyasaya sürülen, %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin esaslı hibrit bir restoratif materyalin karışımından oluşmuş olan bir materyaldir (Roublet., 2002). Geleneksel cam iyonomerlerde gözlenen sertleşme süresinin uzun olması, teknik hassasiyet, düşük mekanik özellikler gibi problemlerin üstesinden gelmek amacıyla üretilmişlerdir (Berg, 1998). Bu materyal geleneksel cam iyonomer simanın likit veya tozuna fotoaktive edilmiş metakrilat, HEMA veya BisGMA rezin ilavesiyle geliştirilmiştir.

Sertleşme reaksiyonu, toz ve likidin karışmasıyla başlayan asit-baz kimyasal reaksiyonu, metakrilat gruplarındaki fotoaktivasyonlu reaksiyon ve devamında metakrilat serbest radikallerinde ışiksiz devam eden reaksiyondur (Nicoló ve ark., 2007). RMCIS'nın sertleşme reaksiyonunun dual mekanizmayla meydana geldiği bildirilmiştir (Wilson, 1990). Polimerizasyon, materyalin karıştırılmasıyla cam iyonomer asit-baz reaksiyonu ile başlar, bunu takiben fotobaşlatıcılar, kimyasal başlatıcılar veya her ikisi tarafından oluşturulan serbest radikal ilave polimerizasyon reaksiyonu ile devam eder. Eğer içerikte kimyasal başlatıcılar mevcutsa polimerizasyon reaksiyonu karıştırılma ile başlar. Bu modifiye siman sisteminde içerikteki suyun bir kısmının HEMA ile yer

değiştirmesinin asit-baz reaksiyonunu yavaşlattığı bilinmektedir. Sonuç olarak 2 matriks oluşmaktadır: Metal poliakrilat tuzu hidrojel ve bir polimer. RMCIS'nın başlangıç sertleşme reaksiyonu polimer matrix formasyonu ile sonuçlanır. Devam eden asit-baz reaksiyonu ile matrix dayanıklılığı ve sertliği gelişir ve güçlendirilir (Wilson, 1990).

RMCIS'lerde kullanılan camlar geleneksel CIS'lerle aynıdır. Bazı materyallerde asidik polimerler de aynı olabilir. Doymamış vinil gruplarıyla sonlanan zincirler ile modifiye edilirler. Bunlar ilave polimerizasyon reaksiyonu ve polimer zincirleri arasında oluşan kovalent çapraz bağlara dâhil olurlar (Berzins ve ark., 2010). RMCIS'lerin fiziksel özellikleri geleneksel CIS'lerle karşılaştırıldığında, florür salınımı geleneksel CIS'lerde olduğu gibi, erken dönem salınım ve devam eden sürekli difüzyon esaslı salınım olmak üzere 2 aşamalıdır (Witte ve ark., 2000). Geleneksel CIS'lerde olduğu gibi RMCIS'lerde nötral koşullarda sodyum, alüminyum, fosfat, silikat gibi iyonlar küçük miktarlarda salınır. Asidik koşullar altında ise bu iyonlar ve ek olarak kalsiyum (veya stronsiyum) büyük miktarlarda salınır (Forss, 1993). Asit koşullarda iyon salınımı tamponlama etkisiyle ilişkilidir. İyon depoları sayesinde ortamın pH'ı arttırılmaktadır (Czarnecka & Nicholson, 2006).

Rezin modifiye cam iyonomerlerden florür salımı restorasyonun sertleşmesinden hemen sonra yüksektir. İlk florür patlaması etkisinden (burst effect) dolayı (24 saat içinde) ve 4 hafta boyunca sürekli yavaş florür salınımı görülmektedir (Kato, 1993). Geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanda başlangıç florür patlaması etkisi gözlenirken, kompomer ve giomer ilk patlama etkisini göstermez (Yap ve ark., 2002).

Rao ve ark., RMCIS'in Kompomer ve Giomerden daha fazla flor salınımı yaptığını bildirmişlerdir (Rao ve ark., 2015). Tarasingh ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre Rezin Modifiye CIS'nin, Giomer ve Kompomer ile karşılaştırıldığında, S.mutans'a karşı üstün antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu belirtilmiştir. Bu geleneksel cam iyonomerlerde başlangıç düşük pH (1-2) ve yüksek flor salınımına bağlanmıştır (Tarasingh ve ark., 2015). RMCIS'ler geleneksel CIS'lerin düşük mekanik özellikleri ve nem hassasiyeti gibi özelliklerini elimine etmişlerdir (Nicholson & Czarnecka, 2008).

Zhang ve ark. yaptıkları çalışmaya göre aşındırma ve adeziv uygulamalarına bağlı olmaksızın RMCIS'in mineye bağlanma dayanımının geleneksel CIS'den yüksek olduğu bulunmuştur (Zhang ve ark., 2013). RMCIS'dan mine tabakalarına monomer infiltrasyonunun bağlanma dayanımını geliştirdiği düşünülmektedir (Dunn, & Gonzales, 2006). Zhang ve ark. yaptıkları çalışmada ilginç bir şekilde RMCIS'nin likidi mine yüzeyinde geleneksel CIS'ten daha düşük performans göstermiştir. Bu RMCIS'teki polialkenoik asitin aşındırma kabiliyetini ifade eder, tartarik asit içeren Ketac Cam Easymix'ten, poliakrilik ve az miktarda polikarboksilik asit içeren Fuji I'den daha düşüktür. Cilalı mine yüzeyleri ve etching işlemine tabi tutulmuş mine yüzeylerinin her ikisinde de RMCIS'in bağlanma dayanımı geleneksel CIS'den yüksek bulunmuştur. Yani RMCIS'in mineye bağlanma dayanımı etching paterninden bağımsızdır. Simanın kendi mekanik dayanımına bağlıdır. Simanların bağlanma dayanımlarındaki farklılıklar onların bağlanma mekanizmalarından ziyade özgün içerik bileşimleriyle ilişkilidir (Yelamanchili & Darvell, 2008). Fosforik asitle aşındırma işleminin hem geleneksel hem RMCIS'de mineye bağlanma dayanımını arttırdığı likid içeriğindeki asitin bağlama dayanımına katkısı olmadığı rapor edilmiştir (Sun ve ark., 2018).

Rezin modifiye cam iyonomerlerin geleneksel cam iyonomerlere göre, kullanım kolaylığı, estetiğin yanısıra gelişmiş dayanıklılık gibi avantajları vardır. RMCIS'ların kırılma dayanımı ve aşınma dirençleri geleneksel CİS'lerden daha yüksektir (Croll & Nicholson, 2002). Rezin modifiye cam iyonomerler Sınıf 5 restorasyonlar için daimi restoratif materyal olmakla birlikte kaide, kavite liner ve yapıştırma simanı olarak da kullanılabilirler (Imbery ve ark., 2013).

Çok sayıda çalışma rezin modifiye cam iyonomer simanların geleneksel cam iyonomerlere göre bağlanma ve bükülme dayanımı gibi mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğunu göstermiştir (Li ve ark., 1996; McCabe, 1998). Ancak RMCIS'nın biyouyumluluğunu değerlendirmeyi amaçlayan in vivo çalışmalar üzerinden yapılan sistematik derlemelerde RMCI ve kalsiyum hidroksitin oluşturduğu pulpa reaksiyonları ile ilgili kesin bir sonuca varılamamıştır (Mickenausch ve ark., 2010). Taher ve ark.'na göre RMCI'nın kompozite bağlanma dayanımı geleneksel cam iyonomerden yüksektir (Taher ve ark., 2007). Bu, iki materyalin benzer kompozisyona sahip olması ve sertleşme mekanizmalarındaki serbest radikal başlatıcı sistemin bağlanma dayanımını artırmasına bağlanmaktadır (Orton, & Collard, 1998).

RMCIS'lar kompozit rezinlerden daha düşük elastiklik modülüne ve rijiditeye sahiptirler (Braem ve ark., 1995). Kompozitten düşük olan bu değerler RMCIS'da su emilimiyle ilişkilendirilmiştir (Anstice, & McLean, 1992).

Yli-Urpo ve ark. biyoaktif camın (BAG), rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerlerin güçlendirilmesi üzerindeki etkisini, % 10 ve % 30 oranında rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer tozuna biyoaktif cam ekleyerek araştırmıştır. BAG'ın ağırlık yüzdesindeki artışla, basma dayanımında bir düşüş olacağını göstermişlerdir (Yli-

Urpo ve ark., 2005). Bununla birlikte, geleneksel CIS'e nanokristal kalsiyum oranı düşük olan olan hidroksiapatitin dâhil edilmesinin, ortaya çıkan simanın basma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (Goenka ve ark., 2012).

Farklı tipteki fiberler, karbon, cam, polietilen gibi dental materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadırlar (Sharafeddin ve ark., 2014). Kısa cam fiberlerin (% 3-5 ağırlık) çatlaklar arasındaki küçük köprüleri oluşturduğu ve geleneksel cam iyonomerlerin diametral gerilme, sertlik ve eğilme dayanımında artışa sebep olduğu bildirilmiştir (Hammouda, 2009). Lohbauer ve ark. geleneksel cam iyonomeri güçlendirmek için hacimce % 20 kısa cam fiber kullanmış ve bükülme dayanımı ve basma dayanımında bir gelişme bildirmişlerdir (Lohbauer ve ark., 2004). Sharafeddin ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre cam fiberlerin RMCI'lere eklenmesinin mekanik özellikleri geliştirmesi açısından geleneksel cam iyonomerlere göre daha etkili olduğu bildirilmiştir (Sharafeddin & Jowkar, 2017).

RMCI'lerde geleneksel CIS'ler gibi iki bileşenin karıştırılmasıyla elde edilirler. RMCIS'lerin, elle karıştırılabilir formları olduğu gibi kullanım kolaylığı sağlayan kapsül formları da bulunmaktadır. Cam iyonomer ve kendiliğinden sertleşen rezin içerikler, sertleşme reaksiyonunun başlamasının istenildiği zamana kadar ayrı bir şekilde muhafaza edilmelidir. RMCIS içeriğindeki hidrofilik rezin yine hidrofilik karakterde cam iyonomer materyalle yeterli karışabilirlik göstermektedir (Berzins ve ark., 2010).

2.1.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler), ilk olarak 1994 yılında Dentsply firması tarafından Dyract adı altında tanıtılmıştır. Kompozitlerin estetik özelliklerini CIS'lerin florid salınım özelliklerini birlikte barındırdıkları için üretici

firmalar tarafından her iki materyalin de isimlerini içerecek şekilde kısaca “Kompomer” olarak isimlendirildiği bilinmektedir. Yapısının %30’unu cam iyonomer, %70’ini kompozit rezinin oluşturduğu bildirilmiştir (Hes & Wei, 1999). Cam partikülleri içermesine rağmen bu partiküller asit-baz reaksiyonu oluşturacak düzeyde değildirler bu sebeple bu materyali tanımlamak için CİS terimi kullanılmamalıdır (Christensen, 1996).

Kompomerler kompozitlerle aynı tür klinik uygulamalar için tasarlanmıştır. Sınıf II (Qvist ve ark., 2004) ve sınıf V kavitelerde (Chinelatti ve ark., 2004) fissür örtücü olarak (Güngör ve ark., 2004) ortodontik bantların yapıştırılmasında (Williams ve ark., 2005) kullanılmaktadırlar. Kompomerler çocuk diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Flor salınımı yapmaları pedodontide kullanım için avantajlı görülmektedir. Özellikle çocuklara yönelik belli markalar üretilmiştir. Bir dual-cure kompomer olan MagicFill (Zenith Dental of Englewood, Newjersey) ve bir benzeri Almanya’da üretilen Twinky star örnek gösterilebilir (Ontiveros ve ark., 2006).

Işıkla aktive olan başlatıcıların varlığında, genellikle 470 nm’de ışığın uygulanmasının bir sonucu olarak ilave polimerizasyona uğrayan monomerler içerirler (Ontiveros ve ark., 2006).

Monomer bileşenlerinden en az biri karboksilik asit fonksiyonel gruplarının küçük bir oranını içerir. Ancak florür iyonlarını serbest bırakmak için polimerizasyondan sonra suyun emilmesini takiben asit-baz nötralizasyon reaksiyonu gerçekleşmektedir. Kompomerler, ağırlıklı olarak kompozit yapıdadırlar ve geleneksel kompozit rezinler ile cam-iyonmer simanlarında bulunan birçok özelliğe sahiptirler (Meyer ve ark., 1998). Bu malzemelerin sertleşme reaksiyonunun bir parçası olarak suyun emilmesi, malzemenin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olabilir. Suya maruz kaldığında

kompomerlerin basınç dayanımı, eğilme dayanımı, biaksilyal ve diametral gerilme dayanımı gibi özelliklerin azaldığını gösteren birçok çalışma mevcuttur (Nicholson & Alsarheed, 1998). Dyract ve Compoglass kullanımındaki kompomerlerdir.

Kompomerler ve kompozitlerdeki ana dolgu fraksiyonu önemli ölçüde farklıdır. Kompozitlerde daha az inert olan Baryum camlar veya benzerleri tipik olarak kullanıldığında, tipik bir bileşendeki doldurucu cam, cam-iyonomerlerinki ile aynıdır. Ayrıca, radyoopaklığa karşı stronsiyum florid veya iterbiyum triflorür eklenir ve aynı zamanda florür salınımı artırabilir (Dahl ve ark., 1998).

Kompomerlerin flor salınımı cam iyonomerlerden düşük olmakla birlikte çekme, esneme dayanımı ve aşınma direnci gibi mekanik özellikleri cam iyonomerlerden üstündür. Rekha ve ark.'nın yaptıkları bağlanma dayanımı ve mikrosızıntıyı araştıran çalışmada Kompomerler ve RMCIS'in geleneksel cam iyonomerlere göre düşük mikrosızıntı ve yüksek bağlanma dayanımı gösterdikleri bildirilmiştir (Rekha & Jayanthi, 2012). Cam iyonomer formülasyonları, diş macunu ve florür uygulamaları gibi florid çözeltilerine maruz kaldıktan sonra yavaşça yeniden şarj edilebilir ve florür salabilirler (Helvatjoglu ve ark., 2001). Bansal ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre geleneksel CIS'in başlangıç flor salımı, Rezin Modifiye CIS, Giomer ve kompomere kıyasla en yüksek olmuştur. Reşarj edilebilme kıyaslamasında da profesyonel rejim (% 2 NaF) ev rejimine kıyasla (Diş macunu) daha etkili olmakla birlikte geleneksel CIS, daha büyük bir resarj kabiliyetine sahiptir, bunu RMCIS, Giomer ve kompomere kıyasla takip etmektedir (Bansal & Bansal, 2015). Kompomerler macun kıvamında ve tüpler içinde bulunurlar ve kullanımları kolaydır. Kompomer setinde primer ve adezivin tek şekilde bulunduğu bonding ajan mevcuttur (Kramer & Frankenberger, 2007).

2.1.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)

1990'ların başlarında YVCİS'ler gelişmekte olan bazı ülkelerde atravmatik restoratif tedavide kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Frankenberger ve ark., 1999). Geleneksel CIS'lerin su ve neme karşı hassasiyeti azaltılarak, aşınma direnci artırılmış çiğneme kuvvetlerine maruz kalınan bölgelerde kullanılabilmesi sağlanmıştır. Geleneksel CIS'lerin cam partiküllerinin yüzeyindeki fazla kalsiyum iyonları uzaklaştırılarak, partikül boyutları ve toz-likit oranı değiştirilmiş, mekanik özellikler geliştirilmiştir. Geleneksel CIS'lerde toz-likit oranı 3:1 iken YVCİS'lerde bu oran 6:1, 7:1'e yükseltilmiştir (Basting & Rodrigues, 2002).

Atravmatik restoratif tedavi, bilinen konvansiyonel yaklaşımlardan farklı olarak çürüğe yaklaşım gösteren bir tedavidir. Frencken ve Holmgren tarafından (Frencken & Holmgren, 1999) diş çürüklerinin ilerlemesini durdurmak için "maksimal önleyici ve minimal invaziv" bir yaklaşım olarak tanımlanmıştır. Tamamen demineralize çürük diş dokularının el aletleri kullanılarak kaldırılmasının ardından adeziv özellikte bir materyalle restorasyonunu içerir. Meta-analiz sonuçları ART'de YVCİS'lerin kullanımının yüksek sağkalım oranlarına sahip olduğunu göstermiştir. ART çalışmalarında YVCİS'lerin kullanımı önerilmektedir (Hof ve ark., 2006). Özellikle tek yüzlü restorasyonlarda ART tekniğinin daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmaların 2-3 yıllık takibinde daimi dişlerin sınıf I ve sınıf V restorasyonlarında %90'a ulaşan başarı oranı rapor edilmiştir (Smales, 2002).

Piyasada bulunan farklı YVCİS'leri karşılaştıran çoğu çalışmada rapor edilen eğilme dayanımı değerleri düşüktür. Bu restorasyonlarda ileri dönem başarısızlıklara sebep olabilir (Bonifácio ve ark., 2009). Basma dayanımı testi, materyalin çiğneme kuvvetlerine karşı dayanımını ölçmek için kullanılır. Bu değer YVCİS'lerde (Fuji XI,

Ketac Molar, Ketac Molar Easymix) yüksek olduğu, YVCIS'lerin iyi performans gösterdiği sonucuna varılmıştır (Fejerskov & Kidd, 2008).

Geleneksel cam iyonomerler daimi restorasyonlar için tercih edilen materyaller değillerken son meta-analiz bulguları YVCIS'lerin mekanik özelliklerinin şuan ki altın standarttan (dental amalgam) düşük olmadığını vurgulamıştır (Mickenausch & Yengopal 2015). YVCIS'ler amalgam için bir alternatif oluşturabilirler (Kielbassa ve ark., 2016). Çeşitli çalışmalarda YVCIS'lerin fiziksel özelliklerinin geliştirildiği, diametral gerilme, basma ve bükülme dayanımının artırılarak klinik performanslarının iyileştirildiği bildirilmiştir (Molina ve ark., 2013; Lohbauer ve ark., 2011).

YVCIS'lerin sertleşme reaksiyonu geleneksel CIS'lerden daha hızlı tamamlanır. Bu erken dönem su maruziyetinin materyalin fiziksel özelliklerinin daha az etkilenmesine sebep olur fakat tamamen önlenmesini sağlamaz (Wang & Ngo, 2006). YVCIS'lerde orta derecede eroziv aşınma tartışılmakta olan bir konudur (Kanik & Dasch, 2017). YVCIS'lerde eroziv aşınmaları engellemek ve klinik kullanımda gerekli eğilme mukavemetini geliştirmek ve aynı zamanda başlangıç sertleşme fazında suya ve neme karşı hassasiyet gibi olumsuz özelliklerden materyali korumak için nanodolduruculu ve ışıkla sertleşen bir rezin kaplama materyali geliştirilmiştir (Bonifácio & Kleverlaan, 2012). Bu materyal florid salınımının azalması (Tiwari & Nandlal, 2013) gibi bir dezavantaj oluştursa da su absorpsiyonunu düşürmüş ve bükülme stresini azaltmıştır (Hankins ve ark., 2014). Yapılan çalışmalarla klinik olarak oklüzal aşınmanın azaltıldığı onaylanmıştır (Diem ve ark., 2014; Gurgan ve ark., 2017). Bu sonuçlar yakın zamandaki derlemeler ışığında sunulmuştur ve laboratuvar ortamında diş fırçası abrazyon testiyle yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Kanik ve ark., 2017). Tüm CIS restorasyonlarında, restorasyon ömrünü uzatmak için rezin içerikli ışıkla sertleşen bir yüzey kaplaması

yapılması zorunlu görülmektedir (Zoergiebel & Ilie, 2013). Ayrıca ışıkla sertleşen bir yüzey örtücü uygulaması mikrosızıntıyı azaltır, marjinal adaptasyonu geliştirir (Gorseta & Skrinjaric, 2012) mikrosertlik üzerindeki uzun vadeli etkisi ise sınırlıdır (Menne-Happ & Ilie, 2014). Yapılan çalışmalar YVCIS'lerin geliştirilmesi için ışık tutmaktadır. YVCIS'ler remineralizasyon gibi üstün biyomimetik özelliklere sahiptir. WHO tarafından SCENIHR'in tavsiyesiyle dental sert dokuları mineralize etme özelliği olan ve çürüğü minimal invaziv yaklaşımla tedavi eden biyomimetik materyallerin geliştirilmesinin gerekliliği vurgulanmıştır (SCENIHR Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, n.d.). Piyasaya sürülen YVCIS'lerle ilgili mevcut çalışmalar 6 yıla varan takip süreleriyle yüksek güvenilirlik sunmaktadırlar. Bu bilgiler ışığında YVCIS'lerin daimi dişlerin sınıf 1 ve küçük sınıf 2 kavitelerinde kullanım endikasyonu olduğu söylenebilir (Kielbassa ve ark., 2016).

Araştırmalarda, yüksek viskoziteli CIS'lerin aşınma direnci ve eğilme dayanımlarının, geleneksel cam iyonomerlere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Lo ve ark., yüksek viskoziteli CIS (Fuji IX, A3, GC, Japonya) ile restore edilen süt dişlerinde atravmatik restoratif tedavinin 24 aylık başarı oranlarını sırasıyla sınıf I ve sınıf II restorasyonlar için % 92 ve % 75 olarak bulmuştur (Lo ve ark., 2001).

GC Fuji IX, yüksek viskoziteli bir cam iyonomer simandır. Özellikle geriatric ve pediatrik hastalar için geliştirilmiş ve 1990'ların sonlarında klinik uygulamaya sokulmuştur. Yüksek dayanıma, aşınma direncine, diş yapısına kimyasal bağlanma, florür salımı, radyopasite ve tükürüğe karşı daha az teknik hassasiyete sahip olduğu söylenir (Suresh, 2011). Ayrıca, yüksek viskoziteli, kondanse edilebilir ve daha iyi estetiğe sahiptir. Matris içindeki cam partiküllerinin boyutundaki azalmayla sağlanan bu iyileşme,

silika partikülleri ve poliakrilik asit arasında daha hızlı bir reaksiyon oluşmasına sebep olur (Mathew ve ark., 2013).

YVCIS'lar, kısa çalışma süresi, materyalin nihai özelliklerinin yavaş gelişimi, rezin simanlara göre nem dehidratasyonuna bağlı mikroçatlaklar, düşük koheziv dayanım gibi bazı dezavantajlara sahiptir; son polisaj işlemi uygulamadan 24 saat sonra yapılabilir (Anusavice., 2003).

Somani ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada en yüksek makaslama bağlanma dayanımı Fuji II LC (9.851 ± 1.620 MPa), onu takip eden, Fuji IX CIS (7.226 ± 0.877 MPa) ve en düşük grup olan geleneksel CIS (4.931 ± 0.9735 MPa) olarak bulunmuştur (Somani ve ark., 2016).

2.1.4.1 EQUIA Forte

EQUIA Forte hızlı sertleşen, estetik cam hibrit teknolojisinin geliştirilmiş bir ürünüdür. Ultra ince ve yüksek reaktif cam parçacıkları cam iyonomer dolgu maddeleri içine karıştırıldıktan sonra matris oluşumunu arttırmak için eklenmiştir. Bu yenilikçi cam hibrid teknolojisi, iyon mevcudiyetini artırır ve daha fazla fiziksel özelliklere, aşınma direncine ve florür salma özelliği gösteren çok daha güçlü bir matris yapısı oluşturur. Kendiliğinden bağlanma ve üstün ıslanabilirliğiyle yüzey hazırlığı ve bonding gerektirmez. EQUIA Forte nem toleranslıdır ve dişlerin yaşından bağımsız tüm yüzeylere eşit derecede iyi bağlanır. EQUIA Forte Coat, ince, akıcı parlak bir kaplamadır, translüsens ve estetiği geliştirir. Yeni çapraz bağlanan monomer kimyası ve GC'nin patentli nano-dolgu teknolojisiyle geliştirilen EQUIA Forte Coat ile restorasyonun tamamlanması önerilir. EQUIA Forte Coat, aşınmaya dayanıklı, self adeziv bir tabaka

oluşturmak için fırça ile uygulanır ve ışıkla sertleştirilir. Pürüzsüz, sızdırmaz, aşınma direnci yüksek bir yüzey elde edilir. Cam iyonmer teknolojisiyle üretilen equia forte derin kavitelerde güvenle kullanılabilir. EQUIA Forte, orijinal EQUIA sisteminin etkileyici klinik deneme performansına dayanır ve posterior dişlerin restorasyonu için uygun bir alternatif olarak sunulur. EQUIA Forte'un tüberkül kaybı olanlar hariç Sınıf II kavitelerde kullanımı önerilmektedir.

EQUIA Forte ultra ince yüksek reaktif cam partikülleriyle güçlendirilen bir cam hibrid restoratif materyaldir. Bununla birlikte çok işlevli bir monomer tabakasının uygulanmasıyla iyileştirmiş fiziksel ve estetik özelliklere sahip “mikrolaminant” restorasyonlar elde etmek mümkündür.

Araştırmacılar, Equia Fil'in klinik performansının hem sınıf I hem de sınıf II restorasyonlar için kompozit rezin ile benzer olduğunu göstermiştir (Gurgan ve ark., 2015). Grossi ve ark.'nın yaptıkları çalışmada cam hibrit restoratif sistemlerin art tekniğinde daimi molarlarda başarılı olduğu kanıtlanmıştır (Grossi ve ark., 2018).

Friedl ve ark. tarafından Equia'nın daimi dişlerin posterior restorasyonlarında kullanımını araştıran retrospektif kohort çalışmaya göre 26 sınıf 1 ve 125 sınıf 2 restorasyon yapılmıştır. 43 hastada, 94 molar ve 57 premolar dişe uygulanmıştır. 6 farklı klinikte 6 farklı deneyimli diş hekimi tarafından yapılan 2 yıllık takipte başarısızlık gözlenmemiş, marjinal renklenme %1'den az tespit edilmiştir (Friedl & Friedl, 2011).

Gurgan ve ark.'nın Equia restoratif sisteminin posterior bölgede klinik performansını sınıf 1 ve 2 çürük lezyonlarında mikrohibrit rezin kompozitlerle (gradia direct posterior) karşılaştırarak değerlendiren 6 yıl takipli çalışmanın sonuçlarına göre 3. ve 4. yılda sadece 2 restorasyonda kırılma nedeniyle başarısızlık bildirilmiştir. SEM

dğerlendirmelerine göre Equia ve Gradia direkt restorasyonlarının oklüzal ve marjinal uyumlarının uygun olduğu gözlenmiştir (Gurgan ve ark., 2017).

2.1.5. Giomerler

Estetik restoratif materyallerin uzun ömürlü klinik kullanımları için, florür salınımı ve reşarj yetenekleri önemlidir. Bu gereksinim göz önünde bulundurularak Shofu (Kyoto, Japan) firması tarafından diakrilik rezin kompozitlerle, cam iyonomer simanların özelliklerini birleştiren yeni bir hibrit materyal piyasaya sürülmüştür. Bu hibrit materyaller giomerler olarak isimlendirilmiştir (Sunico ve ark., 2005). Giomerler, yüksek radyopasite, anti-plak etkisi, flüorür salınımı ve reşarj gibi avantajlarla bağlantılı olarak kompozit rezinlerin estetik ve fiziksel özelliklerini sergileyen yeni bir adeziv restoratif materyaller grubudur. Bu hibrit estetik restoratif materyaller, önceden reaksiyona girmiş cam-iyonomer (PRG) teknolojisine dayanarak üretilir ve restoratif materyaldeki cam iyonomerlerin stabil fazını oluşturur (Gordan ve ark., 2007). Giomer ve diğer fluoride salan restoratif materyaller arasındaki fark, giomerin rezin matriksinde bir reaksiyona girmemiş (S-PRG) dolgu maddesi içermesidir (Teranaka ve ark., 2001). S-PRG dolgu materyali flor salınımı ve reşarj özelliği ile uzun vadede flor salınımını sağlar (Ikemura ve ark., 2008). S-PRG dolgu içeren malzemeler kısa süreli çalışmalarda üstün fiziksel özellikler ve zamanla artan florür salınımı ve mükemmel klinik performans göstermiştir (Gordan ve ark., 2002). S-PRG dolgu maddesi ayrıca, asitli tükürük sıvıları ile temas ettiğinde çevredeki ortamın pH'ını zayıf bir alkalın aralığına getiren bir tampon kapasitesine de sahiptir (Featherstone ve ark., 1983). Daha önce S-PRG partiküllerinden, özellikle stronsiyum ve floritten belirli iyonların salınmasının, dişlerde hidroksiapatit üzerinde etkili olduğu ve bunu apatite ve fluoroapatite dönüştürdüğu rapor edilmiştir. Böylece dişlerin asit direncini arttırmak ve potansiyel olarak (Imazato ve ark.,2014)

antibakteriyel etkiye katkıda bulunmaya yardımcı olur Buna ek olarak, iki bağımsız çalışmanın sonuçları S-PRG teknolojisinin Streptococcus mutans'ın S-PRG dolgu maddesini içeren materyallere yapışmayı baskılayabildiğini göstermiştir (Saku ve ark., 2010). S-PRG plak oluşumunu engeller (Yoneda ve ark., 2012). S-PRG'nin bir başka ilginç yönü dolgu maddesinin dentini mineralize etme özelliği mevcut olmasıdır (Vollenweider ve ark., 2007). Biyoaktif cam-seramik malzemeler, fosfat içeren bir sulu ortama maruz kaldıklarında bir yüzey hidroksiapatit tabakası oluşturma yeteneğini göstermiştir. Tipik olarak, bu gibi malzemeler silika ve sodyum, kalsiyum ve fosfor oksitlerini içerir. Bunlar S-PRG dolgu maddesinden salınan mineral iyonlarıdır. Altı iyonun salınması (alüminyum, bor, S-PRG dolgu maddesi içeren rezin esaslı kompozitten silikon, stronsiyum, sodyum ve flor) gözlenmiştir. Bu, S-PRG dolgu maddesinin, bu iyon salımının etkilerinin bir sonucu olarak dişleri güçlendirebileceğini düşündürmektedir (Wilson and Kent, 1972).

Giomerler bir adeziv sistemle diş yapısına kimyasal olarak bağlanırlar (Ikemura ve ark., 2008). Giomerler floro-alümino-silikat cam içerirler suda polialkenoik asit ile reaksiyona girmeden önce silika dolduruculu bir üretan rezine dahil olurlar (Deliperi ve ark., 2006). Piyasadaki Beautifil I (Matis ve ark., 2008) ve Beautifil II üzerinde yapılan klinik çalışmalarda 1- 8 yıl arası takipte sınıf V, sınıf I ve sınıf II restorasyonlarda kabul edilebilir klinik performans bildirilmiştir (Akimato ve ark., 2011). Araştırmacılar ayrıca, giomerin flor salabilen bir materyal olması nedeniyle, restore edilen dişlerin asit ataklarına karşı direncinin artmasına katkı sağladığını ve antibakteriyel etkinlik göstererek çürük oluşumunun azalmasında rol oynadığını bildirmişlerdir (Gordan ve ark., 2014). Jyothi ve ark., sınıf 5 restorasyonlarda rezin modifiye cam iyonomerle giomeri karşılaştırdıkları çalışmalarında, tutuculuk açısından her iki materyal arasında istatistiksel

olarak belirgin bir fark gözlenmediğini, ancak; giomerin yüzey bitirme ve polisaj yönünden rezin modifiye cam iyonomerden daha üstün olduğunu bildirmişlerdir (Jyothi ve ark., 2011a).

Giomer materyalleri daimi dişlerin sınıf 5 non-servikal lezyonlarının restorasyonlarında, posterior süt ve daimi dişlerin sınıf I ve II oklüzal restorasyonlarında, pit ve fissür örtücüler gibi koruyucu uygulamalarda ve kök restoratif materyal olarak dişeti çekilmesi tedavisinde kullanılmaktadırlar (Bogra, 2018). Walia ve ark. YVCIS, zirkonya takviyeli ve nano seramik restoratif materyaller ile karşılaştırıldığında, giomerin mikrosızıntının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Walia ve ark., 2016).

Giomer çapraz bağlı polimer içeren bir ürün olup matrisler ile malzemenin baskı dayanımı ve tokluğu, cam iyonomerlerde asit-baz reaksiyonu ile oluşan jel ağından daha yüksektir. Genel olarak, yüksek florür salma özelliğine sahip materyallerin düşük basma dayanımına sahip olduğu bildirilir. Geleneksel cam iyonomerlerden farklı olarak, giomer ilk salınım patlamasına sahip değildir ve difüzyon esaslı florür salınımı geleneksel CI'lerden daha düşüktür (Yap ve ark., 2002). Bununla birlikte, klinik talep yüksek florür salan, yeniden reşarj kabiliyetine sahip olan ve yüksek baskı dayanımı olan materyallerdir (Melody ve ark., 2016). Quader ve ark.'nın dört restoratif materyalin basma dayanımını ölçtükleri çalışmada (giomer, kompozit, kompomer ve CI) giomerin basma dayanımı değerinin, kompozit ve kompomerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Quader ve ark., 2013). Bollu ve arka.'nın yaptığı bir diğer çalışmada giomerin sızdırmazlık kabiliyeti dentin-sement sınırı ve minede değerlendirilmiştir. Marjinal adaptasyonu nanoiyonomer ve RMCI den daha düşük, mikrosızıntısı yüksek olduğu rapor edilmiştir (Bollu ve ark., 2016). Condò ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre,

giomer materyali flor salınımı ve reşarj kapasitesine rağmen kompomer ve kompozit rezinden 2 kat daha yüksek sertlik değeri göstermiştir (Condò ve ark., 2017).

Yeni geliştirilen, diş rengine flor salınım özelliği bulunan restoratif materyallerin (Giomer, Equia), genç, çürük riski yüksek bireylerde, estetiğin ön planda tutulduğu ön diş restorasyonlarında, izolasyonun zor olduğu alanlarda; çürük önleyici nitelikleri, remineralizasyon etkinlikleri, estetik olarak kabul edilebilir renk seçenekleri ve polisajlanabilir nitelikleri göz önüne alındığında, geleneksel rezin kompozitlere alternatif oldukları akılda tutulmalıdır (Kavruk ve ark.,2016).

2.1.6. Nanoiyonomerler

Nanoiyonomerler, 3M ESPE firması tarafından geliştirilen cam iyonomer teknolojisinin son ürünlerindedir. Nanopartiküllü iyonomer ilk olarak nanoteknolojinin rezin modifiye cam iyonomer simana uygulanmasıyla siman içine nanopartikül ilavesiyle gerçeleştirilmiştir (Paschoal ve ark.,2008). Nanoteknolojiyle cam iyonomerlerin polisajlanma ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi, abrazyon direnci, dayanım, optik özellikleri ve florid salınımının artırılması gibi özelliklerin sunulduğu ve geliştirildiği bildirilmiştir (Markovic & Peric, 2008)

Konde ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmaya göre ART tekniğinde kullanılmak üzere nanoiyonomerler güvenli bir alternatiftir. Yapılan klinik çalışmada 6 ve 12 aylık takiplerde nanoiyonomerin (Ketac Nano 100 3M ESPE) marjinal renklenme ve marjinal adaptasyonda yüksek viskoziteli cam iyonomerden (Fuji IX GC Japan) belirgin olarak daha iyi olduğu görülmüştür. 12 aylık takipte sekonder çürük gelişimi yüksek viskoziteli cam iyonomerde daha fazladır, materyaller arasında anatomik form ve

postoperatif hassasiyet yönünden yapılan değerlendirmede belirgin bir fark gözlenmemiştir (Konde & Jaiswal, 2012).

Kucukyılmaz ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre etkilenmiş dentinde GC, EQUIA ve Cam karbomer, Ketac Nano 100'e göre daha yüksek mikromakaslama bağlanma dayanımı göstermiştir (Kucukyılmaz ve ark., 2017). Coutinho ve ark. nanodoldurucu cam iyonomerlerin dentine bağlanmasının yüksek viskoziteli cam iyonomerlere göre yüksek olduğunu fakat rezin modifiye cam iyonomerlere göre düşük olduğunu belirtmişlerdir (Coutinho ve ark., 2009).

2.1.7. Cam Karbomer

Bu yeni restoratif materyal, cam iyonomer tipinde geleneksel CIS'lerle kıyaslandığında yüksek biyoaktiviteye sahip bir materyaldir. GCP firması tarafından Hollanda'da üretilmiştir. Bilimsel literatüre "Cam Karbomer" olarak geçmiştir (Pameijer, 2012). Aslında bir tür geleneksel cam iyonomerdir, fakat marka ismiyle farklı bir tür gibi anılmaktadır. Sertleşme reaksiyonu aköz polimerik asit ve iyon salabilen cam arasında gelişen asit-baz reaksiyonudur. Cam karbomer geleneksel CIS formülasyonunda bulunmayan bazı farklı materyaller de içermektedir (Cehreli ve ark., 2013).

Bu bileşenler aşağıdaki gibidir:

1. Kuvvetli asit ile yıkanmış bir cam tozu: Böylece partiküllerin yüzeyel tabakasındaki kalsiyum büyük ölçüde uzaklaştırılmıştır. Bu nedenle kalsiyum iyonlarının çoğu içeriye, çekirdek tabakasına doğru yerleşirler (Duinen, 2004)
2. Hidroksil grubu içeren, genellikle linear yapıda polidimetilsiloksan ihtiva eden bir silikon yağı: Bu silikon yağı simandaki diğer komponentlere hidrojen bağlarıyla bağlanır böylece sertleşmeden sonra simanın içinde kalır.

3. İkincil bir doldurucu gibi davranan biyoaktif komponent; Solid NMR spektroskopisi ile bu doldurucunun aslında hidroksiapatit olduğu gösterilmiştir ve daha önceki geleneksel cam iyonomer fissür örtücülerde olduğu gibi dış-materyal arayüzeyinde mine benzeri oluşumu teşvik etmek için dâhil edilmiştir.

Cam karbomerde kullanılan camlar; stronsiyum, yüksek miktarda silikon, az miktarda kalsiyumdur Silikon oranı FujiIX ve Ketac Molar gibi uzun süredir varolan cam iyonomer markalarıyla karşılaştırıldığında yüksektir, alüminyum, fosfor ve florür oranları benzerdir (Norhazlin ve ark., 2012).

Asit-yıkama işlemi nedeniyle cam, poliakrilik asit veya akrilik/maleik asit kopolimeriyle reaksiyona girmez. Buna ek olarak cam tozu içine eklenen silikon yağı cam yüzeyine adsorbe olur ve burada poliasit ile reaksiyona engel olur. Sonuç olarak cam karbomerin yüksek toz-likit oranında karıştırılması kolaydır ve bu iki birleşimin karıştırılmasıyla küçük bir reaksiyon meydana gelir. Materyal karıştırıldıktan sonra başlayan ve yavaş ilerleyen sertleşme reaksiyonu bir ışık cihazı ile en az 20 saniye uygulanarak hızlandırılabilir (Cehreli ve ark., 2013). Bu uygulama fotopolimerizasyonu uyarmaz. Kullanılan ışık cihazları aynı zamanda ısı veren cihazlardır. Sıcaklığın artırılmasıyla simanın sertleşme reaksiyonunun makul süreye indirgenmesine katkı sağlar. Cam karbomer simanlarda çalışma zamanı 1:15 dakikadır; çalışma zamanının uzun olması mine ve dentinde adezyon kaybına neden olur (Mandari ve ark., 2003). Cam karbomerler geleneksel CIS ve diğer hidroksiapatit dolgularla kıyaslandığında daha yüksek oranda cam içerirler ve çok kırılmandır. Bu kırılma azaltmak için silikon yağı ilavesi yapılmıştır. Materyali sertleştirir ve hidrojen bağlarıyla materyal içinde kaldığı gösterilmiştir.

Cam karbomerin sertleşme reaksiyonunu inceleyen çalışmalar iki paralel reaksiyon içerdiğini bildirmişlerdir. Cam+poliasit ve hidroksiapatit+poliasit. Her ikisi de asit-baz reaksiyonlarıdır. Sonuç olarak iyonik çapraz bağlı doldurucu partiküller içeren poliasit matriksi meydana gelir. Doldurucu materyal sadece iyonla doldurulmuş cam değil, aynı zamanda kısmen reaksiyona girmiş hidroksiapatittir. Elde edilen matrix geleneksel CIS'lerde meydana gelenlere benzerdir. Ek olarak polidimetilsiloksan yağı içerir (Self hardening glass carbomer composition, 2004).

Cam karbomere tamamen biyouyumlu bir organik karbon zinciri ilave edilerek materyalin dayanımı ve şeffaflığı artırılır. Bu şeffaflık ısı temelli sertleşme reaksiyonu sırasında materyali optimize eder, böylece radyan ısı materyalde derinlere nüfuz eder. Ayrıca materyalin parlaklığını artırarak estetik yönünü geliştirir. Bu nanopartiküllerin etkisiyle materyalin asit ataklarına karşı çözünürlüğü azaltılır (Duinen, 2006).

Karbomer ve floroapatit ile güçlendirilmiş cam iyonomer restoratif simanlardır. Çözünürlük, basınç, esneme dayanımını artırmak ve yüksek aşınmanın azaltılması amacıyla, özel tasarlanmış karbomer doldurucu ve floroapatit/hidroksiapatit nanopartikül içeren cam iyonomer restoratif materyaldir (Instructions Of Use Glass Fill UK 2011) Floroapatit mineralize dokularda normalde bulunan hidroksiapatitin kararlı bir formudur. Geleneksel CIS'lere kıyasla cam karbomerin içerdiği partiküller floroapatite dönüşümü hızlandırır. Floroapatitin yüzeyde tabaka oluşturacak şekilde genişlemesiyle çürük için geçirimsiz ağız ortamında oluşturulabilecek en sert biyolojik tabaka oluşturulur (Duinen, 2006).

Endikasyonları; geleneksel cam iyonomer ve kompozitlere benzer şekilde dizayn edilmişlerdir. Daimi dişlerdeki sınıf 1 ve sınıf 2 minimal restorasyonlarda, Süt

dışlerindeki sınıf 1 ve sınıf 2 restorasyonlarda, fissür örtücü olarak ya da koruyucu rezin restorasyon olarak endikedir.

Kontrendikasyon olarak; cam karbomer simanlar ile direk pulpa kuafajı yapılmaması gerektiğini ifade edilmektedir. Derin alanlarda ve pulpanın açığa çıkabileceği durumlarda kavite örtücüleri ile birlikte kullanılmalıdır (Instructions Of Use Glass Fill UK 2011)

Nano boyutlu parçacıklar materyali güçlendirir. Cam karbomerin likidi ile temas yüzeyini artırır. Ayrıca cam-karbomerler, 1400mW/cm^2 gücünde bir ışıkla sertleştirme kaynağı kullanılarak uygulanan enerjiye ihtiyaç duyarlar. Bir ultrasonik cihazın veya direkt ısı cihazının başlangıç reaksiyonunda cam karbomerlere uygulanmasının, daha yüksek mekanik özellik değerleri sağladığı in-vitro çalışmalarda gösterilmiştir (Kleverlaan ve ark., 2004). Hidroksiapatit ve Floroapatit içeriklerinin CIS'lerin mekanik özelliklerini arttığı bildirilmiştir (Lucas & Nishino, 2003).

Cam karbomer ve klinik uygulaması, reaksiyon sırasında ısı uygulamasının tavsiye edilmesi haricinde, geleneksel cam iyonomer simanlara benzerdir. Üretici talimatına göre kimyasal olarak ve ısıyla sertleştirme için optimize edilmiştir. Cam karbomer kaplama yüzeyi ilk sertleşme reaksiyonu sırasında ve ikinci fazda dehidrasyon sırasında neme ve tükürüğe maruz kalmadan korumak için silikon esaslı bir kaplamadır. Isıl işlem görmüş geleneksel CIS'lerin sıkıştırma mukavemeti, malzemenin ilk sertleşme zamanında standart reaksiyona kıyasla bir artış göstermiştir (Kleverlaan ve ark., 2004).

Sıcaklık ile geleneksel CIS'lerin basınç dayanımı arasında bariz bir ilişki ölçülmüştür. Siman yüzeyinin sıcaklığının maksimum 60 dereceye yükseltilmesinin 24 saat sonra malzemenin yüzey sertliğini önemli ölçüde iyileştirdiği gözlenmiştir

(Woolford, 1994). Ayrıca cam karbomer ile ilgili olarak, ısı miktarı doğrudan siman sertleşme kalitesi ile ilişkilidir. Isı kullanımının geleneksel CIS'lerin ve cam karbomer'in matris oluşturan reaksiyonunu hızlandırması beklenmektedir.

Olegario ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada cam karbomer ve YVCIS'in sağlam ve enfekte dentine olan bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. YVCIS'in bağlanma dayanımının cam karbomerden yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca sertlik açısından knoop testlerinin sonuçlarına göre cam karbomer, yüzeyinde bulunan derin çatlaklar dolayısıyla cam iyonomerden düşük değerler vermiştir (Olegário ve ark., 2015).

Zainuddin ve ark.'nın cam karbomer simanın sertleşme reaksiyonunu araştırdıkları çalışmada sertleşme sırasında meydana gelen kristal faz yapısındaki apatit varlığını ölçmüşler, simanın içinde floroapatit olmadığını hidroksiapatit bulunduğunu ve simanın sertleşmesi sırasında apatitlerin oranında azalma olduğunu bildirmişlerdir (Zainuddin ve ark., 2012).

Bugüne kadar klinik olarak cam karbomer kullanımına ilişkin ön raporlar yayınlanmış uzun süreli çalışmalar yayınlanmamıştır. Materyalin hasta ağızındaki kalıcılığı henüz bilinmemektedir (Nicholson ve ark., 2016).

2.2. Adezyon ve Adeziv Sistemler

2.2.1. Adezyon

20 yy. ortalarından önce dental bonding, amalgam restorasyonlarda kavite preparasyonundaki undercutlar gibi çeşitli mekanik retansiyon yöntemlerinden oluşmaktaydı. Micheal Buonocore tarafından ilk defa 1955'te kuvvetli asitlerin mineye etkisinin araştırılmasıyla fosforik asitin yüksek mine etchingi yaptığı görülmüştür

(Anusavice, 2013). Bu işlemin ‘asitle pürüzlendirme tekniği’ olarak tanıtılmasından sonra koruma için genişletme tekniği ortadan kaldırılmış, “Adezyon” kavramıyla birlikte adeziv diş hekimliği uygulamaları başlamıştır (Dayangaç, 2000). Adezyon, iki materyalin yüzeyler arası etkileşimlerle birbirine bağlanmasıdır (Dayangaç, 2000). Diş dokularına ideal bir adezyonun özellikleri, sağlam diş dokusunu koruma, optimal retansiyon ve düşük mikrosızıntı ile belirlenir. Bunun için mine ve dentindeki smear tabakası yeterli oranda çözülmeli, mikromekanik kilitlenme için iyi bir ıslanma sağlanmalı, dentin kollajen matriksi korunarak yeterli rezin infiltrasyonu ile kuvvetli bir bağlanma gerçekleştirilmelidir (Anusavice, 2013).

2.2.2 .Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler tarihsel gelişimlerine göre 7 grupta sınıflandırılırlar:

2.2.2.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler

1962 yılında kullanıma sunulan bu adezivler dentin kolajenine ise kovalent olarak bağlanırlar. Hidrofobik yapılarından dolayı bağlanma dayanımları (1-3 MPa) düşüktür (Dayangaç, 2000).

2.2.2.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler

1978 yılında hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol-A glisidil metakrilat (bis-GMA) gibi rezinlerle halofosfat esterlerinin karıştırılmasıyla üretilmişlerdir. Hidroksiapatit içeriğindeki kalsiyum iyonları ile rezindeki fosfat grupları arasındaki iyonik etkileşimle bağlanmayı gerçekleştirirler. Bağlanma dayanımları 1-10 MPa arasındadır (Freedman, 2012).

2.2.2.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler

1984 yılında geliştirilen, smear tabakası modifikasyonu ile dentine bağlanmayı amaçlayan bu sistem hidrofilik ve aynı zamanda hidrofobik monomer olan 4-META'dan (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) oluşur (Meerbek ve ark., 2003).

2.2.2.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler:

1990'lı yıllarda geliştirilmiş bu tekniğin temeli, smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasıdır. Etch-and-rinse yöntemiyle mine ve dentin yüzeyi fosforik asitle muamele edilir. Daha sonra yıkama ve kurutma işlemi ardından hidrofilik bir primer ve bonding ajan uygulanır. Bu teknik üç aşamalı total etch adeziv sistem olarak bilinir (Anchieta ve ark., 2015).

2.2.2.5. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler

Primer ve adeziv uygulama basamaklarının birleştirildiği bu sistem yine smear tabakasının kaldırılması prensibine dayanır. İki aşamalı total etch adeziv sistem olarak adlandırılırlar (Gupta & Garg, 2015).

2.2.2.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler

2000'li yılların başlarında geliştirilmiştir. Smear tabakasının bir miktar çözülmesi esasına dayanır. Asitle pürüzlendirme işleminin yerine asidik primer ve sonrasında adeziv rezin uygulamasını içerir. İki aşamalı self etch adeziv sistemler olarak bilinirler (Tyas & Burrow, 2004).

2.2.2.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler

2000’li yılların sonlarında geliştirmiştir. Bu sistemde asidik monomer, primer ve bonding ajan tek şişede sunulmuş ve “All in One” sistemler olarak adlandırılmıştır. Tek aşamalı self etch adeziv sistemlerdir. Diğer adeziv sistemlerdeki ara basamakların elimine edilerek teknik hassasiyetin azaltılması hedeflenmiştir (Abraham ve ark., 2013).

2.2.3. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması

2.2.3.1. Etch-Rinse Adezivler

Mine ve dentinin fosforik asitle muamele edilmesi işlemi, etch-rinse tekniğidir. Dentine asit uygulamanın ilk defa Fusuyama tarafından 1979 yılında kullanıldığı; fakat total etch fikrinin 1990’lı yıllarda kabul gördüğü bildirilmiştir (Swift & Perdigao, 1995). Etch&rinse adezivler üç aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki ana grupta incelenir:

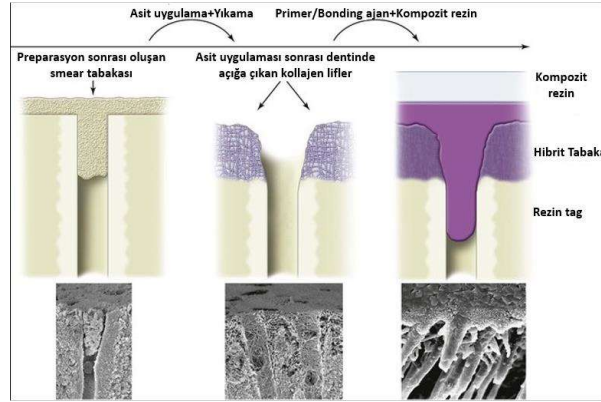
Üç Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Bu adeziv sistemler üç uygulama adımı içermektedir: Asit uygulama, primer ve bonding rezin uygulaması. Primer; aseton, etanol veya su gibi organik çözücüler içinde çözülmüş hidrofilik monomerler içermektedir (Anusavice, 2013).

İki Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Daha basitleştirilmiş bir yöntem olarak primer ve adeziv tek basamakta toplanmıştır. Bu yöntemle mineye etkili bir bağlanma gerçekleştirilir. Mineye etching işlemi %30-40’lık fosforik asitle gerçekleştirilir. Fosforik asit uygulamasıyla açığa çıkan kollajen ağı bonding difüzyonu ve rezin infiltrasyonu gerçekleştirir (Anusavice, 2013). İki aşamalı sistemlerde hidrofilik ve iyonik monomerlerin birleştirilmesiyle bağlanma

arayüzünde oluşturulan tabaka su absorpsiyonuna karşı dayanıklı ve bozunmaya dirençlidir (Anusavice, 2013).



Şekil 2.1.: İki aşamalı etch&rinse adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakası ile etkileşimi (Heymann ve ark., 2013).

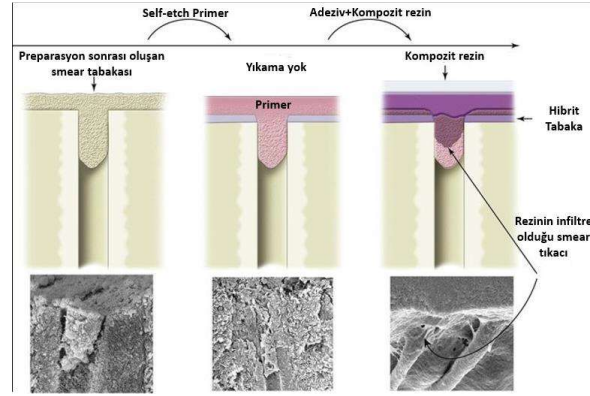
2.2.3.2 . *Self Etch Adezivler*

Etch&rinse sistemlere kıyasla asit basamağı içermeyen, yıkama gerektirmeyen, asidik monomer içeriğiyle dentin ve mineyi aynı anda pürüzlendirip primer işlemini gerçekleştiren sistemlerdir. Asit ve primerin birleştirilmesiyle elde edilirler (Torres ve ark., 2005). Self etch adezivler asidik özelliklerine göre güçlü ($\text{pH} < 1$), orta derecede güçlü ($\text{pH} \approx 1.5$), zayıf ($\text{pH} \approx 2$) ve çok zayıf ($\text{pH} \geq 2.5$) olmak üzere sınıflandırılırlar (Meerbeek ve ark., 2010). Self etch adezivler İki aşamalı ve tek aşamalı olarak uygulanabilirler:

İki Aşamalı Self Etch Adezivler

Bu yaklaşımda asit basamağı ayrılmaz. Bu durumda asidik monomerler yıkanmaz ve aynı zamanda prime işlemi uygulanmış olur (Chigira ve ark., 1994). Asidik solvent

uzaklaştırıldıktan sonra dentin üzerine hidrofobik bir bağlayıcı ajan uygulanarak dentin sızdırmazlığı sağlanır (Tay & Pashley, 2003a).



Şekil 2.2. İki aşamalı self etch adeziv sistemlerin dentin tübülleri ve smear tabakası ile etkileşimi (Heymann ve ark., 2013)

Tek Aşamalı Self Etch Adezivler

Asidik fonksiyonel monomerler, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, su ve organik çözücüler içeren tek bir çözelti ile etching, priming ve bonding işlemlerini gerçekleştirirler (Munck ve ark., 2005).

2.3. Bağlanma Dayanımı

Bağlanmayı koparmaya gereken kuvvet değeri, bağlanma dayanımıdır. Kuvvet değeri, bağlantı yüzeyinin kesit alanına bölünerek hesaplanır (O'Brien, 2008). Bağlanma dayanımı hesaplamalarıyla mine ve dentine adezyon ve restoratif materyallerin etkinlikleri test edilebilmektedir. Bağlanma dayanımını ölçen farklı metodolojik yöntemler mevcuttur (Burke ve ark., 2008). Bir makaslama, çekme veya itme (push out) protokolü kullanılarak makro ve mikro test yöntemleriyle ölçülebilir (Bock, 2010).

2.3.1 . Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı

Kullanım kolaylığı ve hızlı uygulanabilen bir test olması sebebiyle makromakaslama testi en yaygın kullanılan bağlanma dayanımı ölçme yöntemidir (Burke ve ark., 2008). Makaslama kuvvetini uygulamak için tel uçlar, çentikli keskiler ve bıçaksırtı uçlar olmak üzere farklı konfigürasyonlar kullanılır. Kullanılan uçların farklılığı stres faktörüyle birlikte makaslama bağlanma kuvvetlerini değiştirebilir.

Makaslama kuvveti uygulandığında diş-adeziv-restorasyon materyali arayüzünde homojen yük dağılımı olmaz. Bu, mine, dentin veya restoratif materyalde monolitik kırılmayı başlatan stres tepe noktaları oluşturur (DeHoff & Wang, 1995). Kuvvetin uygulandığı bölgede yüksek stres konsantrasyonu bağlanma dayanımını olumsuz etkiler (Craig's, 2012). Makromakaslama bağlanma dayanımı testiyle dentine bağlanma dayanımı 10-50 MPa arasında ölçülür. Sıklıkla koheziv ve karma başarısızlık görülür (yaklaşık %55) (Craig's, 2012).

2.3.2 . Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı

Bağlanan substratlar 0,5 mm yüksekliğinde ve 0,7 mm çapında silikon tüpler kullanılarak elde edilir. Tipik olarak 6 tane silindir segment bir yüzeye ayrı ayrı bağlanır. Test prosedürü makro makaslama testinde olduğu gibidir (Craig's, 2012). Benzer olarak yaşanan problemler de yine stres dağılımıyla ilişkilidir. Bağlanma dayanımı değerleri 20 MPa kadardır. Koheziv ve karma başarısızlık görülme oranı %50'dir (Craig's, 2012).

2.3.3 . Makro Çekme Bağlanma Dayanımı

Makaslama bağlanma dayanımı testinin aksine stres dağılımı çekme bağlanma kuvvetiyle ilişkilidir (Bock, 2010). Makro çekme bağlanma dayanımı testinde bağlanan

arayüzün yükleme eksenine dik bir şekilde hizalanması çok önemlidir. Aksi halde bükülme stresi gelişir. Bu nedenle örnek hazırlığı makaslama testlerine göre daha zordur. Günümüzde yaygın kullanımı olmamakla beraber bu test yöntemiyle, seramik, metal alaşımları gibi sert materyallerin bağlanma dayanımı ölçülebilir (Abreu ve ark., 2009).

2.3.4 . Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı

Mikro çekme testlerinde yaklaşık 1 mm² kesit alanı ile kiriş veya kum saati şeklinde örnekler kullanılır. Bu metotta koheziv başarısızlık oranı diğer metotlara göre %20 oranında daha düşüktür (Craig's, 2012). Pashley ve ark'na göre geleneksel yaklaşımlar üzerinde mikro çekmenin çok yönlülüğü, laboratuvar aşamalarının fazla olması, yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi ve küçük numunelerde hızlı dehidratasyon gelişmesi gibi faktörler testin avantajlarını azaltan faktörlerdir (Pashley ve ark., 1999). Numune hazırlama büyük bir bağlı arayüzün elmas disklerle ince dilimlere ayrılmasını içerir ve makro testlere göre daha yoğun emek gerektirir. Dentine bağlanma dayanımı 30-50 MPa aralığında ölçülür. Bu değer makro testlerle ölçülenden yüksektir; çünkü küçük alanlarda ölçüm yapılırken dah az stres oluşumu görülmektedir (Craig's, 2012).

2.3.5 . İtme (Push Out) Testi

Bağlanan substrata makaslama kuvvetlerinin de uygulandığı bir testtir. Push out testinin avantajı bağlanma dayanımı ve SEM analizinin aynı örnek üzerinde ölçülebilmesidir. Dezavantajı ise su alımına bağlı kompozitte bir miktar şişme belirli miktarda sürtünme oluşturabilir (Bock, 2010). Bu adeziv performanstan bağımsızdır. Adezivlerin dentine bağlanma dayanımını test etmek için 1-2 mm kalınlığında bir dentin parçası ortasında konik bir silindir oluşturacak şekilde prepare edilir. Deliğin iç yüzeyine adeziv uygulandıktan sonra bağlanacak materyal uygulanır. Materyale konik silindirin

daha küçük çaplı alanından itme kuvveti uygulanır. Bağlanma dayanımı, ekstrüzyon kuvvetinin konik silindirin yanal alanına bölünmesiyle hesaplanır (Craig's, 2012).

2.4 . Termal Döngü ile Yapay Yaşlandırma

Laboratuvar değerlendirmesi ve in vitro çalışmalar; klinik ortam, dişler ve restorasyonlar üzerindeki nem ve stresler gibi ağız boşluğu koşullarını tam olarak taklit edemeseler de yaşlanma prosedürleri aracılığıyla in vitro koşullarda ağız ortamı bir dereceye kadar simüle edilebilmektedir (Munck ve ark., 2010). Suda bekletme (water storage) ve termal siklus en popüler yaşlandırma metodları olmakla birlikte; literatürde, mekanik yüklemeler, enzimlerle degradasyon ve çeşitli kimyasal substratlar gibi metodolojilerden de bahsedilmektedir (Munck ve ark., 2005). İn vitro çalışmalar alanında, dinamik stresleri yeniden üretebilen mevcut sistemlerin dışında, termal döngü uluslararası literatürde kabul edilen ve yaygın olarak kullanılan prosedürlerden biridir (Maurizio ve ark., 2010). Dental materyalleri termal döngüye dâhil eden birçok bilimsel çalışma yayınlanmıştır. Bu sistem genel olarak, ağız boşluğunda meydana gelen termal değişimlerin taklit edilebilmesi için sıcak ve soğuk su banyolarında tekrarlanan döngüsel harekettir (Bektas ve ark., 2012). Böylelikle restoratif materyallerin in vivo yaşlanmaları taklit edilmiş olur. Test numuneleri 0,5 ile 3 dakikalık bekleme süreleri arasında 5000-10000 devirde 5°-55° dereceye ayarlanmış su banyolarında döngüye tabi tutulur (Bock, 2010). Termal döngünün tek aşamalı self etch adezivler üzerinde etkisi bulunamamışken diğer adezivlerde bağlanma dayanımını azalttığı bildirilmiştir (Asaka ve ark., 2007).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu çalışmada florohidroksiapatit içerikli Cam Karbomer (GCP Dental, Vianen, The Netherlands), YVCIS dolgu materyali olan Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan), giomer (S-PRG) esaslı Beautifil-II (Shofu Inc., Kyoto, Japan) ve RMCIS özellikli Photac Fil (3M, ESPE, USA) olmak üzere dört adet cam iyonomer esaslı restoratif materyalin sağlam dentine olan makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırıldı.

Çalışmaya ait diğer değişkenler ise iki aşamalı etch & rinse adeziv sistem-Adper Single Bond 2 (3M ESPE, MN, ABD) ve iki aşamalı self-etch adeziv sistem-Clearfil SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Almanya) olmak üzere iki farklı adeziv sistemdir. Çalışmada kullanılan materyallere ait bilgiler **Tablo 3.1.**' de ve **Şekil 3.1.**'de yer almaktadır.

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyalin Adı	Üretici Firma	İçerik
GCP Glass fill	GCP Dental, Vianen, the Netherlands	Fuoro-aluminosilikat cam, apatit, poliasitler
EQUIA Forte	GC Corporation, Tokyo, Japan	Powder: fluoroaluminosilicate glass, polyacrylic acid, iron oxide Liquid: polybasic carboxylic acid, water
Beautifil-II	Shofu Inc., Kyoto, Japan	S-PRG doldurucu, fluoroboroaluminosilikat cam, BİS-GMA, TEGDMA, katalizör
Photac Fil	3M/ESPE, Seefeld, Germany	PasteA: silanetreatedglass (40–55%), silanetreatedzirconia(20–30%), PEGDMA (5–15%), silanetreatedsilica(5–15%), HEMA(1–15%), glass powder 05%, BisGMA 05%, TEGMA 01% Paste B:silanetreatedceramic(40–60%), copolymerofacrylicand itaconic acid(20–30%), water(10–20%), HEMA(1–10%)

Tablo 3.1.: Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller



Şekil 3.1.: Materyaller a: Equia FORTE, b: Photac Fil, c: Cam Karbomer, d: Beautifil II (Giomer)

3.2 Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Çalışmamızda kullanılan cihazlar **tablo 3.2.** ve **şekil 3.2, 3.3, 3.11, 3.12.**'de gösterilmiştir.

GCP CarboLED CL-02	CarboLED, 1400mw/cm ² ; GCP Dental, Hollanda
LEDMAX 550 Işık Cihazı	LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye
Kapsül Karıştırıcı	Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ Yeni Taipei Şehri 24158, Tayvan
Etüv	Nüve İncubator, EN 025, Ankara, Türkiye

Termal Cihazı	Döngü	Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya
Unıversal Cihazı	Test	AGS-X Serisi masaüstü tipi, Shimadzu Europa GmbH, Almanya

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları



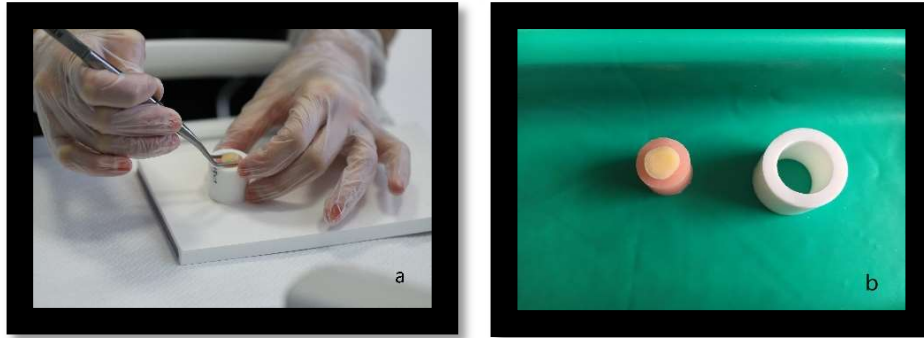
Şekil 3.2.: Çalışmada kullanılan materyallerin karıştırılması için kullanılan kapsül karıştırıcı. (Functional Capsule Mixer, Monitex industrial/ New Taipei City 24158, Tayvan)



Şekil 3.3.: GCP CKS için üretilen ışık cihazı (Carbo LED)

3.3 Test Örneklerinin Hazırlanışı

Çalışmada; çürük, çatlak ve kırığa sahip olmayan 120 adet insan daimi 3. molar dişi kullanıldı. Dişler periodontal aletlerle yumuşak doku debrislerinden iyice temizlenip distile suda yıkandıktan sonra 10 dakika boyunca sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletildi. Bu şekilde hazırlanan dişler en fazla 3 ay olmak üzere, fosfat tamponlu salin solüsyonunda saklandı. Dişlerin okluzal mineleri dentin yüzeyini açığa çıkarmak için horizontal olarak su soğutması altında elmas separe ile oklüzal yüzeylerindeki pitin en derin noktasına kadar kesildi. Plastik kalıplar yardımıyla otopolimerizan akriliğe (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) mine sement sınırının 1 mm altına kadar, oklüzal yüzeyler akrilik reçineye paralel olacak şekilde gömüldü. Hazırlanan dentin yüzeyleri standart bir smear tabakası elde etmek için 600 gritlik silikon karbür kâğıdı ile cilalandı.



Şekil 3.4.:Dişlerin Hazırlanması a: Dişlerin Akriliğe Gömülmesi, b: Plastik Kalıp

Hazırlanan örnekler 24 saat süreyle 37° C distile suda bekletildikten sonra rastgele dört gruba ayrıldı. Daha sonra da uygulanacak yüzey işlemi ve adeziv materyal türüne göre de her bir grup üçer alt gruba ayrıldı (**n=10**).

1.grup: Cam Karbomer (GCP Dental, vianen, The Netherlands)

2.grup: Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan)

3.grup: Giomer (Beautifil-II, Shofu Inc., Kyoto, Japan)

4.grup: Photac Fil (3M, ESPE, USA)

A: Adeziv uygulaması yok

B: Etch & rinse adeziv sistem-Adper Single Bond 2 (3M ESPE, MN, ABD)

C:Self-etch adeziv sistem-Clearfil SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Almanya)

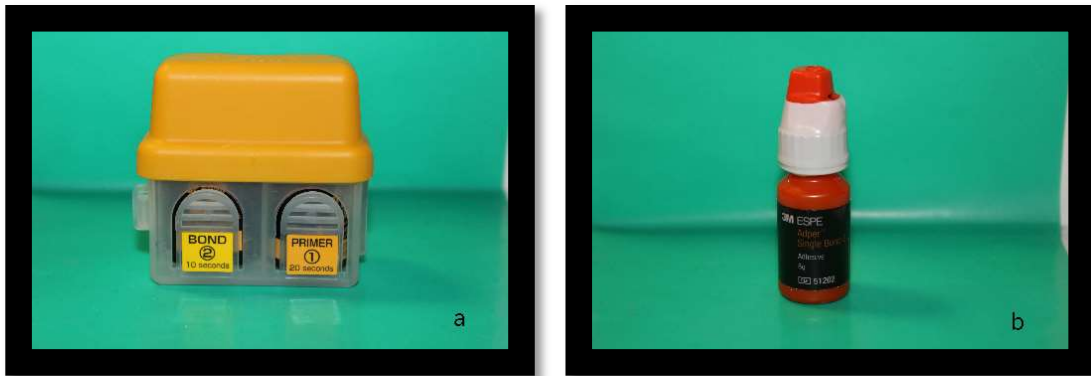
Materyal	Yöntem		
	a- Adezivsiz	b- SE Bond	c- Single Bond
1.grup: Cam Karbomer (GCP Dental, vianen, The Netherlands)	n:10	n:10	n:10
2.grup: Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan)	n:10	n:10	n:10
3.grup: Giomer (Beautifil-II, Shofu Inc., Kyoto, Japan)	n:10	n:10	n:10
4.grup: Photac Fil (3M, ESPE, USA)	n:10	n:10	n:10

Tablo 3.3.: Çalışmada yer alan test gruplarının dağılımı.

Adeziv sistemler üretici firma talimatlarına göre uygulandı (**Tablo 3.4.**). Adeziv polimerizasyonları Led ışık kaynağı (LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye) ile 10sn ışık uygulanarak gerçekleştirildi.

Adeziv sistem	İçerik	Uygulama prosedürü
Adper Single Bond 2 Scotbond Universal Etchant (3M ESPE, MN, ABD)	Asit: %37 fosforik asit, su, sentetik amorf silika Bond: Etil alkol, Bis-GMA, silanlanmış silika, HEMA, gliserol 1,3-dimetakrilat, diüretan dimetakrilat, akrilik kopolimer ve itaconik asit, EDMAB, UDMA, difeniliodonyum hekzaflorofosfat	Asit uygulanır, 15s beklendikten sonra 10s yıkanır. Bond uygulanır, 10s ışık ile polimerize edilir.
Clearfil SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Almanya)	Primer: 10-MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-dietanol-p-toluidin, su Bond: 10-MDP, BisGMA, HEMA, N,N-dietanol-p-toluidin, silanlanmış koloidal silika	Primer uygulanır, 20s beklenir ve hafif hava ile kurutulur. Bond uygulanır, hafif hava ile kurutulur. 10s beklendikten sonra 10s ışık ile polimerize edilir.

Tablo 3.4.: Adeziv sistem materyallerinin özellik ve uygulama prosedürleri



Şekil 3.5.: Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler a:SE Bond, b: Single Bond

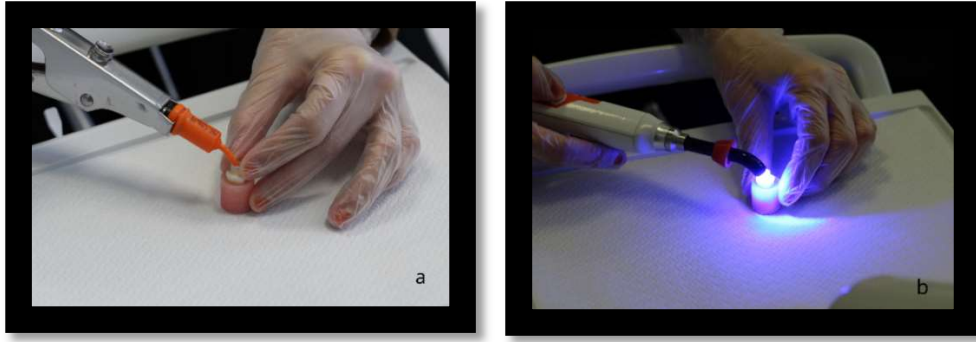
3.4 Restoratif Materyallerin Uygulanması

Oluşturulan ilk alt grupta (adeziv uygulanmayan grup), dentine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaksızın silikon silindirik kalıplar (4 mm çap × 4 mm yükseklik) yardımıyla, dolgu materyalleri dentin üzerine uygulandı (**Şekil 3.6.**).



Şekil 3.6.: Akrilik bloğa gömülmüş numune ve Silikon Silindirik Kalıp

Cam karbomer (GCP Glass Fill) dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 15 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takıldıktan sonra uygulandı. Ürünün kendi ışık cihazı (GCP Carboled Lamp, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands) ile 60 saniye ışık uygulanarak polimerizasyon hızlandırıldı (**Şekil 3.7.**).



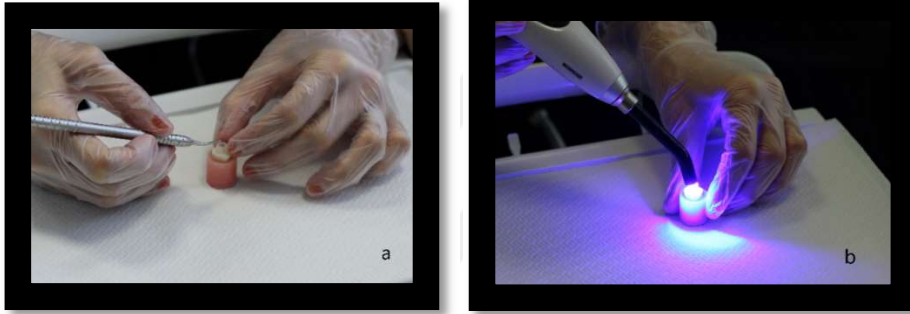
Şekil 3.7.: a: Karbomer Materyalin Uygulanması, b: Karbomer Materyalin Işıklanması

Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan) dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edildikten sonra kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takılarak uygulandı (Şekil 3.8).



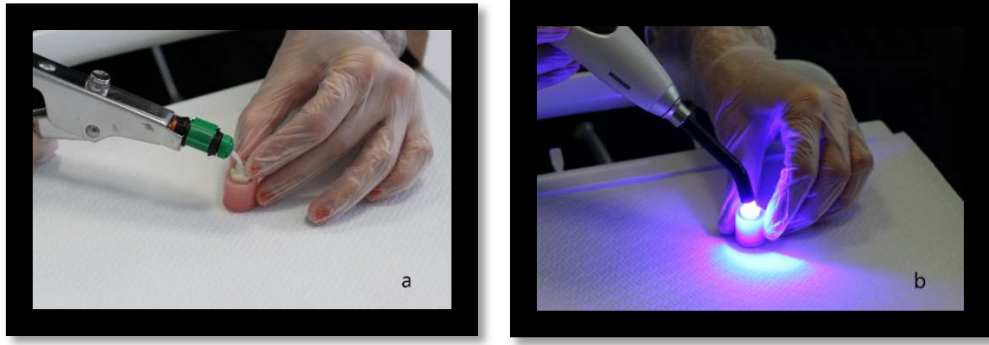
Şekil 3.8.: Equia FORTE Materyalin Uygulanması

Giomer dolgu materyali, iki tabaka (2+2mm) halinde uygulandı; her bir tabakaya 20 sn süre ile ışık uygulanarak sertleştirildi (LEDMAX 550 Dental Cordless Curing Light, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkiye) (**Şekil 3.9.**).



Şekil 3.9.: a: Beautifil II 'nin uygulanması b: Beautifil II'nin ışıklandırılması

Photac Fil (3M, ESPE, USA) dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı yardımıyla aktive edildikten sonra kapsül tabancasına takılarak ikişer mm'lik tabakalar halinde uygulandı. Her bir tabakaya 20 sn süre ile Led ışık kaynağı uygulanarak polimerize edildi. (**Şekil 3.10.**).



Şekil 3.10.: a:Photac Fil Materyalin Uygulanması, b: Photac Fil Materyalin Işıklanması

Oluşturulan 2. alt grupta (Etch & rinse adeziv sistem) dentin yüzeylerine 15 saniye boyunca %37'lik fosforik asit uygulaması yapıldı, sonrasında yüzey yıkandı ve hava ile kurutuldu. Yapılan pürüzlendirme işleminin ardından Adper Single Bond 2 (3M ESPE, MN, ABD) üretici firma talimatlarına uyularak uygulandı. Daha sonra Cam iyomer içerikli materyaller daha önce ilk alt grupta belirtildiği gibi dentin yüzeyine silindirik şeffaf kalıplar (4 mm çap × 4 mm yükseklik) yardımıyla tatbik edildi.

Oluşturulan 3.alt grupta dentin yüzey ön işlemleri olarak SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Almanya) üretici firma talimatlarına uyularak uygulandı, materyaller önceki gruplarda belirtildiği gibi dentin yüzeyine tatbik edildi. Böylece, 4 materyal ve bir yüzey işlemi içermeyen, 2 yüzey işlemi içeren 3 alt grup olmak üzere 12 grupta toplamda 120 test örneği elde edildi. Hazırlanan örnekler 24 s, 37°C'de, distile su içinde etüvde (INB 200, Memmert GmbH, Almanya) bekletildi.

3.5 Termalsiklus Uygulaması

Hazırlanan örnekler ağız ortamını taklit eden 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıktaki su banyosunda 30'ar saniye ve 10sn dışarıda bekletme süreleri olmak üzere termalsiklus

cihazında (SD Mechatronik Thermocyclers, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) 10.000 kez tekrarlanan döngüyle yapay olarak yaşlandırıldı



Şekil 3.11.: Çalışmada kullanılan termal yaşlandırma cihazı (Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya).

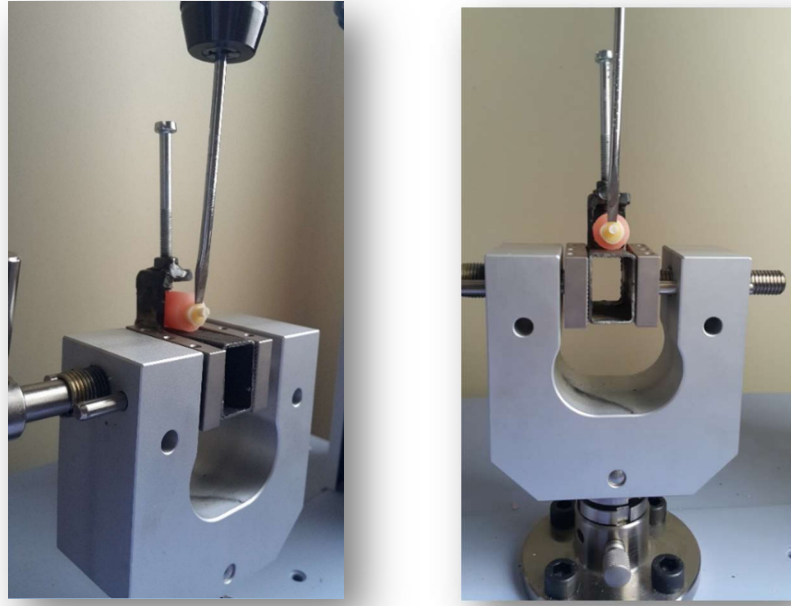
3.6 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma değerlerinin elde edilmesi amacıyla üniversal test cihazı (AGS-X Serisi masaüstü tipi, Schimadzu Europa GmbH, Almanya) kullanıldı.



Şekil 3.12.: Üniversal test cihazı

Örneklerin cihaza sabit bir şekilde yerleştirilebilmesi için metal alaşımdan oluşan, vidalı bir sıkıştırma sistemine sahip bir düzenek kullanıldı. Test sırasında 0.5mm/dk hızda, bıçak ağzı şeklinde sonlanan bir uç, silindir şeklindeki cam iyonomer örneğiyle dik açı yapacak şekilde temas ederek kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulanmıştır



Şekil 3.13.: Test örneklerinin instron cihazındaki resimleri

Cam iyonomer esaslı örneklerin dentin yüzeyinden kopma anlarındaki kuvvetler sistemin bağlı bulunduğu bilgisayarda TrapeziumX 1.4.0 programı tarafından kaydedilip bağlanma yüzey alanına bölünerek hesaplandı (N/mm²).

3.7 İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular hazır istatistik yazılımı ile hesaplandı (IBM SPSS Statistics 19, SPSSinc., an IBM Co., Somers, NY). Makaslama testi uygulanan örneklerin dentin yüzey koşullarının değiştirilmesine göre bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması çift yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi. Uygulanan restoratif materyallerin her bir yüzey koşuluna göre bağlanım dayanımlarının istatistiksel olarak çoklu karşılaştırılması Bonferonni düzeltmesi ile yapıldı. P değerleri 0.05'ten küçük olarak hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

Çalışmanın test gruplarına ait bağlanma dayanımı ortalamaları **Şekil 4.1.**'de, gruplar arası karşılaştırmalarda istatistiksel farklılık gösteren değişkenler **Tablo 4.1.**'de gösterilmiştir ($p<0.05$).

Tablo 4.1.: ANOVA tablosu (İki yönlü varyans analizi)

Bağımlı Değişken: Gerilme					
Değişim kaynağı	Kareler Toplamı	SD	Kareler Ortalaması	F	P
Materyal	1574.845	3	524.948	38.945	.000
Adeziv sistem	159.307	2	79.654	5.909	.004
Materyal * Adeziv sistem	395.372	5	79.074	5.866	.000

Makaslama bağlanma dayanımına ait değişkenlerden restoratif materyallerin farklılığı bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir($p=000$). Aynı şekilde farklı adeziv uygulamaları da bağlanma dayanımını anlamlı etkilemiştir($p=004$). Adeziv uygulamalar ve restoratif materyaller arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=000$) (**Tablo 4.1.**).

Çalışmamızda yapılan makaslama testi sonuçlarına göre en yüksek bağlanma değerleri SE Bond uygulanan Giomer grubuna aittir (13.64 ± 5.81) (**Tablo 4.2.**). Adeziv uygulaması yapılmayan Giomer grubunda ise materyaller termalsiklusla yapılan 10.000 döngülük yaşlandırma sonrasında dentin yüzeyinden ayrıldıkları için makaslama testi

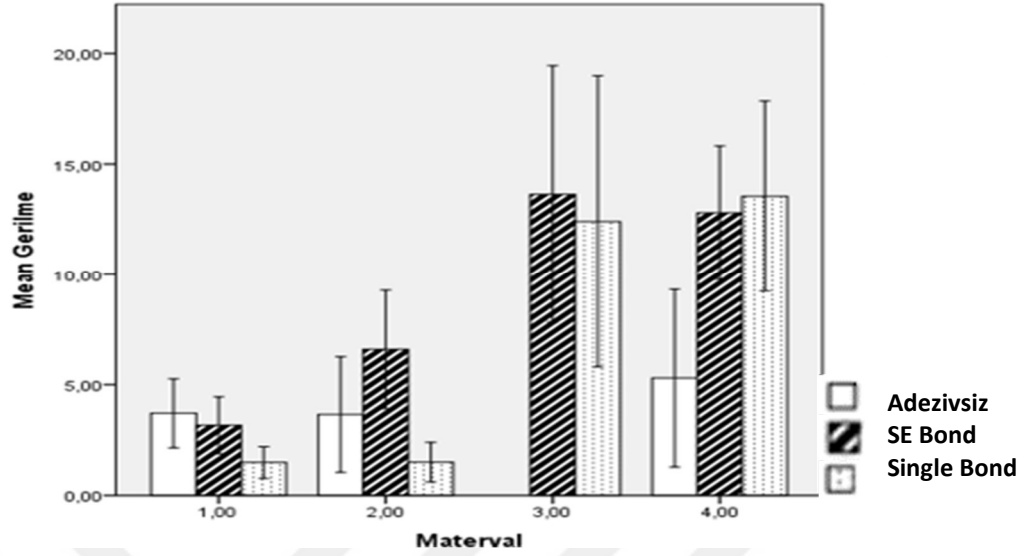
uygulanamamıştır. Makaslama testine tabi tutulan örnekler içerisinde en düşük bağlanma dayanımı Cam Karbomer + Single Bond grubunda izlenmiştir (1.49 ± 0.71) (Tablo 4.2).

Carbomer için en yüksek bağlanma dayanımı, adezivsiz grupta; en düşük bağlanma dayanımı Single Bond grubunda tespit edilmiştir. Equia Forte için en yüksek bağlanma dayanımı SE Bond grubunda; en düşük bağlanma dayanımı ise Single Bond grubunda izlenmiştir. Giomer için en yüksek bağlanma dayanımı SE Bond grubunda tespit edilmiştir. Giomer adezivsiz grupta bağlanma tespit edilmemiştir. RMCIS için en yüksek bağlanma dayanımı Single Bond grubunda; en düşük bağlanma dayanımı adezivsiz grupta tespit edilmiştir (Tablo 4.2.)

Tablo 4.2.: İki faktöre göre makaslama bağlanma dayanımı dağılımı

Materyal	Yöntem		
	Adeziv yok	SE Bond	Single Bond
Cam Karbomer	3.71±1.55 (a,x)	3.17±1.28 (a,x)	1.49±0.71 (a,x)
EQUIA Forte	3.65±2.61 (a,xy)	6.59±2.68 (a,x)	1.5±0.89 (a,y)
Giomer	.±.	13.64±5.81 (b,x)	12.4±6.6 (b,x)
RMCIS	5.3±4.01 (a,x)	12.79±3.03 (b,y)	13.55±4.31 (b,y)

İki yönlü varyans analizi kullanıldı. (ab): Materyal için gruplar arası karşılaştırma, (xy): Yöntem için gruplar arası karşılaştırma. Ortak harf istatistiksel önemsizliği ifade etmektedir.



Şekil 4.1.: Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin farklı adezivler ve adezivsiz gruplarda bağlanma dayanımına ait değerler arasındaki farklılıklar **Tablo 4.2.'de** gösterilmektedir.

Cam karbomer'in adezivsiz grubu ile SE Bond ve Single Bond grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

EQUIA Forte'un adezivsiz grubu ile SE Bond grubu; adezivsiz grubu ile Single Bond grubu arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), SE bond ve Single Bond grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Giomer'in adezivsiz grubunda bağlanma değeri tespit edilmemiştir. Giomer'in SE Bond ve Single Bond grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

RMCIS'in adezivsiz grubu ile SE Bond ve Single Bond grupları arasında anlamlı farklılık gözlenirken ($p<0.05$), SE Bond ve Single Bond grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$).

5. TARTIŞMA

Adeziv restorasyonlar günümüz diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Diş dokusuna adezyonları sebebiyle mikrosızıntının ortadan kaldırılması, renk değişikliğinin minimize edilmesi, post operatif hassasiyet ve sekonder çürük oluşumunun elimine edilmesi gibi ihtiyaçları karşılarlar. Restoratif materyalin diş dokusuna bağlanması vital dokuların korunarak klinik başarının geliştirilmesini sağlar (Shashirekha ve ark., 2012). Diş hekimliğinde ideal restoratif materyal; fiziksel özellikleri doğal diş dokusuyla benzer, mine ve dentine adezyon gösteren, oral kavitedeki degradasyonlara dirençli olan materyaldir (Khoroushi & Kachuie, 2017). Bu kapsamda cam iyonomer simanlar Wilson ve Kent tarafından 1971 yılında geliştirilmiş ve günümüzde de diş hekimliğinde kullanılmaya devam etmektedirler (Wilson, 1971). Cam iyonomerlerin; flor salınımı, biyouyumluluğu, diş yapılarına kimyasal bağlanabilme gibi avantajları bulunmaktadır (Maruo ve ark 2010). Bunun yanısıra uzun sertleşme süresi, sertleşme süresince neme duyarlılık, estetik ve mekanik özelliklerinin düşük olması gibi çeşitli dezavantajları bulunmaktadır (Maneenut, 2010). Cam iyonomerlerin diş yapılarına bağlanması 2 mekanizma ile gerçekleşir; ilki hibridizasyondur. Cam iyonomer uygulama öncesi, asit uygulama gibi çeşitli yüzey ön işlemleri dentinal kollajen fibrilleri açığa çıkarır ve cam iyonomer komponentindeki iyonomerik bileşimler bu fibriler içerisine mikromekanik olarak tutunurlar. İkinci ve en önemli mekanizma, poliakrilik asitin karboksil grupları ile dentin kollajen liflerindeki hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında iyonik etkileşime dayanan kimyasal bağlanmadır (Meerbeek ve ark.,2000). Günümüzde cam iyonomerlerin rezin içeriği ve çeşitli yüksek doldurucu içerikleriyle geliştirilerek zayıf mekanik özelliklerinin elimine edilmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızda yeni teknolojilerle üretilen cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin dentine bağlanmasının universal test cihazı ile makaslama testleri uygulanarak değerlendirilmesi, restoratif materyallerin dentine bağlanma dayanımının farklı adeziv sistemlerin etkilerinin değerlendirilmesiyle birlikte ölçülmesi hedeflenmiştir. Çalışmanın bulgularına dayanarak, cam iyonomer esaslı materyallerin farklılığının makaslama bağlanma dayanımını etkilemeyeceğini belirten birinci hipotez reddedilmiştir. Yine çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde, farklı adeziv uygulamalarının da makaslama bağlanma dayanımını anlamlı etkilemeyeceğini belirten ikinci hipotez reddedilmiştir. Çünkü, hem materyaller, hem de adezyon uygulamaları bağlanmayı anlamlı olarak etkilemiştir.

Restoratif materyallerin uzun dönem başarısı ağız ortamındaki dayanıklılıkları ile sınırlıdır (Freeman ve ark.,2012). Dental materyallerin değerlendirilmesi için randomize kontrollü klinik çalışmaların en iyi yöntem olduğu düşünülse de bu tür çalışmaların rutin olarak kullanılmasına izin vermeyen birçok sınırlama vardır (Koyuturk ve ark., 2008). İlk olarak operatör değişikliği, hasta uyumu, ve hasta takip aksamaları bu testleri karmaşık hale getirmekte ve standardizasyonu imkansız kılmaktadır (Nikaido ve ark., 2002). İkincisi, klinik çalışmalar maliyetli ve zaman alıcıdır. Çalışmaların kolay, hızlı ve gerçekçi tahminler oluşturması önemlidir (Naumann ve ark.,2009).Laboratuar değerlendirmesi içeren in vitro test yöntemleri, klinik ortamını, dişler ve restorasyonlar üzerindeki nem ve stres gibi ağız ortamını tam olarak simüle edemeseler de çeşitli prosedürler (termal döngü gibi) aracılığıyla ağız boşluğu ortamını bir dereceye kadar simüle edebilirler. Sonuç olarak in vitro çalışmalarla elde edilen verilerin, oral kavitedeki karmaşık olaylar; nem ve sıcaklık değişimi gibi maruziyetlerden sonra elde edilen

verilerle benzer olduğu bildirilmiştir (Morresi ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda da in vitro test yöntemleri kullanılmıştır.

İn vitro çalışmalarda çekilmiş insan dişleri kullanımı yaygındır. ISO/DTS 11405 'e göre mümkünse 16-40 yaş aralığındaki bireylerin 20 yaş dişlerinin kullanılması tavsiye edilir (Armstrong ve ark., 2017). Dişler restore edilmemiş, kök kanal tedavisi yapılmamış, çürüksüz, nihai test örneği geometrisinde bağlanma bölgesi sağlam bir şekilde elde edilmiş olmalıdır. Ek olarak dentin tabakası koşulları, çürüklü, sklerotik, eroziv dentin vb. araştırmanın tasarımı tarafından belirlenir (Armstrong ve ark., 2017). Çalışmamızda çürüksüz insan 20 yaş dişlerinin oklüzal sağlam dentin bölgeleri kullanılmıştır. Eğer örnekler istatistiksel birim olarak kullanılacaksa her deney grubu için en az 5 diş, tercihen 8-10 diş deney grubu başına dâhil edilmelidir. Dişler çekildikten sonra ISO/TDS 11405'e göre en geç 6 ay içinde kullanılmalıdır (Armstrong ve ark., 2017). Çalışmamızda her deney grubu için en az 8 örnek olmak üzere gruptaki örne sayısı 10 olarak belirlenmiştir. En fazla 6 ay önce çekilmiş dişler kullanılmıştır. Dişler çekildikten sonra dezenfeksiyon ve saklama koşullarının da bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu bilinmektedir. Dişler, kesildikten hemen sonra %0.5 Kloramin-T solüsyonunda saklanabilir. Dişin tüm deneysel süreç boyunca kesildiği bölgeden dehidrate olmasına izin verilmemesi gerekir. Antimikrobiyal ajan içermeden dahi sulu ortamda muhafaza edilmeli işlem ara basamaklarında nemli kâğıda sarılmalıdır (Armstrong ve ark., 2017). Sulu saklama ortamının laboratuvar şartlarında olması gerekli değildir, fakat deiyonize su kullanımının diş yüzeyinde demineralizasyona sebep olduğu bildirilmiştir (Habelitz ve ark., 2002). Saklama solüsyonu olarak nötr pH; Dulbecco'nun fosfat tamponlu salin solüsyonu, Hank'ın dengeli tuz çözeltisi (HBSS) önerilmiştir.(Habelitz ve ark., 2002). Çalışmamızda dişler kesilmeden önce sodyum hipoklorid ile dezenfekte edilmiş

kesildikten sonra fosfat tamponlu salin solüsyonunda saklanmış ve ara basamaklarda dehidratasyona izin verilmemiştir.

Araştırmacılar, dentin derinliğinin artıkça birim alandaki tübül sayısında ve genişliğindeki artışa bağlı olarak bağlanma dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (Armstrong ve ark., 2017). Çalışmamızda cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin bağlanma dayanımlarının dentin derinliğinden etkilenmemesi için yüzeysel dentin bölgesi kullanılmış bu sebeple dişler oklüzal mine dentin sınırının altından kesilmiştir.

Restoratif materyaller, dentinin mineye göre daha yüksek organik içeriği ve buna bağlı mineden daha düşük yüzey enerjisine sahip olması sebebiyle dentine daha zayıf bağlanmaktadır (Garcia ve ark., 2015). Bu nedenle restoratif materyallerin dentine bağlanma başarısı test edilmelidir. Restoratif diş hekimliğinde birçok klinik uygulama direkt ve indirekt restorasyonların yapımı ve onarımı gibi, adezyon prosedürlerini içermektedir (Roulet, 2011). Direkt restoratif yaklaşımlarda ana zorluk diş yapısına sağlam bir bağlantının başarılmasıdır. Adeziv yöntem dentinal tabakaya göre seçilir. Güncel sistemler, etch-rinse, self-etch ve selektif etch sistemlerdir. Fosforik asitin kullanıldığı etch-rinse sistem genelde mine yüzeyi için tavsiye edilirken dentin yüzeyi için de uygulanmakla birlikte agresif bir basamak olarak düşünülebilir (Pashley ve ark., 2011). Dentine asit uygulanması bağlanma dayanımını etkileyebilen hibrit tabaka içindeki kollajen fibrillerin degradasyonuna neden olan matrix metalloproteinaz enzimlerini aktive eder (Zhang & Kern, 2009). Self etch teknolojisi ise asidik monomeri primerde içerir ve asitleme adımını gerektirmez (Meerbeek ve ark., 2011). Çalışmamızda dentine bağlanmayı test etmek için etch-rinse ve self etch adezyon prosedürleri kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin dentine bağlanma etkinliğini ölçmek için günümüzde farklı metodolojiler kullanılmaktadır (Burke ve ark., 2008). Bağlanma dayanımı bağlanan alanın büyüklüğüne bağlı olarak makro veya mikro test yöntemleriyle ölçülebilir. Makro bağlanma dayanımında bağlanma yüzey alanı 3mm²'den fazladır (Burke ve ark., 2008). Cam iyonomer simanlar gibi düşük bağlanma dayanımı gösteren materyallerde diğer testlere göre makro testlerin kullanımı daha kolay ve avantajlıdır (Wang ve ark., 2006). Bağlanma işleminden sonra başka numune prosedürü gerektirmediğinden, makaslama dayanımı testi en kolay ve hızlı yöntem olması sebebiyle en popüler testtir. Bağlanma hakkında rapor veren bilimsel makalelerin %26'sında kullanılmış olduğu bildirilmiştir (Burke ve ark., 2008). Çalışmamızda bağlanma dayanımını ölçmek için, makro makaslama testi kullanılmıştır. Makaslama kuvvetini uygulamak için kullanılan noktalar, teller veya bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar bağlanma değerlerini etkileyen değişkenlerdir (DeHoff ve ark., 1995). Makaslama bağlanma testlerinde tel uç (wire loop) kullanılması bıçak sırtı şeklindeki uçlara göre arayüzdeki stres konsantrasyonunu arttırmaktadır. ISO/TS 11405 şartnamesinde (2003) en çok gözardı edilen limitasyon 'bağlanma alanının sınırlandırılması' dir (ISO, 2003). Çalışmamızda bıçak ağzı şeklinde sonlanan bir uç, silindir şeklindeki cam iyonomer örneğiyle dik açı yapacak şekilde temas ederek kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı testleriyle genellikle ilk 24 saatlik dayanımlar ölçülmektedir. Ancak kısa süreli adezyon sonrası yapılan ölçümler klinik sonuçlarla uygun olmayan verilerin elde edilmesine sebep olur. Bağlanma dayanımını ölçen çalışmaların %35 'i kadarına bir çeşit yaşlandırma faktörü eklenmiştir (Munck ve ark., 2010). Suda bekletme (water storage) ve termal siklus en popüler yaşlandırma metodları olmakla birlikte; literatürde, mekanik yüklemeler, enzimlerle degradasyon ve çeşitli

kimyasal substratlar gibi metodolojilerden de bahsedilmektedir (Munck ve ark., 2005). Pek çok araştırmacı, statik testlerle daha uzun bir zaman ölçeğinde veri elde edilebilmesine rağmen yanıtıcı sonuçların kaynağı olabileceği konusunda hemfikirdir. Dinamik testler, dental materyallerin maruz kaldığı döngüsel çığneme yüklemesini daha iyi taklit eder. Klinik performansı taklit etmede son derece değerli sonuçlar verebilir (Mazzitelli ve ark., 2012). İn vitro çalışmalar alanında, dinamik stresleri yeniden üretebilen mevcut sistemlerin dışında, termal döngü uluslararası literatürde kabul edilen ve yaygın olarak kullanılan prosedürlerden biridir. Dental materyalleri termal döngüye dâhil eden birçok bilimsel çalışmayayınlanmıştır (Doerr ve ark., 1996; Mauriza ve ark., 2010). Bu sistem genel olarak, ağız boşluğunda meydana gelen termal değişimlerin taklit edilebilmesi için sıcak ve soğuk su banyolarında tekrarlanan döngüsel harekettir. Böylelikle restoratif materyallerin in vivo yaşlanmaları taklit edilmiş olur (Bektas ve ark., 2012). Termal döngünün geçerliliğini ve nihai limitleri daha iyi anlamak için analiz edilmesi gereken 3 faktör vardır: Sıcaklık, bekleme süresi ve döngü sayısı (Cenci ve ark., 2008). Termal döngüde sıcak su ilk olarak, kollagen hidrolozini hızlandırır ve yetersiz polimerize olmuş oligomerleri açığa çıkarır. İkinci olarak, restoratif materyallerin diş dokusuna kıyasla daha yüksek ısıl büzülme/genleşme katsayısına bağlı diş restorasyon arayüzeyinde stres birikimine sebep olur. Bu, bağlanmış arayüzler boyunca yayılan çatlaklara neden olur. Oluşan boşluklar ve değişen boyutlarından içeri ve dışarı patojenik akışkanların geçişi meydana gelir. Bu da ‘perkolasyon’ olarak bilinen süreçtir (Munck ve ark., 2005). Su absorpsiyonu, dentinal kollajen ve rezin arayüzünün hidrolizi ve parçalanmış ürünlerin elüsyonu sebebiylebağlanma dayanımında azalmaya sebep olur (Munck ve ark., 2009; Tay & Pashley, 2003b). Çalışmamızda örnekler ağız ortamını taklit eden 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıktaki su banyosunda 30’ar saniye ve 10sn dışarıda

bekletme süreleri olmak üzere termalsiklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) 10.000 kez tekrarlanan döngüyle yapay olarak yaşlandırılmıştır.

Test edilen numunelerin yüzey pürüzlülüğündeki varyasyonların, makaslama kuvvetinin yüzey üzerinde eşit dağılmamasına bağlı kuvveti değiştirdiği söylenebilir (Salz, 2010). Bu nedenle yüzey farklılıklarını gidermek ve standardizasyonu sağlamak için tüm örnekler 600 gritlik zımpara kâğıdı ile eşit şekilde parlatılmıştır (Armstrong ve ark., 2017).

Cam iyonomer simanlar, bazik floroalüminosilikat cam tozu ve polikarboksilik asit arasında su varlığında gerçekleşen asit-baz reaksiyonu ürünüdür. Cam iyonomer simanlar dişe kimyasal bağlanırlar ve florid içerikleri nedeniyle remineralizasyon potansiyeline sahiptirler. Geleneksel CİS'ler orta düzey aşınma direnci, zayıf kırılma dayanımı ve yüksek yüzey pürüzlülüğü koşulları gösterir (Folwaczny, 2001). Cam iyonomerlerin klinik kullanımı RMCIS'ler, cam hibrit, cam karbomer, giomer gibi teknolojilerle modifiye edilmiş materyallerin geliştirilmesiyle artmıştır.

Giomer, yüksek radyoopasite, antiplak etkisi, flor salınımı ve reşarj kabiliyeti gibi avantajlar sağlayan, kompozit rezinlerin estetik ve kullanım özelliklerini sunan, yeni bir adeziv direkt restoratif materyaldir. Bu hibrit estetik restoratif materyal, stabil bir cam iyonomer fazını oluşturmak için, önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer (PRG) teknolojisine dayanır (Gordan ve ark., 2007). Bu teknoloji iki sınıfa ayrılır; F-PRG (tüm camın reaksiyonu) ve S-PRG (sadece cam yüzeyinin reaksiyonu). Kimyasal olarak bis-GMA (bisphenol A glycidyl methacrylate) ve TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) baza katılmadan önce suda polialkenoik asit ile floroboroalüminosilikat

cam (ağırlıkça %81.5) reaksiyona girer (Mok, 2002). Beautifil, S-PRG teknolojisine sahip giomer kategorisindeki ürünlerden biridir (Product information guide: Beautifil, Shofu, n.d.). Hem RMCIShemde kompomerlerden farklı olan giomerler, yeni bir hibrit estetik restoratif materyal kategorisi oluşturmuştur (Mok, 2002). Sertleşme reaksiyonunun bir parçası olarak belirgin bir asit-baz reaksiyonu gerçekleştirilmeyen; ışıkla sertleşen kompozitler gibi, ışık aktivasyonu ile polimerize olan materyallerdir. Bu teknoloji aynı zamanda rezin matrisin içine değişken miktarda dahil edilmiş dehidrate polialkenoik asit ve asidin su alımı gerçekleşene kadar cam ile reaksiyona girmediği kompomerlerden de farklıdır (Mok, 2002). Giomer partikül boyutlarının (S-PRG partikülleri dahil edilmeden) 1µm'den daha küçük olduğu bildirilmiştir. Yap ve Mok tarafından yapılan giomerin yüzey bitirmesinin, kompozit, kompomer, geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer ile kıyaslandığı çalışmanın sonuçlarına göre giomerin yüzey bitirmesinin geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerden daha iyi, kompozit ve kompomere yakın olduğu görülmüştür (Mok, 2002). Jyothi ve ark. tarafından Beautifil II 'nin çürüksüz servikal lezyonlardaki 1 yıllık takip sonuçlarına göre RMCIS (Fuji II LC) 'den daha iyi yüzey özellikleri gösterdiği bulgulanmıştır (Jyothi ve ark., 2011b). Başka bir klinik çalışma, Beautifil II giomer restoratif materyal ve konvansiyonel rezin esaslı kompozit arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir (Matis ve ark., 2002). Birinci jenerasyon Beautifil ve ikinci jenerasyon Beautifil II giomerler için daimi dişlerde sınıf V ve sınıf I, II restorasyonlarını 1-8 yıllık takiple değerlendiren bir klinik çalışma, kabul edilebilir klinik performans bildirmiştir (Akimato ve ark., 2011).

Giomer teknolojisiyle geliştirilmiş florür salan bir adeziv olan FloroBond (FL-Bond; Shofu Inc. ,Japan) ilk olarak 1996'da florür salan tek aşamalı self etch adeziv olarak geliştirilmiştir. Bu materyal dentin ve minedeki bağlanma dayanımını arttırmak

için, yeni bir fosforik asit monomeri, 6-metakriloksiheksil fosfonoasetat (6-MHPA) ve karboksilik asit tipinde adeziv monomerler (4-AET, 4-AETA), FASG ve PRG doldurucu içerir. 2006 yılında ise iki aşamalı bir self etch olan Flouro Bond II (Shofu Inc., Japan) geliştirildi. 2 aşamalı self etch adeziv olan Flouro Bond II primer ve bond içerir. X-ray opak S-PRG dolgu maddesi yapısına dahil edilmiştir. 6-MHPA ve 4-AET primer kısmına dâhil edilmiştir. Bu cam iyonomer esaslı adeziv sistemlerin geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırılabilir düzeyde florür saldıdığı bildirilmiştir (Ikemura ve ark., 2001).

Çalışmamızda SE Bond, Single Bond ve adeziv sistem kullanmaksızın cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin sağlam dentine olan makaslama bağlanma dayanımı değerlendirmesinde gruplar arası ve grup içinde de en yüksek bağlanma dayanımı değeri Giomer+SE Bond grubunda (13.64 ± 5.81 MPa) bulunmuştur. Giomer+Single Bond grubu (12.4 ± 6.6 MPa) ile aralarında istatistiksel farklılık izlenmemiştir. Çalışmamızın bulgularıyla benzer olarak adeziv sistemlerle dentinde meydana gelen hibrit tabakanın özelliklerinin ve bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada SE Bond'un bağlanma dayanımının Single Bond'dan yüksek olduğu bildirilmiştir (Freitas ve ark., 2017)

Manuja ve ark.'nın 2011 yılında diş renginde restoratif materyallerin dentin üzerindeki makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmalı olarak değerlendirdiği çalışmaya göre Giomer esaslı Beautifil (Shofu Inc., Kyota, Japan), iki aşamalı bir self etch adeziv sistem olan Fluorobond II ile firma talimatlarına göre uygulanmış 0.5 mm/dk hızında makaslama bağlanma testi yapılmıştır. Beautifil'in dentine bağlanma dayanımı 12.39 ± 1.05 MPa bulunmuştur. Aynı çalışmada Beautifil'in bağlanma dayanımı, geleneksel cam iyonomer olan Fuji IX (7.76 ± 1.07 MPa)'un bağlanma değerinden yüksek

bulunmuştur (Manuja ve ark., 2011). Bu değer, çalışmamızda Beautifil II için farklı adeziv sistemler kullanarak elde ettiğimiz bağlanma değerleriyle uyumludur.

Ikemura ve ark. giomerin, iki aşamalı bir self etch adeziv sistem olan Fluorobond II ile kullanıldığında dentine makaslama bağlanma dayanım değerinin 21,91 MPa olduğunu bildirmişlerdir (Ikemura ve ark., 2008). Yapılan çalışmalarda self-etch adeziv sistemlerin oluşturduğu hibrit tabaka içindeki nanosızıntılar (Sano ve ark., 1995) bağlanma dayanımını düşürürken, adeziv sisteme florür eklenmesiyle dentin yapısının güçlendirilerek bağlanma dayanımında artış olabileceği bildirilmiştir (Tay, 1988). Çalışmadaki yüksek bağlanma dayanımı değerleri Fluorobond II bileşimindeki florür içeriğine bağlanabilir. Garcia ve arkadaşlarının, yeni geliştirilmiş restoratif materyallerin mine ve orta-derinlikli dentine adeziv sistemler kullanarak bağlanma dayanımlarını karşılaştırıldığı çalışmada Giomer'in Beautibond ile orta derinlikli dentine bağlanma dayanımı 3.3 ± 1.2 MPa, mineye bağlanma dayanımı 5.5 ± 2.7 MPa olarak bildirilmiştir. (Garcia ve ark., 2011).

Arami ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan giomerin tamir bağlanma dayanımının test edildiği çalışmada air abrazyon, Nd:YAG lazer, elmas frez olmak üzere üç farklı mekanik yüzey işlemi kullanılmıştır. Tüm yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımını arttırdığı, giomerin koheziv dayanımının %60-70 kadarına yakın sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Yüzey işlemi uygulanmayan grupta tamir bağlama değeri 6.2 ± 0.35 Mpa olarak en düşük sonucu vermiştir. Bu, rezin esaslı materyaller üzerinde yapılan önceki çalışmaların sonuçları ile tutarlılık göstermektedir. Substrat yüzeyinin mekanik pürüzlendirilmesi makaslama bağlanma dayanımını arttırmaktadır (Arami ve ark., 2017). Özer ve ark.'nın giomer teknolojisiyle üretilmiş fissür örtücü olan BeautiSealant (BS)'a fosforik asit (Ultra-Etch asit) veya primer (BeautiSealant Primer) uygulayarak mineye

makaslama bağlanma dayanım kuvvetini ölçtükleri çalışmada asit ile yüzey hazırlığı yapılan grupta primer uygulanan gruba göre bağlanmada anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Polimerizasyon süresi arttıkça bağlanma değerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı bulgulanmıştır. Bu nedenle giomer teknolojisiyle üretilen fissür örtücü BS'a yeterli bağlanma dayanımı elde edebilmek için üretici firmanın önerdiği sürede yeterli polimerizasyon yapılması gerektiği bildirilmiştir (Özer ve ark., 2016).

Çalışmamızda yeni teknolojilerle üretilen cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin adezivsiz ve iki farklı adeziv sistem uygulaması sonrasında dentine makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. Makaslama testinin sonuçlarına göre çalışmanın en yüksek bağlanma değerini SE Bond uygulanan Giomer grubu vermiştir (**13.64±5.81MPa**). Single Bond uygulanan Giomer grubunda ise 12.4±6.6 MPa bağlanma değeri kaydedilmiştir. Her iki adeziv grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Adeziv uygulaması yapılmayan Giomer grubunda ise materyaller termalsiklusla yapılan 10.000 döngülük yaşlandırma sonrasında dentin yüzeyinden ayrıldıkları için makaslama testi uygulanamamıştır. Giomerler çapraz bağlı polimer içeren bir ürün olup, önceden reaksiyona girmiş cam-iyonomer (S-PRG) teknolojisine dayanarak üretilen hibrit estetik restoratif materyallerdir. Diakrilik rezin kompozitlerle, cam iyonomer simanların özelliklerini birarada bulundurlar. Çalışmamızın adezivsiz giomer grubundaki sonuçların giomerin yapısal özelliklerinin sonucu olduğunu söyleyebiliriz. Ayrıca, giomer grubunda farklı bağlayıcı materyal kullanılmasının makaslama bağlanma kuvveti değerlerini anlamlı ölçüde etkilemediği gözlenmiştir.

Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için içeriğine nanopartiküller ve fluoroapatit eklenmesiyle cam karbomer siman geliştirilmiştir (Nicholson, 2016). Cam iyonomer simanlara kıyasla daha yüksek cam oranına sahiptir.

Bu materyal esasen geleneksel cam iyonomerlerde olduğu gibi asit-baz reaksiyonu ile sertleşen bir çeşit cam iyonomerdir (Nicholson ve ark., 2016). Bununla birlikte karbomerin biyoaktivitesi ve mekanik özelliklerinin geleneksel CİS'lerden yüksek olduğu öne sürülmüştür (Nicholson ve ark., 2016). Cam iyonomerlerin rezin esaslı sistemlere göre mine ve dentine daha düşük bağlandıkları bilinmektedir (Papacchini ve ark., 2005). Bu nedenle çeşitli yüzey hazırlıkları yapılarak bağlanma kuvveti geliştirilmeye çalışılmaktadır (Coutinho ve ark., 2009; Hamama & Yiu, 2014).

Çalışmamızda gruplar arası karşılaştırmada Single Bond uygulanan Cam Karbomer grubunda (1.49 ± 0.71 MPa) tüm gruplar arası en düşük değer tespit edilmiştir. Cam karbomerde en yüksek bağlanma dayanımı adezivsiz grupta (3.71 ± 1.55 MPa) izlenmiştir. Karbomerin farklı adeziv sistemlerle uygulanması sonucunda elde edilen değerler arasında anlamlı fark bulunmazken SE bond (3.17 ± 1.28 MPa) grubu Single bond (1.49 ± 0.71 MPa) grubundan daha yüksek değerler göstermiştir.

Ayar ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan bir çalışmada mine ve dentin üzerinde geleneksel CİS ve Cam Karbomerin makaslama bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmada cam karbomerin, yüzey işlemi uygulanmaksızın mineye (4.06 ± 2.5 MPa) ve dentine (2.19 ± 2.1 MPa) bağlanma dayanımı, geleneksel cam iyonomerden (mine: 7.18 ± 2.2 MPa, dentin: 5.62 ± 3.2 MPa) düşük bulunmuştur (Ayar ve ark 2017). Olegario ve ark.'nın yaptığı diğer bir çalışmada, Cam Karbomer ile YVCIS'in sertlik ve bağlanma dayanımı sağlam ve etkilenmiş dentinde değerlendirilmiştir. Cam Karbomer materyalin test edilen iki özellik içinde YVCIS'den düşük değerler gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmada Cam Karbomer'in sağlam dentine bağlanma dayanımı, 1.34 ± 0.63 MPa, YVCIS'te 1.74 ± 0.40 MPa bulunmuştur (Olegário ve ark., 2015). Cam

karbomerin dentine bağlanma dayanımıyla ilgili elde edilen bu sonuçlar çalışmamız ile benzerdir.

Glavina ve ark. çalışmalarında Cam Karbomerin mineye bağlanma değerini 13.7 MPa, geleneksel cam iyonomerin bağlanma değerini 6.7 MPa olarak kaydetmişlerdir (Glavina ve ark., 2009). Cam karbomerin bağlanma dayanımının nano dolduruculu bir RMCIS ve Geleneksel CIS ile karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise mine üzerinde en düşük makaslama bağlanma değeri cam karbomerde (2.17 ± 0.63 MPa) tespit edilmiştir (Shebl ve ark., 2015). Çehrel ve ark.'nın Cam karbomerin, yüzey ön işlemleri olmadan fissür örtücü olarak uygulanması sonrasında mikrosızıntı ve marjinal bütünlük özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada; cam karbomer mikrosızıntı yönünden cam iyonomerden başarısız bulunmuştur. Cam karbomer üzerinde derin yüzey çatlakları tespit edilmiştir (Cehrel ve ark., 2013). Bu sonuçlar Gorseta ve ark tarafından tasdik edilmiş; cam karbomerin mikrosızıntısının cam iyonomerden yüksek olduğu bildirilmiştir (Glavina ve ark., 2009). Dentinal sıvı ve simanın kendi içinde ihtiva ettiği su cam iyonomerin dental sert dokulara bağlanmasında önem taşır; çünkü su asit-baz reaksiyonunun olduğu ortamı teşkil eder (Yiu ve ark., 2004). Cam karbomerde bulunan düşük bağlanma değerleri, sertleşme sırasında kullanılan yüksek yoğunluklu ısı veren ışık kaynaklarının kullanımı sırasında yüzeyden su buharlaşmasına bağlanabilir.

Cam iyonomerlerin diş yapılarına bağlanması 2 mekanizma ile gerçekleşir; ilki hibridizasyondur. Cam iyonomer uygulama öncesi, asit uygulama gibi çeşitli yüzey ön işlemleri dentinal kollajen fibrilleri açığa çıkarır ve cam iyonomer komponentindeki iyonomerik bileşimler bu fibriller içerisine mikromekanik olarak tutunurlar. İkinci ve en önemli mekanizma, poliakrilik asitin karboksil grupları ile dentin kollajen liflerindeki hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında iyonik etkileşime dayanan kimyasal

bağlanmadır (Meerbeek ve ark., 2000). Cam iyonomer simanlarda uygulama öncesi poliakrilik asitle, farklı konsantrasyon ve sürelerde yüzey ön işlemlerinin uygulanmasının smear tabakasında yüzeysel bir demineralizasyon yaparak mikromekanik bağlantıyı artıracağı bildirilmiştir (Meerbeek ve ark., 2006). Çalışmamızda adeziv sistemlerle yüzey ön işlemlerinin Cam Karbomer'in bağlanma dayanımında artışa neden olmadığı görülmüştür. Total etch adeziv sisteminin kullanılması Cam Karbomer'in bağlanma dayanımını azaltmıştır. Literatürde cam karbomerin adeziv sistemlerle dentine bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Dentine bağlanma mekanizması 1982 yılında Nakabayashi ve ark. tarafından tanımlanmış olan hibrit tabakanın oluşumu mekanizmasına dayanır. Hibrit tabaka, demineralize dentinle polimerize rezinin moleküler düzeyde birleşimiyle oluşan yapıdır (Nakabayashi, 1982). Tübül çapları, dentin nemliliğinin artması, (Özyeşil ve ark., 2009) dentin sklerozu, smear tabakası gibi etmenler dentine bağlanmayı zorlaştırır. Smear tabakasının dentin üzerinde rezinin kollajenlere ulaşmasını engellediği dentin geçirgenliğini %86 oranında azalttığı bildirilmiştir (James ve ark., 2006). Total etch ve self etch güncel restoratif sistemlerdir. Total etch sistemde smear tabakası mine ve dentine asit uygulama ile neredeyse tamamen kaldırılır. Bundan sonra dentine rezin monomer uygulanır (OJ., 2007). Self etch tekniği, su-HEMA primerlerde çözülmüş asidik monomerleri içerir. Total-etch adezivlerdeki asit basamağı dentinde kollajen degradasyonuna sebep olarak yetersiz hibrit tabaka oluşumuna, bu da dentinle materyal arayüzünde suyla dolan nanoboyutta interfibriller boşluklara sebep olabilir (Hashimoto ve ark., 2003). Bu bölgeden su emilimiyle zamanla nanosızıntı artar (Sano ve ark., 1995). Bu total etch adezivlerde dentine bağlanma dayanımının zamanla azalabileceğini açıklar (Gale, 1999). İki aşamalı total etch adezivlerde daha çok hidrofilik monomer bulunduğu

için yüzey bozulmasının daha fazla olabileceği rapor edilmiştir (Munck ve ark., 2003). Self etch adezivler ise bir hibrit tabaka oluşturmak için primer içerirler (Meerbek & Munck, 2003). Oluşturdukları submikron hibrit tabaka içinde korunan hidroksiapatit kristallerinin dentinal kollajeni stabilize ettiği denatürasyonu önlediği bildirilmiştir (Yoshida ve ark., 2001). Özellikle MDP içeriğine sahip self etch adezivlerde bu içeriğin hidroksiapatite tutunmayı kolaylaştırdığı ve suda düşük çözünme oranı teyit edilen güçlü bir nanotabaka oluşturduğu bildirilmiştir (Yoshihara ve ark., 2011).

Çalışmamızda iki aşamalı total-etch adeziv sistem (Single Bond) kullanılmasıyla Cam Karbomer, EQUIA Forte ve Giomer gruplarında, SE Bond grubuna göre bağlanma dayanımının düşük olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebi Single Bond uygulamasıyla oluşan hidrofilik monomerlerin bağlanma dayanımını azaltması ve/veya çalışmamızda kullanılan self-etch (SE bond) adeziv sistemin MDP içeriği ile dentin-materyal ara yüzeyinde oluşturduğu çözünmez güçlü yapının bağlanmayı arttırması olabilir. Ayrıca termalsiklusun da hibrit tabakadaki bu degradasyonu stimüle ederek hidrofilik monomerleri arttırdığı bildirilmiştir (Hashimoto ve ark., 2003). Çalışmamızda bir yıllık klinik yaşlandırmaya karşılık gelen 10.000 termal döngü sonrası makaslama bağlanma değerleri ölçülmüştür. Çalışmamızın bulgularıyla benzer olarak adeziv sistemlerle dentinde meydana gelen hibrit tabakanın özelliklerinin ve bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı birçok çalışmada SE Bond'un bağlanma dayanımının Single Bond'dan yüksek olduğu bildirilmiştir (Freitas ve ark., 2017; Sangwichit ve ark., 2016).

EQUIA Fil ultra ince yüksek reaktif cam partikülleriyle güçlendirilen bir cam hibrid restoratif materyaldir (Grossi ve ark., 2018). Araştırmacılar, EQUIA Fil'in klinik performansının hem sınıf I hem de sınıf II restorasyonlar için kompozit rezin ile benzer olduğunu göstermiştir (Gurgan ve ark., 2017). Süt dişlerinin sınıf 2 restorasyonlarını

değerlendiren bir klinik çalışmada 2 yıllık klinik takipte EQUIA ile yapılan restorasyonlarda radyografik ve klinik başarılı sonuçlar kaydedilmiştir (Tal ve ark., 2017).

Çalışmamızda adezivsiz olarak ve farklı adezivlerle Equia FORTE 'un dentine olan makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Equia FORTE için en yüksek bağlanma değeri SE bond grubunda ($6,59 \pm 2,68$ MPa) ,en düşük bağlanma değeri single bond grubunda ($1,5 \pm 0,89$ MPa) elde edilmiştir. Cam karbomer ve giomerde olduğu gibi SE bond grubunun bağlanma dayanımı Single bond grubundan yüksektir ve gruplar arası anlamlı farklılık bulunmaktadır. Adezivsiz grupta $3,65 \pm 2,6$ MPa bağlanma değeri bulunmuştur. Adeziv uygulanmayan grupla diğer gruplar arası anlamlı farklılık görülmemiştir.

Cantekin ve ark.'nın 5 farklı adeziv simanın dentine makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırdığı çalışmada en düşük bağlanma değerini Equia (5.1 MPa) vermiştir (Kenan Cantekin, Ebru Delikan, 2014) Bulunan değer çalışmamızdakinden yüksek olmasının nedeni çalışmamızda termalsiklus ile yaşlandırma yapılmış olması olabilir. Hasani ve ark. EQUIA Forte'un dentine makaslama bağlanma değerini 500 termal döngü sonrası 2.33 ± 1.6 MPa, 6000 termal döngü sonrası 1.03 ± 1.22 MPa olarak bildirmişlerdir (Hasani ve ark., 2017).

Kucukyılmaz ve ark.'nın yaptığı çalışmada Equia Fil ve cam karbomerin sağlam dentine bağlanma değerleri sırasıyla 12.02 ± 2.72 MPa, 7.56 ± 2.03 MPa bulunmuştur. (Altunsoy ve ark., 2015) Bulunan değer çalışmamızdaki değerlerden oldukça yüksektir. Yapılan çalışmada Equia fil uygulanmadan önce dentin yüzeyinin poliakrilik asitle, cam karbomer uygulamasından önce ise EDTA ile yıkandığı bildirilmiştir. CIS öncesi

poliakrilik asit uygulamasının bağlanmayı artırabileceği önceki çalışmalarda bildirilmiştir. Poliakrilik asitin, CIS ve hidroksiapatit arasında kimyasal ve mikromekanik etkileşimi arttıran kısmi demineralizasyona sebep olduğu, CIS'in bağlanma mekanizması dişin mineral içeriğine bağlı olduğu için (Coutinho ve ark., 2009) bu kısmi demineralizasyonun bağlanma dayanımını artırabileceği söylenebilir. Çalışmamızda EQUIA Forte ve Cam karbomerin Single Bond gruplarında, Se Bond ve adezivsiz gruplara göre bağlanma dayanımında düşüş tespit edilmiştir. Bu da dentine asit uygulanması sonrası smear tabakasının uzaklaştırılması ve buna bağlı bağlanma dayanımındaki düşüşle açıklanabilir.

Francois ve ark. tarafından yapılan, total-etch ve self-etch adezivlerle; geleneksel CIS ve EQUIA Forte'un kompozite makaslama bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmada, her iki grupta da EQUIA Forte'un bağlanma dayanımı geleneksel CIS'ten yüksek bulunmuştur (Francois ve ark., 2018). Kompozite bağlanmayı değerlendiren başka bir çalışmada RMCIS'in bağlanma değerleri Equia'dan yüksek bulunmuştur (Altunsoy ve ark., 2015). Geçmişte yapılan bazı çalışmalarda RMCIS'lerin kompozite geleneksel CIS'lerden daha iyi bağlandığı bildirilmiştir (Navimipour ve ark., 2012). Bu, RMCIS'lerin polimerizasyondan sonra üzerinde oluşan, oksijen inhibisyon tabakası olarak tanımlanan artık monomerlerin adeziv sistemlerle güçlü bir kovalent bağ oluşturmasıyla bağlanma dayanımını artırabileceğine dayandırılabilir (Kerby, 1992).

Çalışma zamanının uzaması mine ve dentinde adezyon kaybına yol açabilmektedir (Mandari ve ark., 2003).Yapılan çalışmalarda uygulama sürelerine değinilmemiştir.Bağlanma değerleri arasındaki farklar çalışma zamanı ile odaklı olabilir.

Geleneksel CIS'lere 2-HEMA veya Bisfenol a-glisidil metakrilat ve fotoaktif metakrilat, eklenmesiyle RMCIS'ler geliştirilmiştir. Geleneksel CIS'lerle kıyaslandığında artmış çalışma zamanı, kısalmış sertleşme zamanı, kolay uygulanabilme, gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikler gibi avantajları vardır. RMCIS'ler diş dokularına kimyasal ve mikromekanik olmak üzere iki şekilde bağlanırlar (Fritz, 1996). Diş dokusu ve restoratif materyal arasındaki uygun smear tabakası sayesinde tatmin edici bir adezyon sağlanabilir. Bu tabaka aynı zamanda kollajen fibrilleri içerir ve çeşitli yüzey ön işlemleriyle kollajen ve smear tabakasındaki değişiklik bağlanmanın kalitesini etkileyebilir (Khoroushi & Kachuie, 2017).

Al-Fawaz, Photac Fil uygulanmadan önce dentin yüzeyine Ketac Conditioner ile yüzey hazırlığı yaptıkları çalışmada, Photac Fil'in dentine mikrotensile bağlanma dayanımını 16.8 ± 1 MPa olarak bildirmişlerdir (Al-Fawaz, 2012). Fagundes ve ark. ultrasonik aktivasyonun cam iyonomerlerin dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmada ultrasonik aktivasyon sonrası Photac Fil'in dentine bağlanma dayanımı 9,95 MPa, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunu 8.65 MPa olarak rapor etmişlerdir (Fagundes ve ark., 2006).

Choi ve ark tarafından yapılan sağlam ve etkilenmiş dentinde bir geleneksel CIS ve RMCIS'in (Photac Fil Aplicap) mikrotensil bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmada Photac Fil'in bağlanma dayanımı geleneksel CIS ten yüksek bulunmuştur. Çalışmaya göre Photac Fil'in sağlam dentine bağlanma dayanımı 22,5 MPa'dır. Her iki materyal uygulanmadan önce dentine ketac conditioner ile 20 sn uygulama, 10sn yıkama olmak üzere yüzey ön işlemi uygulanmıştır (Choi ve ark., 2006). Başka bir çalışmada Photac Fil'in ketac conditioner ile kullanılmasıyla sağlam dentine bağlanma dayanımı 1.4 ± 0.6 MPa bulunmuştur (Mccomb & Peters, 1995). Tanumiharja ve ark. tarafından 3

farklı CIS'in farklı yüzey hazırlıkları sonrası dentine mikrotensile bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada; yüzey hazırlığı diğer gruplarda bağlanma dayanımını artırırken Photac Fil üzerinde anlamlı bir etki oluşturmamıştır. Yüzey hazırlığı yapılmayan Photac Fil grubunda 21.6 ± 5.2 MPa bağlanma dayanımı bildirilmiştir. Bu Photac Fil'in içeriğindeki maleik asitin self conditioner etkisi yapabileceğiyle açıklanmıştır (Tanumiharja & Tyas, 2000). Trina ve ark.'na göre RMCIS'lerin bağlanma değerlerindeki değişim bağlanma mekanizmalarından ziyade bireysel malzeme bileşimiyle ilgilidir (Richard, 1994). Abdelmegid, Photac Fil Quick'in mineye bağlanma dayanımını 16.08 ± 1.46 olarak bildirmiştir (Abdelmegid, 2016).

Çalışmamızda bir RMCIS olan Photac Fil Quick'in farklı yüzey koşullarında dentine bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Photac Fil için en yüksek bağlanma dayanımı Single Bond (13.55 ± 4.31 MPa) grubunda izlenmiş olup, SE Bond grubu (12.79 ± 3.03 MPa) ile anlamlı farklılık kaydedilmemiştir. Photac Fil için en düşük bağlanma dayanımı adeziv uygulanmayan (5.3 ± 4.01 MPa) grupta elde edilmiştir. Adeziv uygulaması yapılan Giomer ve Photac Fil grupları birbirlerine oldukça yakın değerler göstermişlerdir.

Pereira ve ark.'nın RMCIS'lerin dentine bağlanma dayanımlarına pulpal basınç ve dentin derinliğinin etkisini değerlendirdikleri çalışmada farklı dentin derinliklerinde Photac Fil'in bağlanma dayanımı sırasıyla; pulpal bölge: 15.4 ± 6.7 , santral bölge: 12.3 ± 7.4 perifer: 15.1 ± 6.2 MPa bulunmuştur. Dentin derinliğinin Photac Fil'in bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir. Pulpal basınç değişimi tüm gruplarda bağlanma dayanımını düşürmüştür (Pereira ve ark., 2000)

Photac Fil ile ilgili bağlanma değerlerini içeren mevcut çalışmalar, çalışmamızdan farklı değerler sunmaktadır. Bu, çalışmaların geleneksel bağlanma test metodlarından daha yüksek bağlanma değerleri elde edildiği gösterilmiş olan mikrotensil test metoduyla yapılmış olmasına bağlanabilir (Sano, 1994). Yüksek bağlanma değerleri veren çalışmaların birçoğunda yüzey ön işleme uygulanmış olup, bu durum bağlanma dayanımı değerlerini arttırmış olabilir.



SONUÇLAR

Araştırmaya yönelik öne çıkan sonuçlar ve çalışmanın koşul ve kısıtlamaları göz önüne alındığında yapılan değerlendirmeler aşağıdaki gibidir:

1. Çalışmamızda SE Bond, Single Bond ve adeziv sistem kullanmaksızın cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin sağlam dentine olan makaslama bağlanma dayanımı değerlendirmesinde gruplar arası ve grup içinde de en yüksek bağlanma dayanımı değeri Giomer+SE Bond grubunda (13.64 ± 5.81 MPa) en düşük bağlanma dayanımı Karbomer+Single Bond grubunda (1.49 ± 0.71 MPa) bulunmuştur.

2. Makaslama bağlanma dayanımına ait değişkenlerden restoratif materyallerin ve adeziv sistemlerin farklılığı bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilemiştir.

3. Adeziv sistem uygulaması Karbomer’de bağlanma dayanımını azaltırken, SE Bond uygulaması Equia FORTE, Giomer ve RMCIS gruplarında, Single Bond uygulaması RMCIS’te bağlanma dayanımını arttırmıştır.

KAYNAKLAR

- Abdelmegid, F. Y. (2016). Effect of whitening toothpastes on bonding of restorative materials to enamel of primary teeth. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 19(2), 242–247. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.164333>
- Abraham, S., Ghonmode, W. N., Saujanya, K. P., Jaju, N., Tambe, V. H., & Yawalikar, P. P. (2013). Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 5(6), 101–107. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24453453>
- Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, R. F. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent*, 101, 117–118.
- AKIMOTO, N., OHMORI, K., HANABUSA, M., & MOMOI, Y. (2011). An eighteen-month clinical evaluation of posterior restorations with fluoride releasing adhesive and composite systems. *Dental Materials Journal*, 30(3), 411–418. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-205>
- Al-Badry IA, K. F. (1994). Clinical use of glass ionomer cement: a literature review. *Saudi Dent J*, 6, 107–116.
- Al-Fawaz, Y. F. (2012). *MICROTENSILE BOND STRENGTH OF NEW PASTE/PASTE RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER CEMENT SYSTEMS: THE EFFECT OF DENTIN PRETREATMENT*. *Indiana University School of Dentistry*.
- Altunsoy, M., Ok, E., Küçükylmaz, E., & Bölükbaşı, B. (2015). Farklı cam iyonomer simanların kompozit ve kompomere olan makaslama bağlanma dayanım kuvvetlerinin karşılaştırılması.
- Anchieta, R. B., Machado, L. S., Martini, A. P., dos Santos, P. H., Giannini, M., Janal, M., ... Coelho, P. G. (2015). Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin–adhesive interfaces. *Dental Materials*, 31(2), 141–153. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.11.010>

- Anusavice, K. J., Phillips, R. W., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials. (12.Baski)*. St. Louis, Mo: Elsevier/Saunders.
- Anusavice KJ. (2003). *Phillip's Science of Dental Materials*.
- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133–143.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2016.11.015>
- Arora V, B. P. (2002). Giomer – A new hybrid aesthetic restorative material. *J Conserv Dent*, 5(4), 149–155.
- Asaka Y, Amano S, Rikuta A, Kurokawa H, Miyazaki M, P. J. and, & BK, M. (2007). Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. *Oper Dent*, 32, 73–78.
- B. Van Meerbeek, S. Inokoshi, M. Braem, P. L., & and G. Vanherle. (1992). “Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems, . *Journal of Dental Research*, 71(8), 1530–1540.
- Bansal, R., & Bansal, T. (2015). A Comparative Evaluation of the Amount of Fluoride Release and Re-Release after Recharging from Aesthetic Restorative Materials: An in vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 9(8), ZC11-4.
<https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/11926.6278>
- Basting, R. T., Serra, M. C., & Rodrigues, A. L. (2002). In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1187–1195.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00906.x>
- Berg, J. H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatric Dentistry*, 20(2), 93–100.
- Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. A., & Roberts, H. W. (2010). Resin modified glass- ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*, 89(1), 82–86.

- Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. A., & Roberts, H. W. (2010). Resin-modified Glass-ionomer Setting Reaction Competition. *Journal of Dental Research*, 89(1), 82–86. <https://doi.org/10.1177/0022034509355919>
- Bockb, U. S. (2010). Testing Adhesion of Direct Restoratives to Dental Hard Tissue – A Review. *J Adhes Dent*, 12, 343–371.
- Bollu, I. P., Hari, A., Thumu, J., Velagula, L. D., Bolla, N., Varri, S., ... Nalli, S. V. M. (2016). Comparative Evaluation of Microleakage Between Nano-Ionomer, Giomer and Resin Modified Glass Ionomer Cement in Class V Cavities- CLSM Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 10(5), ZC66-70. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/18730.7798>
- Bonifácio, C. C., Werner, A., & Kleverlaan, C. J. (2012). Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 471–477. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.639307>
- Bonifácio, C., Kleverlaan, C., Raggio, D., Werner, A., de Carvalho, R., & van Amerongen, W. (2009). Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Australian Dental Journal*, 54(3), 233–237. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2009.01125.x>
- Braem, M. J., Lambrechts, P., Gladys, S., & Vanherle, G. (1995). In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 11(2), 137–141. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80049-2](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80049-2)
- Brito CR, Velasco LG, Banini GA,Imparato JC, R. D. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. *J Biomed Mater Res A*, 93, 243–246.
- Burke, F. J. T., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. J. P. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(4), 158–165. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19177726>
- Cehreli, S. B., Tirali, R. E., Yalcinkaya, Z., & Cehreli, Z. C. (2013). Microleakage of

- newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European Journal of Dentistry*, 7(1), 15–21. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23408469>
- Cenci, M. S., Pereira-Cenci, T., Donassollo, T. A., Sommer, L., Strapasson, A., & Demarco, F. F. (2008). Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials. *Journal of Applied Oral Science*, 16(2), 106–110. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000200005>
- Chigira, H., Yukitani, W., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K., Hayakawa, T., ... Hisamitsu, H. (1994). Self-etching Dentin Primers Containing Phenyl-P. *Journal of Dental Research*, 73(5), 1088–1095. <https://doi.org/10.1177/00220345940730051101>
- Chinelatti, M. A., Ramos, R. P., Chimello, D. T., & Palma-Dibb, R. G. (2004). Clinical performance of a resin-modified glass-ionomer and two polyacid-modified resin composites in cervical lesions restorations: 1-year follow-up. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(3), 251–257. <https://doi.org/10.1046/j.0305-182X.2003.01221.x>
- Christensen, G. J. (1996). Restoration of pediatric posterior teeth. *Journal of the American Dental Association*, 127(1), 106–108.
- Chitnis, D., Dunn, W. J., & Gonzales, D. A. (2006). Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(3), 330.e11-330.e16. <https://doi.org/10.1016/J.AJODO.2005.11.011>
- Choi, K., Oshida, Y., Platt, J. A., Cochran, M. A., Matis, B. A., & Yi, K. (2006). Microtensile Bond Strength of Glass Ionomer Cements to Artificially Created Carious Dentin. *Operative Dentistry*, 31(5), 590–597. <https://doi.org/10.2341/05-108>
- Condò, R., Cerroni, L., Pasquantonio, G., Mancini, M., Pecora, A., Convertino, A., ... Maiolo, L. (2017). A Deep Morphological Characterization and Comparison of Different Dental Restorative Materials. *BioMed Research International*, 2017, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2017/7346317>

- Coutinho, E., Cardoso, M. V., De Munck, J., Neves, A. A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., ... Van Meerbeek, B. (2009). Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials*, 25(11), 1347–1357. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.06.004>
- Craig's. (2012). *Restoratif Dental Materials*, 96–99.
- Crisp, S., Ferner, A. J., Lewis, B. G., & Wilson, A. D. (1975). Properties of improved glass-ionomer cement formulations. *Journal of Dentistry*, 3(3), 125–130. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(75\)90063-9](https://doi.org/10.1016/0300-5712(75)90063-9)
- Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980a). Glass-ionomer Cement Formulations. II. The Synthesis of Novel Polycarboxylic Acids. *Journal of Dental Research*, 59(6), 1055–1063. <https://doi.org/10.1177/00220345800590060801>
- Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980b). Glass-ionomer Cement Formulations. II. The Synthesis of Novel Polycarboxylic Acids. *Journal of Dental Research*, 59(6), 1055–1063. <https://doi.org/10.1177/00220345800590060801>
- Crisp, S., Lewis, B. G., & Wilson, A. D. (1976). Characterization of glass-ionomer cements 1. Long term hardness and compressive strength. *Journal of Dentistry*, 4(4), 162–166. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(76\)90025-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(76)90025-7)
- Crisp, S., Pringuer, M. A., Wardleworth, D., & Wilson, A. D. (1974). Reactions in Glass Ionomer Cements: II. An Infrared Spectroscopic Study. *Journal of Dental Research*, 53(6), 1414–1419. <https://doi.org/10.1177/00220345740530062001>
- Croll, T. P., & Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cement in pediatric dentistry :review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 423–429.
- Czarnecka, B., & Nicholson, J. W. (2006). Ion release by resin-modified glass-ionomer cements into water and lactic acid solutions. *Journal of Dentistry*, 34(8), 539–543. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2005.08.007>
- Dahl JE, Li J, R. I. (1998). Long-term water uptake of compomers and its effect on mechanical properties. *J Dent Res*, 77.

- DAYANGAÇ, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*.
- De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, V., & M, Suzuki K, Lambrechts P, V. G. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 82, 136–140.
- De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., & Van Meerbeek, B. (2010). Testing bond strength: A review of the literature. *Dental Materials*, 26(2), e139–e140. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.11.109>
- De Munck, J., Van den Steen, P. E., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Opdenakker, G., & Van Meerbeek, B. (2009). Inhibition of Enzymatic Degradation of Adhesive-Dentin Interfaces. *Journal of Dental Research*, 88(12), 1101–1106. <https://doi.org/10.1177/0022034509346952>
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132. <https://doi.org/10.1177/154405910508400204>
- De Witte, A. M. J. C., De Maeyer, E. A. P., Verbeeck, R. M. H., & Martens, L. C. (2000). Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials*, 21(5), 475–482. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(99\)00188-X](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(99)00188-X)
- DeHoff, P. H., Anusavice, K. J., & Wang, Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, 11(2), 126–131. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80047-6](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80047-6)
- Deliperi, S., Bardwell, D. N., Wegley, C., & Congiu, M. D. (2006). *In Vitro* Evaluation of Giomers Microleakage After Exposure to 33% Hydrogen Peroxide: Self-etch vs Total-etch Adhesives. *Operative Dentistry*, 31(2), 227–232. <https://doi.org/10.2341/05-16>
- Dent, P. L.-O., & 1987, undefined. (n.d.). Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Ci.Nii.Ac.Jp*. Retrieved from <https://ci.nii.ac.jp/naid/10005684241/>

- Di Nicoló, R., Shintome, L. K., Myaki, S. I., & Nagayassu, M. P. (2007). Bond strength of resin modified glass ionomer cement to primary dentin after cutting with different bur types and dentin conditioning. *Journal of Applied Oral Science*, *15*(5), 459–464. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572007000500016>
- Diem, V. T. K., Tyas, M. J., Ngo, H. C., Phuong, L. H., & Khanh, N. D. (2014). The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clinical Oral Investigations*, *18*(3), 753–759. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1026-z>
- Doerr, C.L., Hilton, T.J., Hermes, C. B. (1996). Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *Am. J. Dent.*, *9*, 19–21.
- Dowling, A. H., Fleming, G. J. P., McGinley, E. L., & Addison, O. (2012). Improving the standard of the standard for glass ionomers: An alternative to the compressive fracture strength test for consideration? *Journal of Dentistry*, *40*(3), 189–201. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2011.12.002>
- Dowling, A. H., Schmitt, W. S., & Fleming, G. J. P. (2014). Modification of titanium dioxide particles to reinforce glass-ionomer restoratives. *Dental Materials*, *30*, e159–e160. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.324>
- Dowling, A., materials, G. F., & 2011, undefined. (n.d.). of poly (acrylic) acid number average molecular weight and concentration in solution on the compressive fracture strength and modulus of a glass-ionomer restorative. *Elsevier*. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564111000248>
- Dubey, N., Rajan, S. S., Bello, Y. D., Min, K.-S., Rosa, V., Dubey, N., ... Rosa, V. (2017). Graphene Nanosheets to Improve Physico-Mechanical Properties of Bioactive Calcium Silicate Cements. *Materials*, *10*(6), 606. <https://doi.org/10.3390/ma10060606>
- Duinen, D. R. N. B. van. (2006). The next step in restoratives. *Tandartspraktijk*.
- E.A.SheblW.M.EtmanTh.M.GenaïdM.E.Shalaby. (2015). Durability of bond strength of glass-ionomers to enamel. *Tanta Dental Journal*, *12*(1), 16–27.

- el Mallakh, B. F., & Sarkar, N. K. (1990). Fluoride release from glass-ionomer cements in de-ionized water and artificial saliva. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 6(2), 118–122. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(05\)80041-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(05)80041-7)
- Fabián Molina, G., Cabral, R. J., Mazzola, I., Brain Lascano, L., & Frencken, J. E. (2013). Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *BioMed Research International*, 2013, 838460. <https://doi.org/10.1155/2013/838460>
- Fagundes, Ticiane Cestari, Barata, Terezinha Jesus Esteves, Bresciani, E. (2006). Influence of Ultrasonic Setting on Tensile Bond Strength of Glass Ionomer Cements to Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(6), 401–407.
- Farah, C. S., Orton, V. G., & Collard, S. M. (1998). Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Australian Dental Journal*, 43(2), 81–86. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1998.tb06095.x>
- Featherstone, J. D. B., Shields, C. P., Khademazad, B., & Oldershaw, M. D. (1983). Acid Reactivity of Carbonated Apatites with Strontium and Fluoride Substitutions. *Journal of Dental Research*, 62(10), 1049–1053. <https://doi.org/10.1177/00220345830620100801>
- Federation of Operative Dentistry (India), & Bogra, P. (2018). *Journal of conservative dentistry : JCD. Journal of Conservative Dentistry* (Vol. 5). Federation of Operative Dentistry (India). Retrieved from <http://www.jcd.org.in/article.asp?issn=0972-0707;year=2002;volume=5;issue=04;spage=149;epage=155;aulast=Arora;type=0>
- Fejerskov, O., & Kidd, E. A. M. (2008). *Dental caries : the disease and its clinical management*. Blackwell Munksgaard.
- Fevzi KAVRIK, Selçuk SAVAŞ, Ebru KÜÇÜKYILMAZ, E. U. Ç. (2016). Yüksek Çürük Riskli Adolesanlarda Farklı Tedavi Yaklaşımları. *Turkiye Klinikleri J Dental*, 2(1), 35–43.
- Folwaczny, R. H. • M. (2001). *Various Forms of Glass Ionomers and Compomers*.

- Forss, H. (1993). Release of Fluoride and Other Elements from Light-cured Glass Ionomers in Neutral and Acidic Conditions. *Journal of Dental Research*, 72(8), 1257–1262. <https://doi.org/10.1177/00220345930720081601>
- FORSTEN, L. (1991). Fluoride release and uptake by glass ionomers. *European Journal of Oral Sciences*, 99(3), 241–245. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1991.tb01891.x>
- Francisconi, L., Scaffa, P., ... V. B.-J. of A. O., & 2009, undefined. (n.d.). Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-cariou cervical lesions. *SciELO Brasil*. Retrieved from http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1678-77572009000500003&script=sci_arttext
- Francois, P., Vennat, E., Le Goff, S., Ruscassier, N., Attal, J.-P., & Dursun, E. (2018). Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems. *Clinical Oral Investigations*, 1–10. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2678-5>
- Frankenberger R, Krämer N, Grof A, et al. (1999). Cyclic fatigue of glass ionomers and compomers (English Abstract). *Dtsch Zahnärztl*, 54, 269–271.
- Freedman, G. (2012). The Evolution of Adhesive Techniques. *Contemporary Esthetic Dentistry. USA*, 168–189.
- Freeman, R., Varanasi, S., ... I. M.-D. materials, & 2012, undefined. (n.d.). Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Jstage.Jst.Go.Jp*. Retrieved from https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/31/2/31_2011-146/_article/-char/ja/
- Freitas, P.H., Giannini, M., França, R., Correr, A.B., Correr-Sobrinho, L., & Consani, S. (2017). Correlation between bond strength and nanomechanical properties of adhesive interface. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1055–1062.
- Frencken, J. E., & Holmgren, C. J. (1999). *Atraumatic restorative treatment (ART) for dental caries*. STI Book bv. Retrieved from <http://www.sidalc.net/cgi-bin/wxis.exe/?IsisScript=UCC.xis&method=post&formato=2&cantidad=1&expres>

ion=mfn=123324

- Friedl, K., Hiller, K.-A., & Friedl, K.-H. (2011). Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: A retrospective cohort study. *Dental Materials*, 27(10), 1031–1037. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.07.004>
- Fritz UB, Finger WJ, U. S. (1996). Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Dent Mater*, 12(161), 6.
- Gale MS, D. B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent Res*, 27(89–99).
- GARCIA-CONTRERAS, R., SCOUGALL-VILCHIS, R. J., CONTRERAS-BULNES, R., SAKAGAMI, H., MORALES-LUCKIE, R. A., NAKAJIMA, H., ... NAKAJIMA, H. (2015). Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *Journal of Applied Oral Science*, 23(3), 321–328. <https://doi.org/10.1590/1678-775720140496>
- GJ., M. (2002). An atlas of glass-ionomer cements. In *A clinician's guide. Third edition*.
- Glavina, D., K. Gorseta, D. Negovetic-Vranic, I. S. (2009). Enamel shear-bond strength of Glass Carbomer after heating with three polymerization units. *Int J Paed Dent*, 19(1), 1–65.
- Glavina D, Gorseta K, Negovetic Vranic D, S. (2009). I. Enamel shear-bond strength of glass carbomer after heating with three polymerization unit. *International Journal of Paediatric Dentistry*, (19), 41.
- Goenka, S., Balu, R., & Sampath Kumar, T. S. (2012). Effects of nanocrystalline calcium deficient hydroxyapatite incorporation in glass ionomer cements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 7, 69–76. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2011.08.002>
- Gordan, V. V., Blaser, P. K., Watson, R. E., Mjör, I. A., McEdward, D. L., Sensi, L. G., & Riley, J. L. (2014). A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface prereacted glass ionomer filler: Results from a 13-year recall examination. *The Journal of the American Dental Association*, 145(10), 1036–1043. <https://doi.org/10.14219/JADA.2014.57>

- Gordan, V. V., Mondragon, E., Watson, R. E., Garvan, C., & Mjör, I. A. (2007). A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: Results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*, *138*(5), 621–627. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2007.0233>
- Gordan VV, Mjör IA, Vasquez O, Watson RE, W. N. (2002). Selfetching primer and resin-based restorative material: two-year clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent*, *14*(5), 296–302.
- Gorseta, K., Glavina, D., & Skrinjaric, I. (2012). Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements. *Australian Dental Journal*, *57*(4), 453–457. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2012.01724.x>
- Grande, C. (2017). Evaluation of Different Adhesive Systems on Dentin Bond Strength, 4–9.
- Grossi, J. de A., Cabral, R. N., Ribeiro, A. P. D., & Leal, S. C. (2018). Glass hybrid restorations as an alternative for restoring hypomineralized molars in the ART model. *BMC Oral Health*, *18*(1), 65. <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0528-0>
- Gupta, N., Tripathi, A. M., Saha, S., Dhinsa, K., & Garg, A. (2015). Effect of Saliva on the Tensile Bond Strength of Different Generation Adhesive Systems: An In-Vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, *9*(7), ZC91-4. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13801.6251>
- Gurgan, S., Kutuk, Z. B., Ergin, E., Oztas, S. S., & Cakir, F. Y. (2017). Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*, *21*(7), 2335–2343. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-2028-4>
- Gurgan, S., Kutuk, Z., Ergin, E., Oztas, S., & Cakir, F. (2015). Four-year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance of a Glass Ionomer Restorative System. *Operative Dentistry*, *40*(2), 134–143. <https://doi.org/10.2341/13-239-C>
- Habelitz, S., Marshall, G. W., Balooch, M., & Marshall, S. J. (2002). Nanoindentation and storage of teeth. *Journal of Biomechanics*, *35*(7), 995–998. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00039-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00039-8)
- Hamama, H., Burrow, M., & Yiu, C. (2014). Effect of dentine conditioning on adhesion

- of resin-modified glass ionomer adhesives. *Australian Dental Journal*, 59(2), 193–200. <https://doi.org/10.1111/adj.12169>
- Hammouda, I. M. (2009). Reinforcement of conventional glass-ionomer restorative material with short glass fibers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(1), 73–81. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2008.04.002>
- Hankins, A. D., Hatch, R. H., Benson, J. H., Blen, B. J., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2014). The effect of a nanofilled resin-based coating on water absorption by teeth restored with glass ionomer. *The Journal of the American Dental Association*, 145(4), 363–370. <https://doi.org/10.14219/JADA.2043.3>
- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, O. H. (2003). In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, 24, 3795–3803.
- HC Güngör • N Altay • R Alpar. (2004). Clinical Evaluation of a Polyacid-modified Resin Composite-based Fissure Sealant: Two-year Result. *Operative Dentistry*, 29(3), 254–260. Retrieved from <http://www.jopdentonline.org/doi/pdf/10.2341/1559-2863-29-3-1#page=16>
- Helvatjoglu-Antoniades, M., Karantakis, P., Papadogiannis, Y., & Kapetanios, H. (2001). Fluoride release from restorative materials and a luting cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(2), 156–164. <https://doi.org/10.1067/MPR.2001.116778>
- Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, F.-G. P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 11, 215–220.
- Hes, K. M. Y., Leung, S. K., & Wei, S. H. Y. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Australian Dental Journal*, 44(1), 1–11. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1999.tb00529.x>
- Heymann, H. O., Swift, E. J., & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (6. Baskı)*. Missouri: Mosby Elsevier.
- Hof, M. A., Frencken, J. E., Helderma, W. H. van P., & Holmgren, C. J. (2006). The

- Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach for managing dental caries: a meta-analysis. *International Dental Journal*, 56(6), 345–351.
<https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.2006.tb00339.x>
- Hsu, H.-M., Huang, G.-F., Chang, H.-H., Wang, Y.-L., & Guo, M.-K. (2004). A continuous flow system for assessing fluoride release/uptake of fluoride-containing restorative materials. *Dental Materials*, 20(8), 740–749.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2003.10.008>
- Ikemura K, Shinno K, Fujii A, Kimoto K, K. Y., & N., N. (2001). Bonding durability and fluoride-uptake to dentin of a new all-in-one adhesive. *J Dent Res*, 80(Abst. #1440.).
- IKEMURA, K., R. TAY, F., ENDO, T., & H. PASHLEY, D. (2008). A Review of Chemical-approach and Ultramorphological Studies on the Development of Fluoride-releasing Dental Adhesives Comprising New Pre-Reacted Glass Ionomer (PRG) Fillers. *Dental Materials Journal*, 27(3), 315–339.
<https://doi.org/10.4012/dmj.27.315>
- Imazato, S., Ma, S., Chen, J., & Xu, H. H. K. (2014). Therapeutic polymers for dental adhesives: Loading resins with bio-active components. *Dental Materials*, 30(1), 97–104. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2013.06.003>
- Imbery, T., Namboodiri, A., Duncan, A., Amos, R., Best, A., & Moon, P. (2013). Evaluating Dentin Surface Treatments for Resin-Modified Glass Ionomer Restorative Materials. *Operative Dentistry*, 38(4), 429–438.
<https://doi.org/10.2341/12-162-L>
- ISO, I. O. for S. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure.
- J., S. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456–461.
- James B. Summitte, J. William Robbins, T. J., & Hilton, R. S. S. (2006). A Contemporary Approach. Third Edition. *Operative Dentistry*, 3(Quintessence Publishing).

- JF., McCabe. (2008). *Applied Dental Materials, 9th Edition*. New Jersey, Wiley Blackwell.
- JF., Roulet. (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.*, 25(6), 459–473.
- Ji, H., Sun, H., & Qu, X. (2016). Antibacterial applications of graphene-based nanomaterials: Recent achievements and challenges. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 105, 176–189. <https://doi.org/10.1016/J.ADDR.2016.04.009>
- Jyothi, K., Annapurna, S., Kumar, A. S., Venugopal, P., & Jayashankara, C. (2011a). Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 14(4), 409–413. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.87214>
- Jyothi, K., Annapurna, S., Kumar, A. S., Venugopal, P., & Jayashankara, C. (2011b). Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 14(4), 409–413. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.87214>
- Kanik, Ö., Turkun, L. S., & Dasch, W. (2017). In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: a confocal laser scanning microscopy study. *Clinical Oral Investigations*, 21(3), 821–829. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1820-5>
- KATO, & S. (1993). Fluoride release from light cured glass ionomer cement for restoration. *J. Dent. Res., Special Issue Abst*. Retrieved from <https://ci.nii.ac.jp/naid/10016341705/>
- KAYA, D. T., & TİRALİ, Y. D. D. R. E. (2014). Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23. <https://doi.org/10.17567/ATAUNIDFD.31455>
- Kenan Cantekin1, Ebru Delikan1, S. C. (2014). In vitro bond strength and fatigue stress test evaluation of different adhesive cements used for fixed space maintainer cementation. *Eur J Dent*, 8(3), 314–319.
- Kerby, R. E. ve L. K. (1992). "The relative shear bond strength of visible light-curing

and chemically curing glass-ionomer cement to composite resin. *Quintessence Int*, 23(9), 641–644.

Kerim Ayar, M., & Esad Guven, M. (2017). Bond strength of glass carbomer material to enamel and dentin following different surface pretreatments. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 31(17), 1929–1937.

<https://doi.org/10.1080/01694243.2017.1289830>

Kern M, Barloi A, Y. B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*, 88, 817–822.

Khoroushi, M., journal, F. K.-D. research, & 2013, undefined. (n.d.). A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer.

Ncbi.Nlm.Nih.Gov. Retrieved from

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3793401/>

Khoroushi, M., & Kachuie, M. (2017). Correlation between Dentofacial Esthetics and Mental Temperament: A Clinical Photographic Analysis Using Visagism Abstract. *Contemporary Clinical Dentistry*, 8(3), 11–19. <https://doi.org/10.4103/ccd.ccd>

Kielbassa, Andrej M.; Glockner, Georg; Wolgin, M. G. (2016). Systematic review on highly viscous glass-ionomer cement/resin coating restorations (Part I): Do they merge Minamata Convention and minimum intervention dentistry? *Quintessence International*, 47(10), 813–823. Retrieved from

<http://eds.a.ebscohost.com/abstract?site=eds&scope=site&jrnl=00336572&asa=Y&AN=119586090&h=Z2cSECQQAplTvimq425iu1GkkYkLZWJxhWSxCmoJIYvPgeJ%2F1HKdo32zNstcgQg3AzGDz4JZWck5RtHEX6IsbA%3D%3D&crl=c&resultLocal=ErrCrlNoResults&resultNs=Ehost&crlhashurl=login.asp>

Kleverlaan, C., Duinen, R. van, Materials, A. F.-D., & 2004, undefined. (n.d.).

Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods.

Elsevier. Retrieved from

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564103000678>

Kleverlaan, C. J., van Duinen, R. N. B., & Feilzer, A. J. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials*, 20(1), 45–50. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00067-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00067-8)

- Konde, S., Raj, S., & Jaiswal, D. (2012). Clinical evaluation of a new art material: Nanoparticulated resin-modified glass ionomer cement. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 2(2), 42–47.
<https://doi.org/10.4103/2231-0762.109361>
- Koyuturk, A.E., Kusgoz, A., Ulker, M., Yeşilyurt, C. (2008). Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dent. Mater.*, 27, 795–801.
- Kramer, N., & Frankenberger, R. (2007). Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Pediatric Dent*, 17(1), 2–9.
- Kucukyilmaz, E., Savas, S., Kavrik, F., Yasa, B., & Botsali, M. (2017). Fluoride release/recharging ability and bond strength of glass ionomer cements to sound and caries-affected dentin. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 20(2), 226.
<https://doi.org/10.4103/1119-3077.178917>
- L. Şebnem TÜRKÜNKANIK, Ö. (2016). Recent Approaches In Restorative Glass Ionomer Cements. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 37(2), 54–65.
- Lacefield, W. R., Reindl, M. C., & Retief, D. H. (1985). Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(2), 194–198.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90108-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90108-8)
- Lee, C., Wei, X., Kysar, J. W., & Hone, J. (2008). Measurement of the elastic properties and intrinsic strength of monolayer graphene. *Science (New York, N.Y.)*, 321(5887), 385–388. <https://doi.org/10.1126/science.1157996>
- Li JG, Liu Y, Soremark R, S. F. (1996). Flexure strength of resin-modified glass-ionomer cements and their bond strength to dental composites. *Acta Odont Scand*, 54, 55–58.
- Lo, E. C., Luo, Y., Fan, M. W., & Wei, S. H. (2001). Clinical investigation of two glass-ionomer restoratives used with the atraumatic restorative treatment approach in China: two-years results. *Caries Research*, 35(6), 458–463.
<https://doi.org/10.1159/000047490>
- Lohbauer, U., Frankenberger, R., Clare, A., Biomaterials, A. P., & 2004, undefined.

- (n.d.). Toughening of dental glass ionomer cements with reactive glass fibres. *Elsevier*. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203011761>
- Lohbauer, U., Frankenberger, R., Clare, A., Petschelt, A., & Greil, P. (2004). Toughening of dental glass ionomer cements with reactive glass fibres. *Biomaterials*, *25*(22), 5217–5225. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2003.12.027>
- Lohbauer, U., Krämer, N., Siedschlag, G., Schubert, E. W., Lauerer, B., Müller, F. A., ... Ebert, J. (2011). Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *American Journal of Dentistry*, *24*(2), 124–128. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21698994>
- Lucas, M. E., Arita, K., & Nishino, M. (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*, *24*(21), 3787–3794. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00260-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00260-6)
- M.C. Sunico, K. Shinkai, Y. K. (2005). Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Operative Dentistry*, *30*, 282.
- Mandari, G. J., Frencken, J. E., van't Hof, M. A., Frencken, J. E., Hof, M. A. van't, & Hof, M. A. van't. (2003). Six-year success rates of occlusal amalgam and glass-ionomer restorations placed using three minimal intervention approaches. *Caries Research*, *37*(4), 246–253. <https://doi.org/10.1159/000070866>
- Maneenut, C., R. S. ve M. J. T. (2010). The repair potential of resin-modified glass-ionomer cements." *Dent Mater*, *26*(7), 659–665.
- Manuja, N., Pandit, I. K., Srivastava, N., Gugnani, N., & Nagpal, R. (2011). Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, *29*(1), 7–13. <https://doi.org/10.4103/0970-4388.79913>
- Markovic, D. L., Petrovic, B. B., & Peric, T. O. (2008). Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BMC Oral Health*, *8*(1), 21. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-8-21>

- Maruo, I. T., J. Godoy-Bezerra, A. Y. Saga, O. M. Tanaka, H. M. ve E. S. (2010). "Effect of etching and light-curing time on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer cement. *Braz Dent J*, 21(6), 533–537.
- Mathew, S. M., Thomas, A. M., Koshy, G., & Dua, K. (2013). Evaluation of the Microleakage of Chlorhexidine-Modified Glass Ionomer Cement: An in vivo Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 6(1), 7–11.
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1177>
- Matis BA, Cochran MA, Carlson TJ, Ekert GJ, K. K. (2002). Giomer composite and microfilled composite in clinical doubleblind study. *J Dent Res*, 81, 77–80.
- Matis BA, Cochran MA, Carlson TJ, Ekert GJ, K. K. (2008). Giomer composite and microfilled composite in clinical double blind study. *J Dent Res*, 81(77), 80.
- Matsunaga, T., Tsujimoto, M., Kawashima, T., Tsujimoto, Y., Fujiwara, M., Ookubo, A., & Hayashi, Y. (2010). Analysis of Arsenic in Gray and White Mineral Trioxide Aggregates by Using Atomic Absorption Spectrometry. *Journal of Endodontics*, 36(12), 1988–1990. <https://doi.org/10.1016/J.JOEN.2010.08.045>
- Maurizio D'Amario, Marco Campidoglio, Anna L. Morresi, Ludovica Luciani, Enrico Marchetti, M. B. (2010). Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of Oral Science*, 52(3), 425–430.
- Mazzitelli, C., Monticelli, F., Toledano, M., Ferrari, M., & Osorio, R. (2012). Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clinical Oral Investigations*, 16(3), 909–915. <https://doi.org/10.1007/s00784-011-0576-1>
- McCabe, J. F. (1998). Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, 19(6), 521–527.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00132-X](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00132-X)
- Mccomb, D., & Peters, T. (1995). PERATIVE, 172(4).
- McLean, J. W., & Wilson, A. D. (1974). Fissure sealing and filling with an adhesive glass-ionomer cement. *British Dental Journal*, 136, 269. Retrieved from <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4803174>

- McLean, J. W., & Wilson, A. D. (1977). The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. *Australian Dental Journal*, 22(1), 31–36.
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1977.tb04441.x>
- Meerbeek, B. Van, Yoshida, Y., Inoue, S., Munck, J. De, Landuyt, K. Van, & Lambrechts, P. (2006). Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *Journal of Dentistry*, 34(8), 615–618. Retrieved from
<http://go.galegroup.com/ps/anonymou?id=GALE%7CA152440984&sid=googleScholar&v=2.1&it=r&linkaccess=abs&issn=03005712&p=AONE&sw=w>
- Melody, F. M. S., U-Jin, Y. A., Natalie, T. W. M., Elizabeth, T. W. L., & Chien, J. Y. S. (2016). Effects of thermal fatigue on shear punch strength of tooth-colored restoratives. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 19(4), 338–342.
<https://doi.org/10.4103/0972-0707.186444>
- Menne-Happ, U., & Ilie, N. (2014). Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 643–650.
<https://doi.org/10.1007/s00784-013-1005-4>
- Meyer, J. M., Cattani-Lorente, M. A., & Dupuis, V. (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 19(6), 529–539.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00133-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00133-6)
- Mickenautsch, S., Mount, G., & Yengopal, V. (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Australian Dental Journal*, 56(1), 10–15.
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01304.x>
- Mickenautsch, S., & Yengopal, V. (2013). Direct Contra Naïve-Indirect Comparison of Clinical Failure Rates between High-Viscosity GIC and Conventional Amalgam Restorations: An Empirical Study. *PLoS ONE*, 8(10), e78397.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0078397>
- Mickenautsch, S., & Yengopal, V. (2015). Do Laboratory Results Concerning High-Viscosity Glass-Ionomers versus Amalgam for Tooth Restorations Indicate Similar Effect Direction and Magnitude than that of Controlled Clinical Trials? - A Meta-Epidemiological Study. *PLOS ONE*, 10(7), e0132246.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0132246>

- Mickenautsch, S., Yengopal, V., & Banerjee, A. (2010). Pulp response to resin-modified glass ionomer and calcium hydroxide cements in deep cavities: A quantitative systematic review. *Dental Materials*, 26(8), 761–770.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.03.021>
- Mohammed R. Hameed* BDS, Ms. P. (2009). Assessment of shear bond strength of glass ionomer cement reinforced by different amounts of Hydroxyapatite. *Journal of the Faculty of Medicine*, 51(2), 151–154. Retrieved from
<https://www.iasj.net/iasj?func=article&aId=1045>
- Mok, A. Y. • B. (2002). Surface Finish of a New Hybrid Aesthetic Restorative Material. *Operative Dentistry*, 27, 161–166.
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>
- Mosby Co, B. (1996). Amalgam in year book dentistry. In *TG., Berry Amalgam in year book dentistry* (p. 10th ed.).
- Moshaverinia, A., Ansari, S., Moshaverinia, M., Roohpour, N., Darr, J. A., & Rehman, I. (2008). Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomaterialia*, 4(2), 432–440. <https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2007.07.011>
- Munck, J. De, Landuyt, K. Van, Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Meerbeek, B. Van. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999–1007. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2004.11.005>
- Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Marti JM, et al. (2016). Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci.*, 17, 7.
- NAKABAYASHI, & N. (1982). Resin reinforced dentin due to infiltration of

- monomers into dentin at the adhesive interface. *J J Dent Mater*, 1, 78–81.
Retrieved from <https://ci.nii.ac.jp/naid/10009965137/>
- Nakajo, K., Imazato, S., Takahashi, Y., Kiba, W., Ebisu, S., & Takahashi, N. (2009). Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dental Materials*, 25(6), 703–708.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2008.10.014>
- NAUMANN, M., METZDORF, G., FOKKINGA, W., WATZKE, R.,
STERZENBACH, G., BAYNE, S., & ROSENTRITT, M. (2009). Influence of test parameters on *in vitro* fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(4), 299–312.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01940.x>
- Navimipour, E. J., S. S. Oskoe, P. A. Oskoe, M. Bahari, S. R. ve M. G. (2012). "Effect of acid and laser etching on shear bond strength of conventional and resin-modified glass-ionomer cements to composite resin. *Lasers Med Sci*, 27(2), 305–311.
- Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19(6), 485–494. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00128-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00128-2)
- Nicholson, J. W., & Alsarheed, M. (1998). Changes on storage of polyacid-modified composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(8), 616–620.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00288.x>
- Nicholson, J. W., Anstice, H. M., & McLean, J. W. (1992). A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *British Dental Journal*, 173(3), 98–101.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807956>
- Nicholson, J. W., & Czarnecka, B. (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*, 24(12), 1702–1708.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2008.04.005>
- Nicholson, J. W., Czarnecka, B., & Limanowska-Shaw, H. (1999). The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *Journal of Materials*

- Science: Materials in Medicine*, 10(8), 449–452.
<https://doi.org/10.1023/A:1008991422909>
- Nicholson, J. W., Hawkins, S. J., & Smith, J. E. (1993). The incorporation of hydroxyapatite into glass-polyalkenoate (“glass-ionomer”) cements: a preliminary study. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*.
<https://doi.org/10.1007/BF00122202>
- Nicholson, S. K. S. and J. W. (2016). Nicholson A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J. Funct. Biomater*, 7, 16.
- Nikaido, T., Kunzelmann, K.H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C.F., Hickel, R., T. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, 18(3), 269–275.
- Novoselov, K. S., Fal'ko, V. I., Colombo, L., Gellert, P. R., Schwab, M. G., & Kim, K. (2012). A roadmap for graphene. *Nature*, 490(7419), 192–200.
<https://doi.org/10.1038/nature11458>
- O'Brien, W. J. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. (4.Baskı). Quintessence.
- OJ., P. (2007). New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am*, 51, 333–357.
- Olegário, I. C., Malagrana, A. P. V. F. P., Kim, S. S. H., Hesse, D., Tedesco, T. K., Calvo, A. F. B., ... Raggio, D. P. (2015). Mechanical Properties of High-Viscosity Glass Ionomer Cement and Nanoparticle Glass Carbomer. *Journal of Nanomaterials*, 2015(1), 1–4. <https://doi.org/10.1155/2015/472401>
- Ontiveros JC, Davies S, Powers JM, Chow A, M. J. (2006). Hardness of glitter compomer cured with LED and QTH lights. *J Dent Res*, 85.
- Özel Bektas, Ö., Eren, D., Herguner Siso, S., & Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science*, 27(4), 723–728.
<https://doi.org/10.1007/s10103-011-0958-2>
- Özer, S., Gönülol, N., & Tunç, E. Ş. (2016). Farklı polimerizasyon protokolleri ve

- yüzey uygulama metodlarının iki farklı fissür örtücünün makaslama bağlanma dayanım kuvveti üzerine etkisi. *Acta Odontol Turc*, 33(1), 18–23.
<https://doi.org/10.17214/aot.78848>
- Özyeşil A, Günal Ş, Belli S, E. G. (2009). İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg*, 18, 118–121.
- Pameijer, C. H. (2012). Crown retention with three resin-modified glass ionomer luting agents. *The Journal of the American Dental Association*, 143(11), 1218–1222.
<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2012.0067>
- Papacchini, F., Goracci, C., Sadek, F. T., Monticelli, F., Garcia-Godoy, F., & Ferrari, M. (2005). Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. *Journal of Dentistry*, 33(6), 459–467.
<https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2004.11.007>
- Paschoal MA, Magalhaes AC, Rios D, Abdo RC, Gurgel CV, Chaves JV, et al. (2008). Fluoride release of a Nanoparticulated Resin Modified Glass Ionomer Cement. *Oral Health and Preventive Dentistry*, 61–65.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1–16. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.10.016>
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, S., & Y, Fernandes CA, T. F. (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1, 299–309.
- Pereira, L. C., Nunes, M. C. P., Dibb, R. G. P., Powers, J. M., Roulet, J.-F., & Navarro, M. F. D. L. (2002). Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 4(1), 73–80. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12071632>
- Pereira, P. N. R., Sano, H., Ogata, M., Zheng, L., Nakajima, M., Tagami, J., & Pashley, D. H. (2000). Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. *Journal of Dentistry*, 28(5), 347–354.
[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(00\)00017-8](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(00)00017-8)

- Perondi, P. R., Oliveira, P. H. C., Cassoni, A., Reis, A. F., & Rodrigues, J. A. (2014). Ultimate tensile strength and microhardness of glass ionomer materials. *Brazilian Dental Science*, 17(1), 16. <https://doi.org/10.14295/bds.2014.v17i1.949>
- Petersen PE, Bourgeois D, Ogawa H, Estupinan-Day S, N. C. (2005). The global burden of oral diseases and risks to oral health. *World Health Organ*, 83(9), :661-9.
- Petrochenko, P. E., Zhang, Q., Bayati, R., Skoog, S. A., Phillips, K. S., Kumar, G., ... Goering, P. L. (2014). Cytotoxic evaluation of nanostructured zinc oxide (ZnO) thin films and leachates. *Toxicology in Vitro*, 28(6), 1144–1152. <https://doi.org/10.1016/J.TIV.2014.05.004>
- Pires, R., Nunes, T., Abrahams, I., ... G. H.-J. of M., & 2004, undefined. (n.d.). Stray-field imaging and multinuclear magnetic resonance spectroscopy studies on the setting of a commercial glass-ionomer cement. *Springer*. Retrieved from https://idp.springer.com/authorize/casa?redirect_uri=https://link.springer.com/article/10.1023/B:JMSM.0000015479.65516.d0&casa_token=LigCQL-NygYAAAAA:YNXHRsuyPg5jZqV4xGE2KJWJWj6eMvRODV6z1WY56GSYtvt5D-0_HinnkNFVOovsBlqUB5m8UNBgHBkc
- Product information guide: Beautifil, Shofu, J. (n.d.). No Title.
- Quader, S. A., Alam, M. S., Bashar, A., Gafur, A., & Mansur, M. Al. (2013). Compressive Strength, Fluoride Release and Recharge of Giomer. *Update Dental College Journal*, 2(2), 28–37. <https://doi.org/10.3329/updcj.v2i2.15533>
- Qvist, V., Laurberg, L., Poulsen, A., & Teglers, P. T. (2004). Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *European Journal of Oral Sciences*, 112(2), 188–196. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00117.x>
- R., T., C., P., & J., G. (1994). Dentin bond strength of fluoride-releasing materials. *American Journal of Dentistry*, 7(5), 252–254. Retrieved from <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed6&NEWS=N&AN=125003012>
- Rao, B. S. R., Moosani, G. K. R., Shanmugaraj, M., Kannapan, B., Shankar, B. S., &

- Ismail, P. M. S. (2015). Fluoride release and uptake of five dental restoratives from mouthwashes and dentifrices. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(1), 1–5. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25709358>
- Rekha, C. V., Varma, B., & Jayanthi. (2012). Comparative evaluation of tensile bond strength and microleakage of conventional glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement and compomer: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(3), 282–287. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.103619>
- Roulet, J.-F. (2011). Editorial: a day in the life of a restorative dentist. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 13(4), 303. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a22183>
- Rubens Nazareno Garcia^{1, 2}, Alvarez¹, A. E. G., Dias¹, C. E., Mazarol¹, M. A., Firmo¹, T., Stuker¹, H., & Giannini³, M. (2011). Bond strength of contemporary restorative systems to enamel and dentin. *RSBO*, 8(1), 54–60.
- Saba Arami¹, Soodabeh Kimyai^{2, 3}, Parnian-Alizadeh Oskoee³, Mehdi Daneshpoooy⁴, S. R. 4, & Mahmoud Bahari⁴, M.-A. K. (2017). Reparability of giomer using different mechanical surface treatments. *J Clin Exp Dent*, 9(4), e520-6.
- SAKU, S., KOTAKE, H., SCOUGALL-VILCHIS, R. J., OHASHI, S., HOTTA, M., HORIUCHI, S., ... YAMAMOTO, K. (2010). Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dental Materials Journal*, 29(2), 193–198. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-050>
- Salz U, B. T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *J. Ahes Dent*, 12(5), 343–371.
- SANGWICHIT, K., KINGKAEW, R., PONGPRUEKSA, P., & SENAWONGSE, P. (2016). Effect of thermocycling on the durability of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin. *Dental Materials Journal*, 35(3), 360–368. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-253>
- Sano H, Shono T, S. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(236), 40.
- Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, M. W., & DH., P. (1995). Nanoleakage:

- leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 20, 18–25.
- Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Takatsu T, C. B. (1995). Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage with in the hybrid layer. *Oper Dent*, 20, 160–167.
- Sauro, S., Adhesives, D. P.-I. J. of A. and, & 2016, undefined. (n.d.). Strategies to stabilise dentine-bonded interfaces through remineralising operative approaches– State of The Art. *Elsevier*. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143749616300628>
- Sced I, W. A. (1980). Polycarboxylic acid hardenable compositions. *British Patent*, 2, 028,855A.
- SCENIHR (Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, 2015). (n.d.). The safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users.
- Self hardening glass carbomer composition. (2004). Retrieved from <https://patents.google.com/patent/US20060217455A1/en>
- Sharafeddin, F., Alavi, A. A., & Zare, S. (2014). Fracture resistance of structurally compromised premolar roots restored with single and accessory glass or quartz fiber posts. *Dental Research Journal*, 11(2), 264–271. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24932200>
- Sharafeddin, F., Alavi, A., journal, S. Z.-D. research, & 2014, undefined. (n.d.). Fracture resistance of structurally compromised premolar roots restored with single and accessory glass or quartz fiber posts. *Ncbi.Nlm.Nih.Gov*. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4052655/>
- Sharafeddin, F., Ghaboos, S.-A., & Jowkar, Z. (2017). The effect of short polyethylene fiber with different weight percentages on diametral tensile strength of conventional and resin modified glass ionomer cements. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(3), e466–e470. <https://doi.org/10.4317/jced.53550>
- Sharafeddin, F., Moradian, M., Dentistry, M. M.-J. of, & 2016, undefined. (n.d.). Evaluation of Shear Bond Strength of Methacrylate-and Silorane-based Composite Resin Bonded to Resin-Modified Glass-ionomer Containing Micro-and.

- Ncbi.Nlm.Nih.Gov*. Retrieved from
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4885672/>
- Shashirekha G, Jena A, H. J. (2012). J. Bond strength of light activated glass ionomer with different conditioners on human dentin. *Int J Sci Technol Res*, 1, 26–29.
- Sheikh Hasani, Y., Paryab, M., Saffarpour, A., Javad Kharazifard, M., & Shahrabi, M. (2017). The Effect of Disinfection with Chlorhexidine on the Shear Bond Strength of Equia Resin-Modified Glass Ionomer Cement to Dentin in Permanent Teeth after Two Thermocycling Protocols. *J Dent Shiraz Univ Med Sci*, 18(4), 265–271. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5702430/pdf/JDS-18-265.pdf>
- Sidhu, S. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian Dental Journal*, 56, 23–30. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01293.x>
- Smales, R. J. . H.-K. Y. (2002). The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence International*, 33(6), 427–432. Retrieved from
<http://eds.b.ebscohost.com/abstract?site=eds&scope=site&jrnl=00336572&asa=Y&AN=37298345&h=BumDD8%2BVHdecUrlIZqPsop3tFrB25UHAuHT5dxuAV6RerVJZN4X3gu3NhLmuiJcEu3sZux7qyzcDyiqEcyG5wQ%3D%3D&crl=c&resultLocal=ErrCrlNoResults&resultNs=Ehost&crlhashurl=login.aspx>
- Somani, R., Jaidka, S., Singh, D. J., & Sibal, G. K. (2016). Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Various Glass Ionomer Cements to Dentin of Primary Teeth: An in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9(3), 192–196. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1362>
- Sun, L., Yan, Z., Duan, Y., Zhang, J., & Liu, B. (2018). Improvement of the mechanical, tribological and antibacterial properties of glass ionomer cements by fluorinated graphene. *Dental Materials*, 34(6), e115–e127. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.02.006>
- Suresh KS, N. J. (2011). Evaluation of shear bond strengths of FUJI II and FUJI IX with and without salivary contamination on deciduous molars– an in vitro study.

- AOSR*, 1(3), 139–145.
- Swift, E. J., & Perdigao, J. (1995). *Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art*. Retrieved from <https://www.researchgate.net/publication/15629846>
- Taher NM, A. N. (2007). Shear Bond Strength of Resin Modified Glass Ionomer Cement Bonded to Different Tooth-Colored Restorative Materials. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8, 2. Retrieved from <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=1747&Type=FREE&TYP=TOP&IN=~eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=151&isPDF=YES>
- Tal, E., Kupietzky, A., Fuks, A. B., Tickotsky, N., & Moskovitz, M. (2017). Clinical Performance of Heat-Cured High-Viscosity Glass Ionomer Class II Restorations in Primary Molars: A Preliminary Study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 41(4), 264–270. <https://doi.org/10.17796/1053-4628-41.4.264>
- Tanumiharja, M., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2000). Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *Journal of Dentistry*, 28(5), 361–366. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(00\)00009-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(00)00009-9)
- Tarasinh, P., Reddy, J. S., Suhasini, K., & Hemachandrika, I. (2015). Comparative Evaluation of Antimicrobial Efficacy of Resin-Modified Glass Ionomers, Compomers and Giomers - An Invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*, 9(7), ZC85-7. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/14364.6237>
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003a). *Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic?* *Journal of the Canadian Dental Association* (Vol. 69). Retrieved from <https://cda-adc.ca/jcda/vol-69/issue-11/726.pdf>
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003b). Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *American Journal of Dentistry*, 16(1), 6–12. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12744405>
- Tay WM, B. M. (1988). Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements. *Biomater*, 9, 454–456.
- Teranaka T, Okada S, H. K. (2001). Diffusion of fluoride ion from giomerproducts into dentin. *Paper Presented at: 2nd Giomer International Meeting*.

- Tiwari, S., & Nandlal, B. (2013). "Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement: an in vitro trial" *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 31(2), 91–95. <https://doi.org/10.4103/0970-4388.115703>
- TORRES, C.P., CICCONE, J.C., RAMOS, R.P., CORONA, S.A., PALMA-DIBB, R. G., & BORSATTO, M. C. (2005). Tensile bond strength of self-etching adhesive systems to primary dentin. *Am J Dent. Am J Dent*, 18(6), 327–332.
- Tu, Y., Lv, M., Xiu, P., Huynh, T., Zhang, M., Castelli, M., ... Zhou, R. (2013). Destructive extraction of phospholipids from Escherichia coli membranes by graphene nanosheets. *Nature Nanotechnology*, 8(8), 594–601. <https://doi.org/10.1038/nnano.2013.125>
- Tyas, M., & Burrow, M. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Australian Dental Journal*, 49(3), 112–121. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2004.tb00059.x>
- Van Duinen, W.; Van Duinen, R. N. (2004). Self hardening glass carbomer composition. *US Patent 20060217455*.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.11.148>
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., J., D. M., & K.L., V. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.10.023>
- Van Meerbek B, De Munck J, Y. Y. B. (2003). Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.*, 28(3), 215–235.
- Vollenweider M, Brunner TJ, Knecht S, et al. (2007). . Remineralization of human dentin using ultrafine bioactive glass particles. *Acta Biomater*, 3(6), 936–943.
- Walia, R., Jasuja, P., Verma, K. G., Juneja, S., Mathur, A., & Ahuja, L. (2016). A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar,

- Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: An in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 34(3), 280–284.
<https://doi.org/10.4103/0970-4388.186746>
- Wang L, Sakai VT, Kawai ES, B. M. (2006). Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cement. *JJ Oral Rehabil.*, 33(2), 110–116.
- Wang, X. Y., Yap, A. U. J., & Ngo, H. C. (2006). Effect of Early Water Exposure on the Strength of Glass Ionomer Restoratives. *Operative Dentistry*, 31(5), 584–589.
<https://doi.org/10.2341/05-106>
- WILLIAMS, J. A., & BILLINGTON, R. W. (1991). Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. *Journal of Oral Rehabilitation*, 18(2), 163–168.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1991.tb00044.x>
- Williams, P. H., Sherriff, M., & Ireland, A. J. (2005). An investigation into the use of two polyacid-modified composite resins (compomers) and a resin-modified glass poly(alkenoate) cement used to retain orthodontic bands. *European Journal of Orthodontics*, 27(3), 245–251. <https://doi.org/10.1093/ejo/cji009>
- Wilson, A. D. (1990). Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. *International Journal of Prosthodontics*, 3(5), p425–429. 5p. Retrieved from
<http://eds.a.ebscohost.com/abstract?site=eds&scope=site&jrnl=08932174&AN=37702962&h=tFrAMS2fENGhBQ9ShMZrwPj4%2BC1TOC1B5cIh4Q7LK4snD7J2p6faPHhGGUr0oyWwvqjbY0xNwc8GYZEp2OqXZQ%3D%3D&crl=c&resultLocal=ErrCrlNoResults&resultNs=Ehost&crlhashurl=login.aspx%3Fdir>
- Wilson, A. D. (1996). A Hard Decade's Work: Steps in the Invention of the Glass-ionomer Cement. *Journal of Dental Research*, 75(10), 1723–1727.
<https://doi.org/10.1177/00220345960750100301>
- Wilson A. D., K. B. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*, 21, (11) 3.
- Wilson and Kent, B. (1972). 88. Glass ionomer cements (GICs) release fluoride ion through the acid-base reaction between ionleachable fluoroaluminosilicate (FASG)

- glass (proton acceptors) and polyalkenoic acid (proton donors) in permeable polyalkenoate matrices. *Dent J*, 132.
- Woolford, M. J. (1994). Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *Journal of Dentistry*, 22(6), 360–363.
[https://doi.org/10.1016/0300-5712\(94\)90089-2](https://doi.org/10.1016/0300-5712(94)90089-2)
- Y. Yoshida, B. van Meerbeek, Y. N. et al. (2000). “Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces, . *Journal of Dental Research*, 79(2), 709–714.
- Yap, A., Tham, S., Zhu, L., dentistry, H. L.-O., & 2002, undefined. (2002). Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27, 259–265. Retrieved from <http://www.jopdentonline.org/doi/pdf/10.2341/1559-2863-27-3-1#page=53>
- Yelamanchili, A., & Darvell, B. W. (2008). Network competition in a resin-modified glass-ionomer cement. *Dental Materials*, 24(8), 1065–1069.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2007.12.005>
- Yiu, C. K. Y., Tay, F. R., King, N. M., Pashley, D. H., Sidhu, S. K., Neo, J. C. L., ... Wong, S. L. (2004). Interaction of Glass-ionomer Cements with Moist Dentin. *Journal of Dental Research*, 83(4), 283–289.
<https://doi.org/10.1177/154405910408300403>
- Yli-Urpo, H., Lassila, L., Närhi, T., Materials, P. V.-D., & 2005, undefined. (n.d.). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Elsevier*. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564104000740>
- Yli-Urpo, H., Lassila, L. V. J., Närhi, T., & Vallittu, P. K. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials*, 21(3), 201–209.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2004.03.006>
- Yoneda, M., Suzuki, N., Masuo, Y., Fujimoto, A., Iha, K., Yamada, K., ... Hirofuji, T. (2012). Effect of S-PRG Eluate on Biofilm Formation and Enzyme Activity of Oral Bacteria. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–6.

<https://doi.org/10.1155/2012/814913>

- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Y. M., & Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, O. (2001). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res*, *80*, 1565–1569.
- Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, I. M., Ogawa T, Van Landuyt KL, Osaka A, Suzuki K, M. S., & B., V. M. (2011). Nano-layering of phosphoric-acid ester monomer at enamel and dentin. *Acta Biomater*, *7*, 3187–3195.
- Zainuddin, N., Karpukhina, N., Hill, R., materials, R. L., & 2009, undefined. (n.d.). A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by ²⁷Al MAS-NMR spectroscopy. *Elsevier*. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956410800198X>
- Zainuddin, N., Karpukhina, N., Law, R. V., & Hill, R. G. (2012). Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR Spectroscopy. *Dental Materials*, *28*(10), 1051–1058. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.06.011>
- Zhang, L., Liu, W., Yue, C., Zhang, T., Li, P., Xing, Z., & Chen, Y. (2013). A tough graphene nanosheet/hydroxyapatite composite with improved in vitro biocompatibility. *Carbon*, *61*, 105–115. <https://doi.org/10.1016/J.CARBON.2013.04.074>
- Zhang, L., Tang, T., Zhang, Z., Liang, B., Wang, X., & Fu, B. (2013). Improvement of enamel bond strengths for conventional and resin-modified glass ionomers: acid-etching vs. conditioning. *Journal of Zhejiang University SCIENCE B*, *14*(11), 1013–1024. <https://doi.org/10.1631/jzus.B1300034>
- Zhang, S., & Kern, M. (2009). The Role of Host-derived Dentinal Matrix Metalloproteinases in Reducing Dentin Bonding of Resin Adhesives. *International Journal of Oral Science*, *1*(4), 163–176. <https://doi.org/10.4248/IJOS.09044>
- Zoergiebel, J., & Ilie, N. (2013). Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clinical Oral Investigations*, *17*(2), 619–626. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0733-1>

ÖZGEÇMİŞ

25 Haziran 1991'de Sakarya'da doğdum. Lise öğrenimimi 2009 yılında Ankara Bahçelievler Anadolu Lisesi'nde tamamladım.

20010 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2015 yılında mezun oldum.

2016 Ocak ayında Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: dtmmerrvve@gmail.com

Telefon numarası: 0(546) 435 87 15

EKLER**Ek 1**

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - 143
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 21.03.2017
Toplantı No : 2017/03
Proje No : 17-KAEK-027

10.05.2017

Sayın, Yrd.Doç.Dr. Hakan GÖKTÜRK

Etik Kurulumuzun 21.03.2017 tarihli toplantısında görüşülen 17-KAEK-027 numaralı “Cam İyonomer Esash Güncel Restoratif Materyallerin Sağlam Dentine Olan Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması” başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Doç. Dr. Resul YILMAZ
Başkan





