



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANA KATILAN
POLİPROPİLEN LİFLERİN, KIRILMA DAYANIMI,
BAĞLANMA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE OLAN
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

CEREN ÖZTÜRK

**DOKTORA TEZİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
2016**

**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANA
KATILAN POLİPROPİLEN LİFLERİN,
KIRILMA DAYANIMI, BAĞLANMA VE
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE OLAN
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

CEREN ÖZTÜRK

DOKTORA TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. FATİH ÖZNURHAN**

**SİVAS
2016**

“Geleneksel Cam İyonomer Simana Katılan Polipropilen Liflerin, Kırılma Dayanımı, Bağlanma Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Olan Etkisinin Araştırılması” adlı **Doktora** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan

Prof.Dr. Nurhan ÖZTAŞ

Üye

Prof.Dr. Ayşegül ÖLMEZ

Üye

Doç.Dr. Arife KAPDAN

Üye

Yrd.Doç.Dr. Ziyet ÇINAR

Üye (Danışman)

Doç.Dr. Fatih ÖZNURHAN

ONAY

Bu tez çalışması, 11.11.2016 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zübeyda AKIN POLAT
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRÜ

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Çalışma sırasında bana destek olan danışman hocam Doç. Dr. Fatih ÖZNURHAN'a,

Aileme ve tüm arkadaşlarıma...

ÖZET

GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANA KATILAN POLİPROPİLEN LİFLERİN, KIRILMA DAYANIMI, BAĞLANMA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Ceren ÖZTÜRK

Doktora Tezi

Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Danışman: Doç.Dr. Fatih ÖZNURHAN

2016

Cam iyonomer simanlar, diş hekimliğinde oldukça ilgi gören ve sık kullanılan materyallerdir. Ancak mekanik dayanıklılıklarının düşük olması kullanım alanlarını kısıtlamaktadır. Yapılan bu çalışma, geleneksel cam iyonomer simana (Toz-Likit) farklı oranlarda katılan polipropilen liflerin bağlanma, kırılma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmada kontrol grubu ve ağırlıkça %1, %3, %5 oranlarında, ortalama 0,5-1 mm uzunluğunda polipropilen lif katılmış cam iyonomer simanların kırılma dayanımı yüzey pürüzlülüğü ve süt dişi dentinine bağlanma dayanımı sonuçları araştırıldı. ASTM-E 399-90 standardına uygun olacak şekilde 25 x 2.5 x 5 mm boyutlarında ve ortasında 0.5 mm genişlik-2.5 mm uzunluğunda çentiğe sahip, her bir grupta 10'ar olmak üzere toplam 40 örnek kırılma dayanımı testine tabi tutuldu. Yüzey pürüzlülüğü deneyi için her bir grupta 10'ar olmak üzere toplam 40 adet çapı 10 mm ve kalınlığı 2 mm olan örnekler elde edildi. Bu örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Kontrol grubu ve ağırlıkça %1, %3, %5 oranında polipropilen lif ilave edilmiş cam iyonomer simanlar 24 adet çekilmiş insan süt molar dişi dentinine uygulandı ve her bir diştten elde edilen en ideal 2 adet 1x1mm² 'lik çubuk, her grupta 12 çubuk olacak şekilde ayrıldı. Elde edilen örneklerin bağlanma dayanımı değerleri incelendi. Bağlanma testi sonrası kırılan örneklerin kırılma yüzeyleri ve kırılma tiplerinin değerlendirilmesi, yüzeylerin kimyasal yapısının incelenmesi Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-ışınları spektrometre cihazı (EDS) ile yapıldı. Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 20 ile değerlendirildi. Verilerin normallik testleri Shapiro-Wilk testi ile yapılmış olup, veriler normal dağıldığı için

gruplar arasındaki karşılaştırmalara Anova testi ile bakıldı. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanıldı.

Geleneksel cam iyonomer simana, %3 oranında polipropilen lif ilavesinin kırılma dayanımı değerini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı ($p<0.05$), polipropilen lif yüzdesi arttıkça yüzey pürüzlülüğü değerinin anlamlı derecede artış gösterdiği ve %5 oranında polipropilen lif ilave edilmiş grupta (Grup 4) yüzey pürüzlülüğü değerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu ($p<0.05$). Kopma tiplerinin incelenmesinde kontrol grubu (Grup 1) ve %3 oranında polipropilen lif ilave edilmiş grupta (Grup 3) %70 Adeziv; %1 oranında polipropilen lif ilave edilmiş (Grup 2) ve %5 oranında polipropilen lif ilave edilmiş grupta (Grup 4) %50 Adeziv, %40 mix tipte kopma olduğu görüldü. Tüm gruplarda adeziv kırık tipi yaygın olarak görüldü. Süt dişi dentinine olan bağlanma değerlerinde anlamlı farklılık gözlemlenmedi ($p>0.05$).

Cam iyonomer simana %3 oranında polipropilen lif ilave edildiğinde kırılma dayanımının anlamlı derecede arttığı bununla birlikte katılan polipropilen lif yüzdesinin artmasının simanın yüzey pürüzlülüğüne negatif etkisinin olduğu ve simanın süt dişi dentinine olan bağlanmasını etkilemediği sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Cam iyonomer siman, polipropilen, kırılma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü, bağlanma dayanımı

ABSTRACT

EVALUATION THE EFFECT OF POLYPROPYLENE FIBERS ADDITION INTO GLASS IONOMER CEMENT ON FRACTURE TOUGHNESS, BONDING AND SURFACE ROUGHNESS

Ceren ÖZTÜRK

Ph.D Thesis

Department of Restorative Dentistry

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Fatih ÖZNURHAN

2016

Glass ionomer cements have found high interest and are often used in dentistry. However, low mechanical strength of these materials limits their usage. The purpose of this in vitro study is to determine if short fibers (polypropylene) can be used as a reinforcing agent for glass ionomer cement and their effect on surface roughness and bonding.

In the present study, control group and %1, %3, %5 ratio of polypropylene fibers by weight incorporated into the powder of conventional glass ionomer cement (0,5-1 mm in length) and then fracture toughness, surface roughness values and tensile strength values for primary tooth dentine were calculated. 10 samples were obtained for each group which are 25 mm in length, 5mm in width, 2.5 mm in thickness for the fracture toughness test. In the middle of the sample there was a notch which was 2.5 mm in length 0.5 mm in width. 10 samples were obtained for each group which are 10 mm in diameter and 2 mm in thickness for the surface roughness test. Control group and glass ionomer cement including %1, %3, %5 ratio of polypropylene fibers applied to 24 extracted human primary molar dentine and then samples (1x1 mm² in size) obtained for bonding test. There were 12 samples in each group. Bonding values were calculated, too. The fractured surface analyses of samples from microtensile bond strength test was performed scanning electron microscope (SEM) and energy dispersive x-ray spectrometer (EDS). The data obtained from the experiments were analyzed with the one way analyses of variance (ANOVA) technique and for normality test Shapiro-Wilk technique was used. 0,05 was used for significance level.

It was observed that the incorporation of %3 polypropylene fiber to glass ionomer cement significantly increased the fracture toughness ($p < 0.05$). Surface roughness values are significantly highest in group 4 (%5 polypropylene fiber incorporated) ($p < 0.05$). Fracture types of samples are; %70 adhesive in control group (Group 1) and %3 polypropylene fiber incorporated group (Group 3). %50 adhesive and %40 mix type in %1 polypropylene fiber incorporated group (Group 2) and %5 polypropylene fiber incorporated group (Group 4). There was no significant difference for bond strength of dentine values between groups ($p > 0.05$).

It was observed that the incorporation increased percentage of polypropylene fiber to glass ionomer cement increases the surface roughness and incorporation %3 percentage of polypropylene fiber to glass ionomer gives optimal values for fracture toughness. Incorporation of polypropylene fiber to glass ionomer cement doesn't affect the bonding to primary tooth dentine.

Key Words: Glass ionomer cement, polypropylene, fracture toughness, surface roughness, bonding strength

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim süresince bana emek veren, bilgisi ve tecrübesinden birçok şey öğrendiğim, hayatımın her alanında desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, öğrencisi olmaktan onur duyduğum çok değerli hocam ve tez danışmanım Sn. Doç. Dr. Fatih ÖZNURHAN 'a

Lisans ve doktora eğitimim süresince desteğini esirgemeyen, bilgileriyle ışık tutan, her zaman yanımda olan değerli hocalarım Doç. Dr. Arife KAPDAN, Doç. Dr. Murat ÜNAL ve Yrd. Doç. Dr. Burak BULDUR'a

Lisans ve Doktora eğitimim boyunca desteğini hissettiğim, bilgilerini paylaşan C.Ü. Diş. Hek. Fak. Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ ve Yrd. Doç. Dr. Gülşah AKIN'a

Tezimin kurgulanmasında fikirlerini sunan, polipropilen fiberleri elde etmeme yardımcı olan Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT'a

Çalışmamın yüzey pürüzlülüğü testi kısmında yardımlarını ve bilgilerini paylaşan Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Hakan AKIN'a

Çalışmamın istatistik bölümünde emeği geçen çok sevdiğim hocam C.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sn. Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a

Tezimin deney aşamasında destek verip yardımcı olan Sn. Murat AKBULUT'a

Maddi-manevi desteklerini her zaman hissettiğim, hayatımın her alanında yardımlarını esirgemeyen Araş. Gör. Tuğba ARI ve Araş. Gör. Özgül CARTI' ya

Çalışmaktan keyif aldığım tüm çalışma arkadaşlarıma

Beni sonuna kadar destekleyen aileme, eşime ve Sn. Gülten Gülmez'e

Gelişleyle hayatıma anlam katan biricik kızım Nil Sare'ye en içten sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇ KAPAK.....	i
ONAY.....	ii
YÖNERGE.....	iii
İTHAF.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
SİMGELER DİZİNİ.....	xv
KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Diş Çürüğü.....	3
2.2 Süt Dişlerinde Çürük Restorasyonu ve Kullanılan Materyaller	3
2.3 Cam İyonomer Simanlar	4
2.3.1 Cam İyonomer Simanların Gelişimi	4
2.3.2 Cam İyonomer Simanların Kullanım Şekline Göre Sınıflandırılması	6
2.3.3 Cam İyonomer Simanların İçeriğine Göre Sınıflandırılması.....	6
2.3.3.1 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanlar	7
2.3.3.1.1 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Avantaj ve Dezavantajları.....	12
2.3.3.1.2 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Endikasyon ve Kontraendikasyonları	13
2.3.3.1.3 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanın Özellikleri.....	14
2.3.3.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)	19
2.3.3.3 Yüksek Viskoziteli (Kondanse Edilebilen) Cam İyonomer Simanlar.....	205
2.3.3.4 Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Kompomerler).....	21
2.3.4. Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin Arttırılması	21

2.4. Polipropilen Hakkında Genel Bilgiler.....	27
2.5. Cam İyonomer Simanın Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi.....	31
2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X Işını Analizi (EDS).....	31
2.6. Cam İyonomer Simanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi.....	32
2.6.1. Kırılma Dayanımı (Fracture Toughness) Testi.....	32
2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü Testi.....	33
2.6.3. Bağlanma Kuvveti Testleri.....	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
3.1. Toz Karışımların Hazırlanması.....	37
3.2 Kırılma Dayanımı Deneyi.....	39
3.3 Yüzey Pürüzlülüğü Deneyi.....	41
3.4. Mikro Gerilme Testi (Bağlanma Dayanımı Testi).....	43
3.5 İstatistiksel Analiz.....	46
4. BULGULAR.....	47
4.1 Kırılma Dayanımı Sonuçları.....	47
4.2 Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları.....	48
4.3 Mikro Gerilme Testi (Bağlanma Dayanımı) Sonuçları.....	49
4.4 SEM ve EDS Analizi Sonuçları.....	51
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇLAR.....	75
KAYNAKLAR.....	76
ÖZGEÇMİŞ.....	91

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1: Cam iyonomer simanın sertleşme fazları [3].....	9
Şekil 2: Piyasadaki yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanlara örnekler	20
Şekil 3: Yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanın gözenekli yapısı (Taramalı elektron mikroskopunda 700x büyütme) [101].....	23
Şekil 4: Polipropilen'in yapısında bulunan atomların dizilişi	27
Şekil 5: Kısa polipropilen fiberlerin görüntüsü	30
Şekil 6: EDS analizi sonucu bilgisayar tarafından oluşturulan grafik	32
Şekil 7: Gerilim-gerilme eğrisi. A'daki taralı alan reziliensi, B'deki taralı alan tokluğu ifade etmektedir.....	33
Şekil 8: Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman.....	37
Şekil 9: a. Polipropilen fiber b. Polipropilen fiberin kesilmiş hali	38
Şekil 10: Hassas dijital terazi.....	38
Şekil 11: Kırılma dayanımı deneyi için hazırlanan örneklerin ASTM E 399-90 standardına göre şekilleri	39
Şekil 12: a. Kırılma dayanımı testi için hazırlanan silikon kalıp b. Kalıptan elde edilen örnek.....	39
Şekil 13: Örneklerin kumpasla ölçülmesi	40
Şekil 14: Kırılma dayanımı deneyinde kullanılan test cihazı	40
Şekil 15: Yüzey pürüzlülüğü deneyi için kullanılan kalıp ve hazırlanan örnek	41
Şekil 16: Profilometre cihazı	42
Şekil 17: Örneklerin yüzey profilometresi ile yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi.....	43
Şekil 18: a. Akrilik bloğa gömülen örnek b. Cam iyonomer simanın örneğe uygulanmış hali	44
Şekil 19: Mikrocut cihazına yerleştirilen örnek.....	44
Şekil 20: Bukkolingual boyutta kesilen örnek	45
Şekil 21: 1 mm ² kesitte elde edilen çubuk	45
Şekil 22: Elde edilen çubuğun mikrogirilim cihazına yerleştirilmesi	45
Şekil 23: Kırılma dayanımı testi bulgularının ortalama değerleri	48
Şekil 24: Yüzey pürüzlülüğü testi bulgularının ortalama değerleri	49

Şekil 25: Bağlanma dayanımı testi bulgularının ortalama değerleri.....	50
Şekil 26: Gruplara göre kopma tiplerinin dağılımları grafiği	50
Şekil 27: GRUP 2'nin X150 büyütmede kopma bölgesinin görüntüsü.	51
Şekil 28: GRUP 3'nin X150 büyütmede mix kopma görüntüsü.	51
Şekil 29: GRUP 4'nin kırılma bölgesindeki X150 büyütmedeki görüntüsü.	52
Şekil 30: GRUP 2'nin X500 büyütmedeki kopma görüntüsü	52
Şekil 31: GRUP 4'ün kopma bölgesindeki X1500 büyütmedeki görüntüsü.....	53
Şekil 32: 10 mm çap ve 2 mm kalınlıktaki GRUP 2 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.....	53
Şekil 33: GRUP 3 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.	54
Şekil 34: GRUP 3 örneğinden alınan kesitin X1500 büyütmedeki görüntüsü	54
Şekil 35: GRUP 4 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.	54
Şekil 36: GRUP 4 örneğinden alınan kesitin X1500 büyütmedeki görüntüsü	55
Şekil 37: GRUP 1'in EDS analiz grafiği	55
Şekil 38: GRUP 2'nin EDS analiz grafiği	55
Şekil 39: GRUP 3'ün EDS analiz grafiği	56
Şekil 40: GRUP 4'ün EDS analiz grafiği	56

TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1: Cam iyonomer simanın tozunu oluşturan bileşenler ve ağırlıkça yüzdeleri	7
Tablo 2: 20-60 ⁰ C arasında diş dokularının ve restoratif materyallerin termal genişleme katsayıları	16
Tablo 3: Polipropilen fiberlerin fiziksel özellikleri [185].....	29
Tablo 4: Çalışmada kullanılan cam iyonomer simanın özellikleri	36
Tablo 5: Çalışmada kullanılan polipropilen fiberlerin özellikleri	37
Tablo 6: Toz karışımların isimlendirilmesi	38
Tablo 7: Gruplar arasında kırılma dayanımı bulguları dağılımı ve Anova tablosu	47
Tablo 8: Gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü bulguları dağılımı ve Anova tablosu....	48
Tablo 9: Gruplar arasında bağlanma dayanımı bulguları dağılımı	49
Tablo 10: Gruplara göre kopma tiplerinin dağılımları tablosu	50

SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
Ag	Gümüş
Al₂O₃	Alümina (Alüminyum Oksit)
Al⁺³	Alüminyum
Ca⁺²	Kalsiyum
COO⁻	Karboksil
K⁺	Potasyum
La⁺³	Lantan
NH₂	Amino
OH⁻	Hidroksil
Pd	Palladyum
SiO₂	Silika
Sn	Kalay
Sr⁺²	Stronsiyum
Zn⁺²	Çinko
A	Alfa
β	Beta
\bar{x}	Ortalama
S	Standart sapma

KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Ark.	Arkadaşları
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
ASPA	Alümino-Silikat-Poliakrilik-Asit
ASTM	Amerika malzeme tecrübeleri kurumu
CİS	Cam İyonomer Siman
GRUP 1	Kontrol Grubu
GRUP 2	% 1 Polipropilen Fiber İçeren Siman Tozu
GRUP 3	% 3 Polipropilen Fiber İçeren Siman Tozu
GRUP 4	% 5 Polipropilen Fiber İçeren Siman Tozu
Cm	Santimetre
dk	Dakika
EDS	Enerji Dağılımlı X Işını Analizi
HA	Hidroksiapatit
HDPE	Yüksek Yoğunluklu Polietilen
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
hf	Hafta
KN	Kilonewton
LDPE	Düşük Yoğunluklu Polietilen
Mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
NVC	N-vinylcaprolactam
pH	Power of Hydrogen
ppm	Parts per million
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
sa	Saat
UV	Ultraviyole
µm	Mikrometre

1. GİRİŞ

Çürükten dolayı harabiyete uğramış diş dokusunun yerine geçebilecek birçok dental materyal bulunmaktadır. Amacına uygun olarak kullanılan bu materyallerle estetik ve fonksiyonel olarak istenilen sonuca ulaşılması mümkündür. Pedodontide kullanılan restoratif materyallerde aranan özelliklerin başında biyouyumluluk, kolay uygulanabilirlik ve mekanik dayanıklılık gelmektedir. Bu ihtiyaçların tümünü karşılayan materyallerin araştırması halen sürmektedir.

Cam iyonomer simanlar; kavite hazırlığı gerektirmeden dişe bağlanma, biyouyumluluk, kolay uygulanma ve flor salımına bağlı antikaryojenik özellikleri nedeniyle pedodontide tercih edilen materyallerdir. Fakat nem hassasiyeti, yüksek çözünürlük, düşük bağlanma dayanımı, kırılma direncinin düşük olması gibi sebepler kullanımını kısıtlamaktadır. Cam iyonomer simanın dikey kuvvetlere dayanıksızlığından dolayı posterior restorasyonlardaki başarısızlığını gidermek amacıyla gerek toz/likit oranını değiştirerek gerek tozuna, gerekse de likitine çeşitli maddeler ilave ederek, ısı vererek güçlendirme yolu izlenmiştir.

Cam iyonomerin gücünü arttırmak için genellikle kullanılan yöntem tozunun bileşenlerini çeşitli yollarla modifiye etmektir. Florid, sodyum içeriğini, alüminyum-silika oranını değiştirmek, cam ve hidroksiapatit gibi biyoaktif bileşenleri eklemek ve gümüş-kalay alaşımı, altın, platinyum, paladyum, paslanmaz çelik gibi metal partikülleri ya da karbon-çelik-cam fiberler katarak güçlendirmek bunlara örnek olarak verilebilir [1]. Esneme dayanımı, sertlik, aşınma direnci, kırılma dayanımını iyileştirmek için yakın bir zamanda çinko ile güçlendirilmiş cam iyonomer restoratif materyali ortaya çıkmıştır [2].

Alümina, zirkonya, silikon karpit, karbon fiber ya da metal partiküllerinin kullanıldığı önceki çalışmalar umut vaat edici sonuçlar vermiştir [3].

Baryum sülfat ve ytterbiyum florid eklenen geleneksel cam iyonomer simanın gücü ve reaktivitesi araştırılmış ve materyalin iyileştirilmesinde kullanılabileceği bildirilmiştir [4].

Kalsiyum montmorillonite ve organik modifiye montmorillonite kilinin cam iyonomer restoratif materyaline katılarak güçlendirici etkisinin olup olmadığını değerlendirildiği çalışmada, eklenen bu materyallerin cam iyonomer simanın performansını arttırabileceği bildirilmiştir [5].

Yapılan bu çalışmada geleneksel cam iyonomer simana değişik oranlarda katılan polipropilen fiberlerin cam iyonomer simanın kırılma dayanımı, bağlanma ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerinin in vitro olarak araştırılması amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Çürüğü

Kompleks bir yapıda olan mikrobiyal dental plağın diş yüzeyleri üzerinde birikmesi ve etkili bir şekilde uzaklaştırılmaması sonucunda, içeriğindeki mikroorganizmalar toksik ürünleri ile ağız sağlığının bozulmasına neden olmaktadır [6]. Buna bağlı olarak diş yapısını patolojik olarak etkileyen diş çürüğü, sık görülen enfeksiyöz bir hastalıktır. Diş çürüğüne sebep olan bakteriler fermente edilebilir karbonhidratları bir enerji kaynağı olarak kullanırlar ve bu kullanım sonunda laktik ve asetik asit oluştururlar. Diş plağında bu tür bakterilerin bulunması durumunda oluşan asit diş sert dokularında çözünmelere sebep olur [7, 8]. Süt dişlerinin okluzal yüzeylerindeki fissür derinliğinin az olması ve ara yüzeylerinin nokta değil daha düz bir biçimde sonlanması ile daimi dişlerden anatomik olarak farkı söz konusudur. Süt dişlerinin kontakt alanları daha düz olduğu için okluzalden ziyade aproksimal yüzeyde daha geniş kavitelere rastlamak mümkündür [9].

2.2 Süt Dişlerinde Çürük Restorasyonu ve Kullanılan Materyaller

Süt dişlerinin restorasyonunda kullanılan materyallerin özellikleri daimi dişlerde kullanılan materyallerden birtakım farklılıklar göstermektedir. Bu konuda yeni ve daha iyi restoratif materyaller üzerinde sürekli çalışılarak günümüze kadar birçok gelişme kaydedilmiştir [10].

Restoratif materyallerde aranılan özelliklerin başında biyouyumluluk, uzun ömürlülük, dayanıklılık, fonksiyon ve estetiği sağlama gelmektedir. Süt dişi restoratif materyallerinde ise kolay ve hızlı uygulanabilirlik ön plana çıkmaktadır. Süt dişlerinin mine ve dentin dokusunun daha ince olması sebebiyle kavite preparasyonunun daha sığ olması gerekmekte ve dolayısıyla kullanılacak materyalin dişte fazla madde kaybı yapmayan, adezyonu iyi olan bir materyal olması gerekmektedir [9]. Süt dişlerinin aproksimallerinde rastladığımız geniş kavite restorasyonunun dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir ve süt dişlerinin servikal bölgesinin aşırı konturlu olması ile matriks takılmasının çocuk hastanın kooperasyonunun bozulması söz konusu olabilir [11].

Bir civa alaşımı olan amalgam; ekonomik olması, uygulama kolaylığı, dayanıklılığı, bakteriyostatik etkilerinden dolayı 150 yıldan beri dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır [12]. Fakat son zamanlarda estetik, çevre kirliliği, sağlığa zararlı etkisi gibi kaygılardan dolayı popülaritesini yitirmiştir. Bunun yanı sıra, diş

yüzeylelerine kimyasal adezyonunun olmaması ve buna bağlı mikrosızıntı amalgamın dezavantajlarından [12, 13]. Fazlaca dezavantajının olması özellikle de civa toksisitesi riski nedeniyle çocuk diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanımını tavsiye etmeyen araştırmacılar bulunmaktadır. Bütün bu olumsuzluklar ve kavite hazırlığı aşamasında minimal invaziv yaklaşıma ters düşmesi nedeniyle kullanımı sınırlıdır [14].

Amalgamın estetik olmaması nedeniyle 1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiş olan silikat siman ilk şeffaf estetik dolgu maddesidir. Toz ve likit karışımından oluşur. En önemli özelliği antikaryojenik olmasıdır ve bu yüzden çürük aktivitesi fazla olan hastalar için önerilir. Fakat günümüzde pek kullanılmayan bir materyaldir [15, 16].

Rezin materyalin asitle pürüzlendirilmiş mineye bağlanması fikrinin ortaya atılmasıyla, mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezin 1962 yılında Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır [15, 16]. Kompozit rezinler amalgama alternatif olarak üretilmiş olup zaman içerisinde önemli gelişmeler kaydetmiştir. Uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılmaktadır ve diş sert dokularına iyi adezyon, geliştirilmiş fiziksel ve estetik özellikler gibi avantajlara sahiptir [17]. Kompozit rezinlerin yapılarının geliştirilmesine karşın, ömürlerinin amalgama oranla kısa olması, renk değiştirmesi ve mikrosızıntısı materyalin kullanımını kısıtlamaktadır [18].

2.3 Cam İyonomer Simanlar

2.3.1 Cam İyonomer Simanların Gelişimi

Diş dokularına kimyasal adezyon sağlayan ilk siman olan polikarboksilat siman 1968 yılında Dennis Smith tarafından geliştirilmiş olup likitindeki poliakrilik asitin üzerine yapılan çalışmalarda diş dokularına kimyasal adezyonu ile kalsiyuma bağlanabildiği, kollajen gibi organik polimerlerle hidrojen bağları oluşturduğu görülmüştür [19, 20]. Ön dişlerin restorasyonunda kompozite alternatif olarak kullanılan silikat simanların cam tozu, flor içeren bir eritici ile kullanılmakta olup içeriğindeki asitin pulpaya etkileri en aza indirgenmeye çalışılmıştır [9, 21]. Özellikle süt azıllarda yeterli çiğneme fonksiyonu sağlayacak mekanik özelliklere ve minimal preparasyona olanak sağlayan adeziv özelliğe sahip olan cam iyonomer simanlar ilk

olarak 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından silikat simanı sistemi ile poliakrilat siman sisteminin bir araya getirilmesi sonucu elde edilmiştir [22].

Flor salımı ve adeziv özelliği nedeniyle pedodontide tercih edilen bir materyaldir [22]. Cam iyonomer simanların polikarboksilat siman, kompozit ve silikat simanın kombinasyonu olarak tanımlanmasında silikat simanların düşük termal genleşme katsayısı, yüksek aşınma direnci, antikaryojenik etkisi ile kompozit rezinin estetik özelliği, polikarboksilat simanın diş yapısına iyi bağlanması gibi özelliklerin bir araya getirilmesinin amaçlanması etkili olmuştur [23-26].

Cam iyonomer simanların yapısı, polikarboksilik asitler ve iyon salan camlara bağlı su molekülleridir ve esas olarak fluoroalüminosilikat cam ve poliakrilik asitin asit-baz reaksiyonunun bir ürünü olup alümino-silikat-poliakrilik-asit (ASPA) olarak tanımlanmıştır [27]. Bu iki yapının değişik kombinasyonları kullanılarak ASPA'nın türleri elde edilmiştir. İlk geliştirilen siman ASPA I yavaş donması ve klinik kullanıma uygun olmamasından dolayı yaygınlaşmamıştır. Sertleşme süresinin uzunluğu, çalışma güçlüğü ve fazla opak olmasından dolayı ASPA I'in likitine %5'lik tartarik asit ilave edilerek daha hızlı donan ASPA II siman elde edilmiş ve klinik olarak daha başarılı bulunmuştur [28,29]. Bu siman, mine ve dentine kimyasal bağlanma iyileştirilerek materyalin zayıf asit ataklarına karşı yüzey bütünlüğü korunması amacıyla elde edilmiştir. ASPA II deki poliasitten kaynaklı hidrojen bağları arasındaki % 50 oranında jelleşmenin önlenmesi amacıyla poliakrilik asit solüsyonuna metil alkol eklenerek ASPA III siman elde edilmiş fakat ağız ortamında renklenmesi kullanım alanını kısıtlamıştır [24, 30]. Bu sorunun çözümü için likitine itakonik asit ilave edilerek ASPA IV geliştirilmiştir [28]. ASPA IV de hidrojen bağlanmasının istenilen düzeyde olmasından dolayı homojen bir yapısının olması klinik açıdan istenilen özelliklere sahip olduğunu göstermektedir ve ince granüllü şekli ile fissür örtücü ve yapıştırma ajanı olarak kullanılan bir materyal olmuştur [30]. Debrislerin uzaklaştırılması ve adezyonun artırılması için dişin yüzeyine sitrik asit sürülmesi önerilmiştir [31]. Asidin kurutulup cam tozuna katılmasıyla elde edilen ASPA V'te donma süresi kısaltılmış, dayanıklılığı artırılmıştır [28].

ASPA, silikat simanla polikarboksilat simanların kombinasyonu şeklindedir. Bağlanması polikarboksilat simanla benzerdir. Estetik olarak cam iyonomer simanların saydam olması polikarboksilat simana göre avantajdır. Her iki siman aynı

dayanıklılığa sahiptir fakat cam iyonomer simanların yüzey özellikleri daha üstündür ve asit ataklarına daha dirençlidir [32].

Cam iyonomer simanların düşük aşınma direnci, kırılma direnci, neme hassasiyetinin olması, başlangıç donma süresinin uzun olması 1980'lerin ortalarına kadar kabul görmemesine neden olmuştur [33]. Bu dönemde amalgamın civadan dolayı güvenilirliği tartışılmaktayken amalgama alternatif olarak güvenilir bir materyal olan cam iyonomerler karşımıza çıkmaktadır. Uygulanmalarındaki teknik hassasiyetten dolayı daha çok kaide maddesi, siman, kor, kök kanal dolgu materyali olarak kullanılmakta olan cam iyonomerler günümüzde ise sıklıkla erozyon ve abrazyon lezyon tedavisinde, fissür örtücü olarak, yapıştırma simanı olarak, restorasyon ömrünün çok uzun süreli olması beklenmeyen süt dişi kavitelelerinde kullanılmaktadır [34]. Biyouyumluluğu, mine ve dentine iyi adezyonu, flor salımı sayesinde çürük önleyici etkisi ile diğer restoratif materyallere göre üstün özellikler göstermektedir [35-38].

Cam iyonomer simanların sınıflandırılmasında birçok sınıflandırma sistemi bulunmaktadır.

2.3.2 Cam İyonomer Simanların Kullanım Şekline Göre Sınıflandırılması

Cam iyonomer simanlara istenilen fonksiyonun verilebilmesi için simanın toz partikül boyutlarında, toz likit oranında çeşitli değişiklikler yapılmıştır. Tip I cam iyonomer siman kron-köprü ve ortodontik bant simantasyonunda, Tip II cam iyonomer simanlar restoratif materyal olarak, Tip III cam iyonomer simanlar kaide maddesi ve fissür sealant olarak, Tip IV cam iyonomer simanlar kanal dolgu patı olarak kullanılmaktadır [39, 40].

2.3.3 Cam İyonomer Simanların İçeriğine Göre Sınıflandırılması

İçeriğine göre cam iyonomer simanlar;

- Konvansiyonel cam iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar
- Kompomerler (poliasit modifiye kompozit rezinler) olarak

sınıflandırılmaktadır [41].

2.3.3.1 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanlar

Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan bu siman florealüminosilikat cam tozu ve poliasidin sulu solüsyonu arasındaki asit baz reaksiyonunun ardından sertleşen su bazlı bir materyaldir [42].

Tozunun Yapısı

Konvansiyonel cam iyonomer simanın tozu esasen asitte çözünebilen kalsiyum florealüminosilikat camdır [43]. Erimiş alümina (Al_2O_3), silika (SiO_2), metal florür, metal oksit, metal fosfatın $1100^{\circ}C$ ile $1500^{\circ}C$ ye ısıtılarak hazırlanması ile oluşmaktadır [42]. Eriyen materyal çelik bir zeminde soğutulur. Karışım kırmızı bir hal aldığı anda suyla doyurulur ve süt beyazı renğinde cam halini alır. Oluşan cam hamuru yapıştırma materyalleri için 20 mikrona, restoratif materyaller için 45 mikrona öğütülür [44, 45]. Simanın içeriği Tablo 1'de gösterilmiştir [46].

Tablo 1: Cam iyonomer simanın tozunu oluşturan bileşenler ve ağırlıkça yüzdeleri

Kompozisyonu	Ağırlıkça Yüzdesi
SiO_2	35.2
Al_2O_3	20.1
CaF_2	20.1
AlF_3	2.4
NaF	3.6
$AlPO_4$	12.0

Cam iyonomer tozundaki metal iyonları alüminyum (Al^{+3}), kalsiyum (Ca^{+2}), potasyum (K^{+}), lantan (La^{+3}), çinko (Zn^{+2}) ve stronsiyumdur (Sr^{+2}) [47, 48]. Fosfat ve florid simanın üretimi sırasında erime ısını düşürmekte, simanın sertleşme özelliklerini değiştirerek dayanıklılığını arttırmakta ve şeffaf bir yapı kazandırmaktadır. Lantan oksit ve stronsiyum oksit radyoopasiteyi sağlarken, bunlarla beraber ilave edilen baryum sülfat ve çinko oksit cam bileşimi içinde olmamak kaydıyla cam tozuna eklenmektedir. Camın ana yapısını alüminyum oksit ve silisyum dioksit oluşturmaktadır. Bu ana yapı üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir

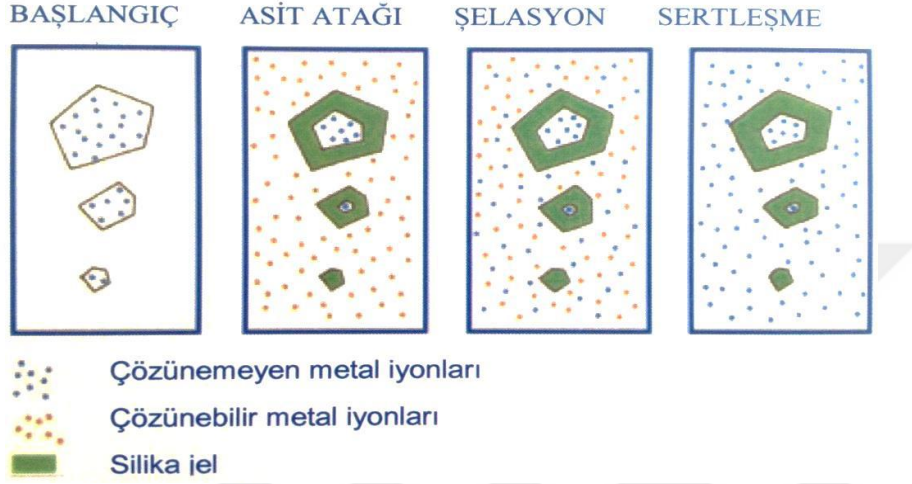
yapıdır. Al^{+3} bu yapının merkezinde bulunan silika iyonunun yerine yerleşebilmektedir. Sistemdeki nötralizasyonun sağlanması için alkali iyonlar Al^{+3} iyonlarının çevresinde yer alırlar. Bu alkali iyonlar modifiye olmuş iyon gibi çalışarak silikat yapının molekül ağırlığını azaltırlar ve yüksek tepkimeli poliasitli cam oluşumunu sağlarlar [42]. Negatif yüklenmiş olan flor ve fosfat iyonları tetrahedral silika yapısında yer almazlar. Floroalüminosilikat, simana flor bileşikleri ilave edilmeksizin salınan flor açısından eşsiz bir özellik kazandırmaktadır. Sertleşen simandan salınan florun ana kaynağı siman matriksinin olduğu ve salınan florun kaynağını bir kısmının camın kor kısmından aldığı düşünülmektedir. Camın kor yapısındaki bu flor siman matriksine diffüze olup yavaşça salınmaktadır. Bu sırada simanın fiziksel yapısı da bozulmamaktadır [29, 42].

Likitinin Yapısı:

Cam iyonomer simanlarda floroalümino silikat cam ile reaksiyona giren poliasit genel olarak polikarboksilik asittir. Cam iyonomer simana ilave edilen asitler poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit- maleik asit kopolimeri, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit - 2 büten dikarboksilik asit kopolimeri ve polivinil fosforik asittir. Poliasit ya solüsyon şeklinde likitin parçasıdır ya da kurutulup dondurulmuş toz olarak simana eklenir. Toz olarak katıldığında likit sadece sudan oluşmaktadır. Poliasidin reaktivitesi konsantrasyonuna, molekül ağırlığına ve kopolimerin içeriğine bağlıdır. Yüksek molekül ağırlığı ve asit konsantrasyonu sertleşme reaksiyonunu hızlandırır ve simanın dayanıklılığını artırır [42]. Likitteki poliakrilik asitin oranının artması ile simanın dayanıklılığının arttığı bulunmuştur [22]. Eğer solüsyonda poliasit mevcutsa molekül ağırlığının veya konsantrasyonun artması ile artan viskozite problemi ortaya çıkmaktadır. Bu yüzden likit olarak su ya da dilüe edilmiş tartarik asit, poliakrilik asitin dehidrate formu toz içine katılır [42, 46, 49]. Viskozitenin artması çatlaklarda elastikiyet etkisini artırarak siman dayanıklılığını artırır. Bu yüzden düşük viskoziteli düşük moleküler ağırlıklı polimerlerin, yüksek molekül ağırlıklı polimerlerden daha fazla sentez edilmesi için reaktiviteyi artırıcı maleik asit ve itakonik asit kopolimerleri kullanılmıştır [21].

Sertleşme Reaksiyonu:

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması temel olarak çözünebilir alüminosilikat cam ile poliakrilik asidin sulu solüsyonu arasındaki asit baz reaksiyonudur ve bu reaksiyon 4 faza ayrılmaktadır. Bunlar toz-likit teması, cam partiküller üzerine asit atağı, matriksin şelasyonu ve sertleşmesidir (Şekil 1) [30].



Şekil 1: Cam iyonomer simanın sertleşme fazları [3]

İlk etapta cam partikülleri poliakrilik asit içinde dağılır, ardından polialkenoik asitten salınan hidrojen iyonları cam yüzeyine saldırır ve cam yüzeyinin dışını çözerek yüzeyinden kalsiyum, alüminyum, sodyum ve florür iyonlarının salınmasını sağlar [47, 50]. Bu katyonlar karboksilat grupları tarafından şelasyona uğrarlar ve ardından polialkenoik asit zincirleri ile çapraz bağlar yaparlar. Sulu polimer zincirlerinin hareketi azalmaya başlar. Sonuç olarak ilk katılaşma gerçekleşir. Polikarboksilik asitin çapraz bağları Ca^{+2} ve Al^{+3} tarafından 24 saat içerisinde tamamlanmaktadır. Bu aşamada cam iyonomer sert ve opak bir görünüme sahiptir ayrıca neme ve dehidratasyona hassastır [44, 51, 52]. Asitle reaksiyona giren Ca^{+2} ve Al^{+3} cam partiküllerinin yüzeyinde silika jel tabakası oluşturur. Cam tozunun yüzey tabakası asitle reaksiyona girerken, ana yapısı sağlam kalmaktadır ve bu tabaka silisyumdan zengin bir alan haline gelmektedir. Simanın matriksi ile cam partikülleri arasındaki yüzeyde silika jel tabaka oluşmaktadır. Alüminyum oksit içindeki alüminyum iyonları, asitle reaksiyona girmezken; silikat cam varlığı ile reaksiyona girmektedir [42].

Cam partiküllerinin etrafı matriksle çevrilidir ve simanın matriksi asit içinde cam partikül yüzeylerinin çözünmesiyle oluşmaktadır. Toz ve likit karıştırılmasının

ardından hızla kalsiyum poliakrilat zincirleri oluşur ve partikülleri bir arada tutan başlangıç matriksi meydana gelir. Kalsiyum iyonları alüminyum iyonlarına göre daha hızlı bir şekilde poliakrilat zincirlerine tutunur ve başlangıç sertleşmesinden sorumludur. Kalsiyum iyonları tutulduğunda alüminyum iyonları alüminyum poliakrilat zincirlerini oluşturmaya başlar ve daha az çözünen, daha dayanıklı son matriks oluşur [41].

Cam iyonomer simanlarda sertleşme 2 aşamadan oluşur. Birinci aşama karıştırıldıktan hemen sonraki ilk 10 dk da meydana gelir ve klinik sertleşmedir. İkinci aşama matriks içindeki kalsiyum ve alüminyum iyonlarının salımını içeren, yavaş ve uzun süren bir asit-baz reaksiyonudur [47]. İlk reaksiyon sırasında materyal su alımına karşı hassastır fakat ikinci aşamada dehidratasyona hassastır. Bu süre içerisindeki suya olan hassasiyet yüzeyde yumuşamaya sebep olur ve oluşan düşük aşınma direnci sebebiyle cam iyonomerin klinik kullanımı kısıtlanır [53].

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizmasında suyun önemli bir yeri bulunmaktadır. Siman likitindeki su sertleşmenin ilk aşamasından itibaren siman ile tamamen birleşir. Bununla birlikte sertleşme sırasında metal iyonlarının çözülmesini engellemek için tozun fazla su ile temasını önlemek gerekir. Su, siman katılaştıktan sonra polianyon zincirleri çevresinde hidratasyon bölgelerinde ya da metal iyonlarının çevresindeki koordinasyon alanlarında yer almaktadır. Bu sırada oluşan su kaybı siman yüzeyinde çatlamış toprak yüzeyi görüntüsünde çatlaklara neden olmaktadır [29]. Sertleşen simanın %24'ü sudur. Fazla su, alüminyum poliakrilat zincirleri oluşana kadar, suda çözünebilir kalsiyum poliakrilat zincirleri tarafından alınabilir. Simanın hava ile teması su kaybına sebep olur. Suyun kaybedilmesi ya da alınması bu tür simanlarda en karışık problemdir. Su kaybına karşı direnç ve tam olarak olgunlaşma hızlı sertleşen simanlarda 2 hafta, yavaş sertleşenlerde 6 ay olarak tahmin edilmektedir [40, 54].

Hızlı bir şekilde su alımını engellemek amacıyla oluşum süreci içerisinde, alüminyum iyonlarının değişiminin daha erken başlaması için fazla kalsiyum iyonları cam partiküllerinin yüzeyinden kazınır. Bu müdahale simanın fiziksel özelliklerini etkilemez fakat translüsentlik kaybolur ve estetik olumsuz etkilenir. Su alımı ve su kaybı en az 1 sa görülebilir ve 24 sa içerisinde azalarak devam edebilir. Su kaybı problem olarak kalmasına rağmen su alımı daha az önemlidir. İlk 6 ay içerisinde

dehidratasyonu önlemek için restorasyonun yüzeyi su değişimini en aza indirgeyecek şekilde su geçirmeyen bir ajanla örtülmelidir [14, 40].

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasındaki başlangıç çapraz bağlar kolay elde edilebilen kalsiyum iyonları içermektedir. Bu iki değerlikli bağlar stabil değildir ve suda kolayca çözülebilirler. Ayrıca daha az çözülebilen, üç değerlikli alüminyum iyonları tarafından oluşturulan başka bağlar da mevcuttur. İkinci fazda, fiziksel özelliklerde artışla birlikte, çözünürlükte bir azalma, sertlikte artma ile sonuçlanan sıkı bağlı poliasit-tuz matriksli kırılğan bir materyal oluşur [40].

Diş Dokusuna Bağlanma Reaksiyonu:

Adezyon, kavite preparasyonu sırasında fazla doku kaybının olmaması, restorasyon ve diş dokusu arasında yapısal bir bütünlük sağlanması, bakteri penetrasyonunun önlenmesi amacıyla önemli bir konudur [55]. Adezyonun gerçekleşebilmesi için temiz bir yüzey, yüzeyin adezivle tam olarak ıslanması, adezivin sıvı formdan katı forma geçişi gerçekleşmelidir [56]. Cam iyonomer simanın diş bağlanması kimyasaldır ve temel olarak siman içeriğindeki poliakrilik asitte bulunan karboksilat gruplarının diş dokusundaki fosfat iyonları ile reaksiyonu sonucu gerçekleşir [55]. Diş dokusuna adezyonun ilk aşamasında mikromekanik bir kilitleme oluşur. Bu kilitleme, alkenoik asitin diş yüzeyini temizlemesi ile oluşan yüzeysel demineralizasyon ve hidroksiapatit ile kaplı kollajen fibrillerin yüzeysel hibridizasyonu ile gerçekleşir [57]. Cam iyonomer simandaki COO⁻ grupları minedeki apatite bağlanırlar ve buna benzer bir bağlanma dentindeki NH₂ grupları ile de oluşur. Siman ile mine-dentin arasındaki karşılıklı dipol etkisi fizikokimyasal bir bağlanmayı sağlar. Bu bağlanmada var olan simanla dokular arasındaki karşılıklı iyon alışverişi bağlanmaya dinamik bir özellik kazandırmaktadır [28, 58].

Cam iyonomer siman ile diş sert dokularındaki kimyasal bağlanma hidroksiapatit-polikarboksilik asit kombinasyonunun iyonik bağları ile meydana geldiğinden ve mine, dentine göre daha fazla hidroksiapatit içerdiğinden iyonik bağların sayısı minede daha fazladır [59]. Cam iyonomer simanın mineye adezyonu ikincil moleküller arası polar ve iyonik kuvvetlerle olurken dentine adezyonda iki kutuplu adezyon sağlayan karboksil ve amino gruplarını içeren kollajenlerin etkisi vardır [28, 31].

Cam iyonomer simanlar smear tabakası varlığında bile diş dokusuna bağlanabilir. Adezyon için cam iyonomer siman kaviteye yerleştirilmeden önce %15-40'lık poliakrilik asit solüsyonunun kaviteye uygulanması tavsiye edilir [60, 61].

2.3.3.1.1 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Avantaj ve Dezavantajları

Konvansiyonel cam iyonomer simanların mine ve dentine kimyasal adezyonu vardır ve nemli diş dokusuna bile bağlanabildiğinden avantajlıdır dolayısıyla retansiyon amacıyla gereksiz diş dokusu kaldırılmaz, dolgu ve diş arasında yapısal bir bütünlük sağlanır [40, 42, 62-64]. Sertleşme sırasında ve bağlanma sırasında büzülme az olduğundan mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşması açısından diğer rezin materyallere göre daha başarılıdır. Biyouyumludur, pulpa ve diş etinde irritasyona sebep olmaz [40, 65]. Sertleştikten sonra ağız sıvılarında çözünmesi minimaldir. Renk olarak diş ile uyumludur [66]. Klinik olarak uygulanması hızlı ve basittir [65, 67]. Diş yapısı ve restorasyonlar sürekli olarak sıcak ve soğuk içecek ve yiyeceklerle temas etmekte ve bu sırada sıcaklık 65⁰C' ye kadar çıkabilmektedir [24]. Isı değişimlerine maruz kalan cam iyonomer simanın termal genişleme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusu ile uyumlu bulunmuştur [24, 63]. En büyük avantajı ise flor salımı ve flor reşarj özelliğidir ve bu salım cam iyonomer siman kütesinin bütünlüğüne zarar vermemektedir. Flor salımı çürük önleyici etkisini oluşturmaktadır. Flor deposu olan cam iyonomer simandan flor salımı, ilk hafta maksimum düzeyde olup, 2-3 hafta içinde azalır, ancak 18 ay süreyle devam eder. Dentin dokusunun 35-50 µm derinliğine kadar ilerleyen flor, bakteri difüzyonu ve demineralizasyonu için yapay bir dentin bariyeri oluşturarak çürük önleyici etkisini gösterir [16, 38, 40, 63, 65, 66, 68].

Sertleşmiş bir cam iyonomer amalgam ve kompozite göre daha düşük aşınma direnci ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [66, 69, 70]. Bükülmeye karşı direnci amalgam ve kompozite göre düşüktür [66, 69]. Uygulama sırasında aşırı neme, sertleşme sırasında dehidratasyona karşı hassastır [66, 71]. Diş renginde olmasına rağmen kompozit kadar estetik değildir, kompozitlerden daha opakırlar ve cilalanabilirlikleri kompozitler kadar iyi değildir [66].

2.3.3.1.2 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Cam iyonomer simanlar yüksek çürük riskine sahip bireylerde, estetiğin çok önemli olmadığı, orta derece dayanıklılık gerektiren ve uygulamanın kolay olmasının istendiği durumlarda endikedir [72]. Uygulanma kolaylığına sahip olan cam iyonomer simanlar pedodontide fissür örtücü olarak, süt dişlerinin sınıf I, II, III, V restorasyonlarında, koopere olmayan çocuklarda ve izolasyonun zor sağlandığı tam sürmemiş daimi molar dişlerin restorasyonunda kullanılır [62, 73, 74].

Tükürük izolasyonunun sağlanamadığı, çürük riski yüksek kişilerin daimi dişlerindeki sınıf III restorasyonlarda, daimi dişlerin sınıf V restorasyonlarında hassasiyeti ve fazla diş dokusu kaybını önlemesi, flor salımı ve nem varlığında bile diş dokusuna adezyonu nedeniyle cam iyonomer simanlar tercih edilir [73, 75]. Daha önce yapılmış restorasyonların tamirinde, düz yüzey lezyonlarında, diş hassasiyetinin fazla olduğu kişilerde cam iyonomer simanlar kullanılmaktadır [63, 73].

Dentine adezyonu, biyouyumluluğu, antibakteriyel özelliği, termal genişleme katsayısının diş dokusuyla benzer olması nedeniyle kaide ve astar maddesi olarak kullanılır [21, 66, 76].

Diş dokusuna adezyonu, poliakrilik asitle sadece gerektiği kadar smear tabakayı kaldırması, ağız sıvılarında çözünürlüğünün az olması, flor salımı ve çürük oluşumunu önlemesi nedeniyle paslanmaz çelik kronlarda, ortodontik bantlarda yapıştırma simanı olarak kullanılır [21, 62, 66, 73].

Özellikle çocuk diş hekimliğinde atravmatik restoratif tedavide (ART) geniş kullanıma sahip olan geleneksel cam iyonomer simanın aşınmaya direncinin az olması ve zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle flor oranı daha yüksek, daha sert, kondanse edilebilir türevi piyasaya çıkmıştır (Ketac Molar- 3M ESPE, Almanya, Fuji IX-GC Company, Japonya). Bu siman ART için özel olarak geliştirilmiş olup fazla yük gelen bölgelerde geleneksel cam iyonomer simana göre daha başarılı bulunmuştur [77]. Tünel restorasyonlarında, tükürük izolasyonunun sağlanamadığı diş etine yakın ve ışık etkisinin az olduğu bölgelerde kullanılabilir. Bu bölgelerde çalışma kolaylığı sağlaması, çürük önleyici etkisi ve kendiliğinden sertleşmesi nedeniyle tercih edilir [78].

Cam iyonomer simanlar kırılımandır ve strese dayanması gereken bölgelerde yeterli dayanıklılık göstermemektedir [68, 79]. Strese dayanması gereken bölgelerde

amalgam ve kompozite göre başarısızdır bu yüzden süt dişlerinin sınıf II restorasyonlarında amalgama alternatif değildir [80].

Estetiğin öncelikle istendiği durumlarda rezin materyaller kullanılmalıdır çünkü cam iyonmer siman yeterince estetik değildir [73, 75].

2.3.3.1.3 Konvansiyonel Cam İyonmer Simanın Özellikleri

Biyouyumluluk

Diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldığında cam iyonmer simanların zararlı biyolojik reaksiyonlarının olmadığı ve biyouyumlu materyaller olduğu bildirilmiştir [81]. Bu özellik, sertleşirken minimum ısı oluşturması, serbest asit varlığının yok denecek kadar az olmasından dolayı asit nötralizasyonunun yeterli seviyede olması, simandan sızan maddelerin zararsız ya da diş dokuları için faydalı olması ile ilişkilendirilebilir [26, 82]. Yoshii ve ark. [83] cam iyonmer simanların sitotoksik olmadığını bildirmişlerdir.

Cam iyonmer simanlar biyouyumluluk özelliğinden dolayı diş hekimliği dışında da kullanım alanı bulunmaktadır. Bu simanlar yapay kulak kemiklerinde, kraniofasial rekonstrüksiyon için kemik grefti olarak, ortopedide koklear implantların fiksasyonunda ve kafatasındaki defektlerin kapatılmasında kullanıldığı bildirilmiştir. Her geçen yıl cerrahi müdahalelerde önemli hale gelmektedir [84, 85].

Antibakteriyel Özellik

Flor çürük önlemede çok etkili bir ajandır ve flor iyonu farklı şekillerde etki gösterebilir;

- Bakterilerin çürük oluşturan mekanizmasını durdurarak
- Mine ve dentindeki yumuşamış alanların ve porözitelerin remineralizasyonunu sağlayarak, mine ve dentinin dayanıklılığını arttırarak [86].

Flor, minedeki hidroksiapatitin OH⁻ iyonları ile yer değiştirmekte ve minenin yüzey enerjisini azaltmaktadır. Bu mekanizma ile enzimlerin etkinliğini engelleyerek karbonhidratların çürük yapıcı etkisini önler [87].

Klinik bulgular flor salan restoratif materyallerin antikaryojenik etkilerinin yararlarına dikkat çekmektedir [88]. Özellikle dolgu materyali ve diş arasında marjinalde uzun dönemli flor salımı, diş dokularında sekonder çürük oluşumunu engellemeye yardımcı olur [3]. Yapılan birçok çalışmada cam iyonmer simanlardan

flor salımının restorasyon yapıldıktan sonraki ilk haftada meydana geldiği ve salınan florun 10 ppm düzeyine ulaştığı, 8-10 yıl gibi uzun süre sonunda da değerin düşerek sabit bir şekilde kaldığı bulunmuştur [88, 89]. Bu salım florun sekonder çürük oluşumunu önlemedeki etkinliğinin kanıtıdır. Bununla birlikte kompozit ve kompomerler distile suda ilk 7 günlük saklama sonucunda 0-1 ppm gibi çok düşük flor salımı göstermektedir [90].

Cam iyonomer simanlar tamamen sertleştiğinde flor, silika, kalsiyum ve stronsiyum salımı gerçekleşmektedir. Flor salımının sadece içeriğindeki flor konsantrasyonu ile ilgili olmadığı siman içindeki sodyum iyonunun konsantrasyonunun da elektron nötralizasyonunda rol oynadığı bildirilmiştir [91, 92].

Cam iyonomer simana klorheksidin, hidroklorit, setilpiridinyum klorit, setrimit ve benzalkonyum klorit ilave edilmesinin, cam iyonomerin streptokoklar, laktobasiller, aktinomiközler üzerine antibakteriyel etkisini arttırdığı bildirilmiştir [93].

Radyoopasite

Diş hekimliğinde radyografik değerlendirmede radyoopaklık tanı açısından büyük önem taşımaktadır dolayısıyla materyallerin radyoopak olması istenmektedir [94]. Radyoopak dolgu materyalleri restorasyon ile diş dokusu arasındaki çürüğün fark edilmesine, taşkın dolgu ve boşlukların teşhis edilmesine olanak sağlamaktadır [95].

Cam iyonomer siman radyolusenttir [40]. İlk üretilen cam iyonomer simanların radyolusent olması nedeniyle restorasyon altındaki sekonder çürük oluşumunun fark edilememesi, hava kabarcığı ya da restorasyondaki defektin ayırt edilememesi materyalin kullanımını sınırlandırmıştır fakat günümüzde farklı dereceye kadar radyoopak olan cam iyonomer simanlar mevcuttur [94].

Cam iyonomer simanlara radyoopaklık vermesi açısından stronsiyum, baryum, latanyum, eritilmiş gümüş, çinko oksit ya da zirkonyum oksit ilave edilebilmektedir [96]. Özellikle gümüş ilave edilen cam iyonomer sermet simanlarda radyoopasite artmıştır [65].

Diş Dokularına Adezyonu

Cam iyonomer simanlarda diş dokularına kimyasal adezyon poliakrilik asit içerisindeki karboksilat gruplarının diş dokusundaki fosfat iyonları ile reaksiyonu

sonucu meydana gelmektedir [55]. Cam iyonomer simanın gerilme bağ dayanıklılığı (tensile bond strength) 1-3 MPa olarak bildirilmiştir bu değerin düşük olması sertleşme sırasında cam iyonomer simanın neme hassasiyetine bağlıdır. Polikarboksilik içerikli bir yüzey düzenleyici ile dentin yüzeyine müdahale edilmesi bağ dayanıklılığını 11 MPa'ye kadar yükseltebilmektedir [42, 97, 98]. Cam iyonomer siman smear tabakası olmasına rağmen mine ve dentine direkt bağlanabilmektedir. Poliakrilik, sitrik ve fosforik asit gibi yüzey düzenleyici zayıf asitler bağlanma kuvvetini arttırmaktadır. Bu yüzey düzenleyiciler dentin tübüllerini örten smear tabakasını uzaklaştıran asitleme ajanı gibi davranırlar. Asitler, kimyasal bağlanma için gerekli yüzey düzenlemesini sağlamak amacıyla dentin yüzey tabakasını demineralize ederek yaklaşık 1 µm derinliğe penetre olabilmektedir [61, 99, 100].

Termal Uyumluluk

Ağız içerisinde yer alan restoratif materyaller sıcakla karşılaşınca genişmekte, soğukla karşılaşınca ise büzülmeindedir. Fakat restoratif materyalle diş dokusu arasındaki termal genişleme katsayısı farkına bağlı olarak meydana gelen büzülme ve genişlemelerle restorasyonlarda kenar uyumsuzlukları ve mikrosızıntı oluşur [97]. Bazı restoratif materyallerin ve diş dokularının termal genişleme katsayıları tablo 2'de gösterilmiştir. Kompozit rezin ve amalgam 20-60°C sıcaklık aralığında diş dokularından daha fazla genişirken porselen ve cam iyonomer siman bu konuda diş dokularıyla daha uyumludur [101].

Tablo 2: 20-60°C arasında diş dokularının ve restoratif materyallerin termal genişleme katsayıları

Materyal Cinsi	Termal Genişleme Katsayısı (ppm)
CIS	10,2 - 11,4
Kompozit Resin	14 - 50
Amalgam	22,1 - 28,0
Porselen	12,0
Mine	11,4
Dentin	8,3

Yüzey Pürüzlülüğü

Bazı restoratif materyallerin içerdiği doldurucu miktarı ve doldurucuların partikül büyüklükleri kullanım özellikleri ile birlikte fiziksel özelliklerini de

etkilemektedir. Diş rengindeki materyallerin en önemli fiziksel özelliklerinden birisi yüzey pürüzlülüğüdür [102]. Cam iyonomer siman restorasyonların yüzey özellikleri önemlidir çünkü düzensiz yüzeyler plak oluşumu ve bakteri kolonizasyonuna sebep olduğundan çürük riskini de arttırmaktadır [103]. Restoratif materyallerin yüzeylerinin pürüzsüz olması, restorasyonların başarısını artırması ve klinik ömrünü uzatması açısından önemlidir [104, 105].

Cam iyonomer simanların kompozit rezinlere göre daha heterojen yapıda olması ve partikül büyüklüklerinin daha fazla olmasına bağlı olarak yüzey pürüzlülükleri daha fazladır [106]. Özellikle okluzal yüzeylerdeki restorasyonların karşıt dişin minesini veya restorasyonu ile temasta olması, sürtünme kuvvetlerinin oluşması daha çok aşınma göstermesi sonucunda pürüzlülük bu bölgelerde artmaktadır [107].

Estetik Özellik

Cam iyonomer simanların yarı şeffaf olduğu bildirilmiştir [44, 108]. Silikat simanlara kıyasla boyalardan çok az, kompozitlere kıyasla daha da az etkilenirler. Bu durum cam iyonomer simandaki cam ve matris arasındaki adezyonun, kompozit içerisindeki resin ve doldurucu maddeler arasındaki bağdan üstün olması ile ilişkilendirilebilir [109].

Su Emilimi ve Suda Çözünürlük

Su emilimi ve suda çözünürlük, kenar bütünlüğü, yüzey özellikleri ve estetik görünüm kaybına dolayısıyla restorasyonlardaki bozulmaların artmasına sebep olmaktadır [110]. Özellikle geleneksel cam iyonomer simanların neme olan aşırı hassasiyetleri benzer bir şekilde resin modifiye cam iyonomer simanlarda da kendini göstermektedir [111]. Bununla birlikte, ışıkla polimerize edilen cam iyonomer simanların, fotokimyasal reaksiyondan ötürü resin ağının meydana gelmesi ve dentinde resinlerin infiltre oldukları bir tabaka oluşması gibi sebeplerden ötürü su emilimi ve suda çözünürlüğü geleneksel cam iyonomer simana göre daha azdır [112-114].

Mekanik Özellik

Dental materyallerin mekanik özelliği materyale uygulanan kuvvete karşı gösterdiği cevap olarak tanımlanmıştır [115]. Cam iyonomer simanların mekanik

özellikleri kırılma dayanıklılığı, elastisite modülü, yüzey sertliği gibi doğrusal eğme özellikleri ile aşınma ve yorulmadır [116]. Cam iyonomer simanların germe-direnç özelliği test şartlarına bağlı olarak geniş bir aralıkta değişkenlik göstermektedir. Piyasadaki cam iyonomer simanlar, 2-10 MPa aralığında elastiklik modülüne sahiptir [101]. Özellikle karıştırıldıktan sonraki ilk sertleşme sırasında meydana gelen nem kontaminasyonu, elastisite modülü ve kırılma dayanımı azalmasından sorumludur. Özellikle yoğun baskının olduğu posterior bölgede doğrusal eğme özelliklerinin geliştirilmesi gerekmektedir [117]. Cam iyonomer simanlarla yapılan uzun dönem çalışma sonuçlarına göre ilk 6 ayda %5 gibi yüksek bir su emilimi gerçekleştiği görülmüştür. Yüksek su emilimine bağlı olarak kompozitlere oranla kısmen daha fazla genleşme göstermektedirler ve bu durum simanın mikro yapısını etkilediği için kırılma dayanımı ölçümleri farklılıklar göstermektedir [116, 118]. Kırılma dayanımı değeri mevcut ve deneysel cam iyonomer simanlar için $0,1-0,6 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ arasındadır. Altı aylık in vitro koşullarda saklama süresi sonunda kırılma dayanıklılığında %20 artış meydana geldiği bildirilmiştir [118].

Çeşitli pH'lardaki solüsyonlarda, birçok restoratif materyallerle karşılaştırıldığında cam iyonomer simanların asit erozyonuna karşı yüksek direnç gösterdiği bildirilmiştir [119].

Restoratif materyallerin ağız içindeki davranışları, çiğneme yüklerinin ya da aktif kimyasal ortamların etkisi ile değişiklik göstermektedir. Restoratif materyallerdeki başarısızlık sebepleri arasında marjinal kırık, aralıklarla tekrarlayan yüklemeye bağlı olarak oluşan yorulma kırıkları gösterilebilir [120].

Orta düzeyde çiğneme kuvveti ile oluşan günlük okluzal kontakt sayısı 300-700 döngü arasında değişmektedir [121]. Karşıt çenede dişin olmadığı yüzeylere yapılan restorasyonlarda meydana gelen madde kaybına okluzal kontakt alansız aşınma, karşıt dişin restoratif materyalin yüzeyi ile etkileşime girmesi ile oluşan aşınmaya ise okluzal kontakt alanlı aşınma denir [122]. Cam iyonomer simanların okluzal kontakt alansız aşınması amalgamdan 5 kat, kompozit rezinden 3 kat fazladır [123]. Bununla birlikte, yüzey aşınma direnci yüksek olan restoratif materyaller, mekanik yorulmadan dolayı ani başarısızlıklar gösterebilir. Restoratif materyalin uygulanması sonrasında meydana gelen partikül kopması, çatlak yayılımı ve boşluk oluşumu gibi başarısızlık mekanizmaları aşınma ve yorulmaya sebep olabilmektedir [42].

Döngüsel yorulma testleri, restorasyonların zamanla bozulduğunu ve klinik ömürlerinin kısıtlı olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte cam iyonomer simanların rezin esaslı materyallerden farklı olarak bir ay suda bekletilmesi sonucunda sertlik değerlerinde artış görülmektedir. Bu yüzden yorulma testlerinde diğer materyallerden farklı sonuçlar verebilmektedir [101].

Klinik Başarı

Cam iyonomer simanın klinik olarak başarısız olmasındaki en büyük neden cam iyonomerin zayıf fiziksel özellikleri, aşınmaya ve yorulmaya karşı direncinin az olması sonucu oluşan kırıklardır. Cam iyonomer siman strese dayanması gereken bölgelerde yeterli dayanıklılık sergilememektedir. Sıklıkla büyük kütle, tüberkül ve marjinal kenar kırıkları görülmektedir [124, 125]. Hickel ve ark. [126] cam iyonomerin başarısızlığı üzerine yaptıkları bir derlemede ortalama yıllık başarısızlık oranını kompozit rezinler için %0-9, amalgam için %0-7 ve cam iyonomer simanlar için %1,9-14,4 olarak bildirmişlerdir. Cam iyonomer simanlar kuvvetin yoğun olduğu bölgelerdeki restorasyonlarda amalgam ve kompozitlere göre daha az dayanıklılık göstermektedir [68].

2.3.3.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar 80'li yılların sonunda konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla içeriğine rezin ilave edilerek üretilmiştir [16, 127]. %80 cam iyonomer siman %20 rezin esaslı hibrit bir materyaldir [128]. Yapısında florealüminosilikat cam tanecikleri, modifiye poliakrilik asit, hidroksietilmetakrilat (HEMA) ve su bulunur. İlk kez 1989 yılında Vitrebond adı altında üretilmiştir. Fiziksel ve mekanik özellikleri konvansiyonel cam iyonomer simanlarla kompozitler arasındadır [129].

Cam iyonomer simanların sertleşmesi asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Sertleşme mekanizması iki ya da üç aşamalıdır. İki aşamalı sertleşme (dual-cure); asit-baz reaksiyonu ile HEMA'nın sadece ışıkla polimerizasyonudur. Üç aşamalı sertleşme (triple-cure) ise; asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın hem kimyasal hem de ışıkla polimerizasyonu sonucu meydana gelmektedir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda flor salımı ve reşarj

özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlara yakındır fakat diş dokularına bağlanması hem fiziksel hem kimyasal olması sebebiyle farklılık göstermektedir [16].

RMCIS'ların avantajları daha uzun çalışma süresine sahip olması, ışıkla sertleşmesi ve uygulamanın hekim tarafından kontrol edilebilir olmasıdır [27]. Bununla birlikte diş dokusuna bağlanmasının zayıf olması, daha az flor salımı yapması, sertleşme sırasında polimerizasyon büzülmesinden dolayı mikrosızıntı probleminin olması dezavantajlarıdır [33, 130].

2.3.3.3 Yüksek Viskoziteli (Kondanse Edilebilen) Cam İyonomer Simanlar

Özellikle 1990'larda ART'nin yaygınlaşması bu simanların kullanımını ön plana çıkarmıştır (Şekil 2). Bu simanlar yüksek viskoziteli toza poliakrilik asit eklenmesi ile elde edilir [131]. Konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini ve okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini arttırmak, sınıf I ve sınıf V restorasyonlarla sınırlı endikasyonunu genişletmek amacı ile geliştirilmiştir [132, 133]. Ayrıca amalgam ve kompozite alternatif olması amaçlanmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlarda toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6:1 veya 7:1'dir. Sertleşme reaksiyonu ise konvansiyonel cam iyonomer simanlarla benzer asit-baz reaksiyonudur [134].

Yüzey sertlikleri hibrit kompozitlerle benzerdir. Abrazyon, aşınma, gerilme dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla olup flor salımları ve biyoyumlulukları benzerdir ve estetik olarak kabul edilebilir düzeydedir [129, 135].



Şekil 2: Piyasadaki yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanlara örnekler

2.3.3.4 Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Kompomerler)

Cam iyonomer simanların flor salımı ile kompozit rezinlerin işlenebilirlik ve estetik gibi olumlu özelliklerini bir araya getirmek amacı ile 1994 yılında McLean ve ark. [111] tarafından üretilmiştir. %30 cam iyonomer siman %70 kompozit rezin karışımından elde edilmiştir. İçeriğinde iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler, konvansiyonel cam iyonomerlerdeki flor salan alüminyum florosilikat, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur [136].

Kompomerlerde tuz matriks, hidrojel oluşmadığından flor reşarj özelliği yoktur ve flor salımları da sınırlıdır. Fakat fiziksel ve mekanik özellikleri cam iyonomer simanlardan ziyade kompozit rezinlere daha yakındır. Konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan estetik olarak üstündür. Resin içeriğinden dolayı polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Uygulanma kolaylığı ve ışıkla polimerize olmasından dolayı çocuk diş hekimliğinde kullanımı yaygındır [128, 137].

2.3.4 Konvansiyonel Cam İyonomer Simanların Mekanik Özelliklerinin Arttırılması

Geleneksel cam iyonomer simanın mekanik özellikleri sertleşme ve çalışma zamanı, cam tozunun partikül boyutu, toz-likitin karıştırma yöntemi, içindeki bileşenlerin oranı gibi birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir [138].

Simanın mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla poliakrilik asitin modifiye edilmesi, toz-likit oranının değiştirilmesi, porözitenin azaltılması, rezin modifiye cam iyonomer simanların geliştirilmesi, siman tozuna amalgam, metal, fiber, biyoaktif materyaller, hidroksiapatit ilave edilmesi, ısı uygulanması, yüzey örtücü uygulanması gibi modifikasyonlar uygulanabilir [1, 84, 139-143].

Poliakrilik Asitin Modifiye Edilmesi

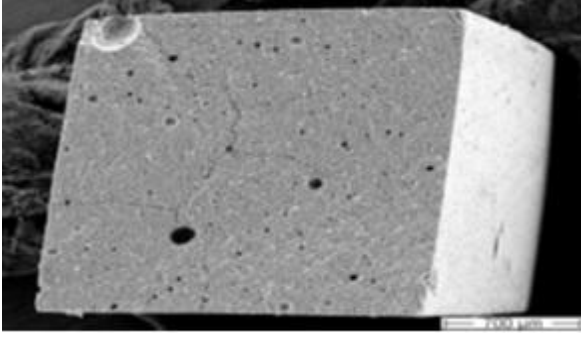
Poliakrilik asitin molekül ağırlığı ve konsantrasyonu simanın dayanıklılığını etkilemektedir. Molekül ağırlığı ve konsantrasyonundaki artış simanın sertleşme zamanını kısaltır ve dayanıklılığını arttırır [24]. Fakat bu artış ile sıvının viskozitesi artar ve karışımın manipülasyonu zorlaşır. Bu sorunun çözümü için poliakrilik asitin dehidrate formu siman tozuna eklenebilir [24, 42, 46]. Bu tip simanların likiti saf su veya sulandırılmış tartarik asittir ve karıştırıldığında düşük viskoziteye sahip olması yapııştırma simanı olarak kullanılma olanağı sağlar [144].

Toz-Likit Oranının Değiştirilmesi ve Porözitenin Azaltılması

Tüm restoratif materyallerde olduğu gibi toz/likit oranı, en iyi fiziksel özelliğin elde edilmesinde önemli bir faktördür. Arttırılan toz miktarı belirli sınırlar içerisinde olduğu sürece optimum fiziksel özellikleri sağlamaktadır. Fakat bu oranın artması ile çalışma süresi de kısalmaktadır [40, 145]. Toz oranının artması ile elde edilen cam iyonomer simanlarla ilgili yapılan 3 yıllık çalışmada Ketac Fil (3M ESPE, Almanya) için basma dayanıklılığı 170 MPa iken yüksek toz /likit oranına sahip Ketac Molar'da bu değer 230 MPa bulunmuştur [68].

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri mikroyapılarından da etkilenmektedir. Partikül boyutu veya porözitenin dağılımı dayanıklılığı belirgin oranlarda etkilemektedir [127, 146]. Simanın yapısına giren havadan kaynaklanan poröziteden dolayı karıştırma yöntemi önem taşımaktadır [146, 147]. Simanın viskozitesinin azalması ile porözitesinde artış olmaktadır. Viskoziteye bağlı olarak restoratif amaçla kullanılan bir cam iyonomer simanda %0,2'lik porözite varlığında dayanıklılığın % 10 azaldığı ve yapıştırma simanı türlerinde %3'lük porözite varlığında % 50'ye varan dayanıklılık azalması olduğu bildirilmiştir [148].

Günlük klinik kullanımda manuel karıştırmanın ve toz likit oranının ayarlanmasının zorluğu ile kapsül cam iyonomer simanlar üretilmiştir. Bu tip cam iyonomer simanların, kolay kullanım, standart ve yüksek toz/likit oranı, homojen ve uygun kıvam gibi avantajları mevcuttur (Şekil 3) [149]. Konvansiyonel cam iyonomer simanların kapsül şeklinde olan formlarının viskozitesi düşük olduğu için manuel karıştırılan şekline göre basma dayanıklılığı düşüktür [150]. Ayrıca porözitesi de kapsül şeklinde ve yapıştırma/astar tipindeki simanlarda daha fazla bulunmuştur [148]. Kapsül formdaki cam iyonomer simanların tek eksenindeki karıştırılmasından sonra santrifüjleme yapılmasının daha az porözite oluşturacağı, vakum altındaki karıştırmanın ise poröziteyi azalttığı ve dayanıklılığı arttırdığı bildirilmiştir [149].



Şekil 3: Yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanın gözenekli yapısı (Taramalı elektron mikroskobunda 700x büyütme) [101]

Konvansiyonel Cam İyonomer Simana Rezin İçerikli Yüzey Örtücü Uygulanması

Erken dönem nem kontaminasyonu sorunu cam iyonomer simanın mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Cam iyonomer simanın olgunlaşması esnasında su önemli bir rol oynarken başlangıç sertleşmesi sırasında aşırı su ile kontaminasyondan ve dehidratasyondan kaçınmak gerekmektedir.

Yapılan bazı çalışmalarda erken dönemde nem kontaminasyonuna maruz kalan cam iyonomerin dayanıklılığının azaldığı, aşınma direncinin düştüğü belirtilmektedir [117, 151]. Bu olumsuz özellikleri ortadan kaldırmak için restorasyonun yapımından sonraki 1 sa ile 2 hafta süre içerisinde su etkileşiminden korunması gerekmektedir. Geçmişten beri vazelin, kakao yağı, tırnak cilaları yüzey örtücü ajan olarak kullanılmıştır. Fakat çoğu yüzey örtücüler bir süre sonra diş yüzeyinden uzaklaşmaktadır. Bu yüzden ışıkla sertleşen yüzey örtücüler en uygun yüzey koruyucu ajan olarak kullanılmaya başlanmıştır [124]. Yüzey örtücü uygulamalarının restorasyon yüzeyinde oluşabilecek çatlak oluşmasını ve translusensi kaybını önlediği, dolayısı ile restorasyon dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir [152]. Rezin içerikli, self adeziv yüzey örtücüler, yüksek hidrofilik özelliği ve düşük viskozitesinden dolayı cam iyonomer simanların yüzeyinde başarılı bir örtüleme sağlamaktadır [124].

Ultrasonik Dalga Aktivasyonu

Yapılan bir çalışmada ultrasonik enerji uygulanarak sertleşmesi tamamlanan cam iyonomer simanların mikrosertliğinin arttığı görülmüştür [153]. Yapılan başka bir çalışmada bu artış şöyle açıklanmaktadır; ultrasonik dalgalar asit ve tozun daha yakın karıştırılmasını sağlayarak cam ve asit arasında daha çok temas alanı oluşturur. Ayrıca

cam fazındaki partiküllerin boyutunu azaltır ve asitle daha fazla reaksiyon yüzeyine neden olarak artık cam partiküllerinin düzenlenmesiyle daha kompakt bir yapı oluşmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak daha uzun ömürlü bir restorasyon için tercih edilebilir [154].

Isı Uygulanması

Konvansiyonel cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu ekzotermik bir reaksiyondur ve sıcaklığın yavaş bir şekilde artışı daha kolay dağılmayı sağlayarak diş dokularına zarar vermesini önlemektedir [155]. Isı uygulanması simanın sertleşme reaksiyonunu hızlandırmakta ve daha iyi sertleşme sağlanmaktadır böylece yüzey sertliği de artmaktadır. Kondanse edilebilen geleneksel cam iyonomer siman Fuji IX ve seramikle güçlendirilmiş geleneksel cam iyonomer siman Amalgomer CR'a, ısı kaynağı olarak elektrikli, metal uçlu havya ile muamele edilmiştir. Başlangıç sertleşme sürecinin bitiminden sonra 2 dakika boyunca $80\pm 20^{\circ}\text{C}$ sıcaklık uygulanmış ve sonuç olarak mikrosertliğin ve mekanik özelliklerin olumlu etkilendiği belirtilmiştir [130].

İlave Partiküller İle Güçlendirme

Simanın tozuna katkı olarak birçok çeşit bileşen eklenmesi mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bunun için alaşım tozları, tannin florid preparatları, boraks, modifiye polimer, sodyum florid, cam fiberler, hidroksiapatit/zirkonya, yuvarlak doldurucular ve klorheksidin gibi reaktif, inert ya da çözünebilir doldurucular kullanılmaktadır [4, 84, 142, 156-163]. Ayrıca cam iyonomer simanın likidindeki su ile potasyum floridin yer değiştirilmesi de araştırılmıştır [164].

İlk olarak 1980 yılının başlarında daha radyoopak olması amacıyla cam iyonomerin tozu amalgamın tozu ile karıştırılmıştır. Bu karışımlar genelde %12-14 oranında amalgam tozu içermektedir [44]. Fiziksel özellikleri arttırmak için cam iyonomer simana katılan amalgam ile abrazyona direnç gözle görülür biçimde artış göstermiş fakat diğer özellikler orta derecede gelişmiş bununla birlikte mine ve dentine adezyon bir miktar azalmıştır [40]. Bu karışımlardaki en büyük problem metal partiküllerinin sertleşen materyale iyi bağlanamaması sonucunda aşınma ve erozyon meydana gelmesidir. 1987 yılında ilk sermet (seramik-metal) cam iyonomer simanlar Ketac-silver (ESPE) sinterize edilmiş metal ve cam bileşiminden üretilmiştir. Buradaki amaç metal partiküller ile cam tozu arasında bağlantı sağlayıp aşınmaya dirençli bir materyal elde etmektir [44]. Sermet simanlar, cam iyonomerin avantajlarına ek olarak

amalgama benzer opasiteye ve diğer cam iyonomerlerden daha büyük aşınma direncine sahiptir. Klinik olarak bakıldığında kolay şekil verilebilir ve sertleşme süresi kısadır [37]. Sermet simanlarda matriksteki bağlanma yeterli değildir ve bu simanların metalik görüntüsü estetik olarak dezavantajdır. Flor salımları da konvansiyonel cam iyonomer simana göre düşüktür [124]. Materyali geliştirmek amacıyla simanın tozuna gümüş-kalay (Ag-Sn) yerine gümüş-palladyum (Ag-Pd) partikülleri eklenmiş ve partiküllerin yüzeyindeki palladyum oksit tabakasının stabil olması ve şelasyon için reaktif olması bağlanma sorununu biraz çözmüş ama yine de sınırlı kalmıştır [125]. Altın ve gümüş sermet simanlar için en uygun metallerdir fakat gümüş sermet simanlar kor materyali olarak kullanıldığında stresin yoğun olduğu bölgelerde başarısızdırlar, ayrıca diş dokusunda neden olduğu inorganik renklenmenin sonucu beyazlatmaya cevap vermemesi gibi dezavantajlara sahiptir. Altın sermet simanlar ise dişte renklenmeye sebep olmazlar fakat yüksek maliyet nedeniyle ticari olarak satışa sunulmamıştır [44].

Konvansiyonel cam iyonomer simana ilave edilen seramik ile mekanik dayanıklılık arttırılmaya çalışılmıştır. Materyale zirkonyum katıldığında mikrosertlik ve radyoopasitede artış olurken basma dayanıklılığı ve mikro sızıntı açısından herhangi bir fark elde edilmemiştir [165].

Konvansiyonel cam iyonomer simanların önceden reaksiyona girerek rezin içerisine eklenmesi ile giomerler elde edilmiştir. Flor salımında değişiklik olmadan çürük önleyici etkisi devam eden materyalin aynı zamanda mekanik dayanıklılığı da arttırılmıştır. Giomerlerde zayıf marjinal adaptasyon, retansiyon kaybı gözlemlendiği için kullanımı daha çok kole kaviteleri ile sınırlı iken [166], güçlendirilmiş giomerler gerek estetik gerek süt ve daimi dişlerin restorasyonlarında kullanılabilir [167].

Mekanik özellikleri arttırmak için başka bir yaklaşım ise siman yapısına kısa fiberlerin eklenmesidir [168]. Bu amaçla katılan fiberler alüminyum, silikon nitrit, karbon veya e-cam fiberlerdir [124, 141, 168]. Reaktif kısa cam fiberlerle güçlendirilmiş cam iyonomer simanların geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığı bir çalışmada fiber katılmış cam iyonomer simanda 4.5 kat daha fazla esneme dayanıklılığı tespit edilmiştir [161]. Kısa karbon fiber ilavesi ile kırık oluşumunun 100 kat azaldığı ve kırılma dayanımının 4 kat arttığı bulunmuştur [169]. Yine bir çalışmada konvansiyonel cam iyonomer içeriğine katılan cam partiküllerinin kırılma dayanımını %140, toplam enerji salımını %440 arttırdığı bulunmuştur [170].

Siman yapısına ilave edilen fiberin akışkanlık ve uygulama problemlerine sebep olduğu bildirilmiştir [171]. Klinik olarak fiber içeren bir simanı uygulamak daha zordur dolayısı ile porözite artışı ile sonuçlanır. Ayrıca intraoral sıcaklık değişiklikleri sonucunda fiberle güçlendirilmiş simanlarda fiber ve matriksin termal genişleme katsayı farklılıkları cam-fiber/matriks arayüzünde başarısızlıklara sebep olabilir [140, 141].

Biyoaktif materyallerin eklenmesi de farklı bir yaklaşımdır. Konvansiyonel cam iyonomer simanların tozu zayıf poliakrilik asit ile reaksiyona girecek şekilde üretilmiştir ve Ca ve P içerdikleri halde biyoaktif özellik göstermezler [172]. Biyoaktif ajanların fazla miktarda salınmaması, cam iyonomer simanların oral-maksillofasial ve ortopedik cerrahide sert doku yerini alması gibi gelişmelere neden olmuştur. Kemik dokusuna bağlanması için hidroksiapatit ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar (HA-CİS) üretilmiştir [173]. Biyoaktif olarak gösterilen birçok materyal mevcuttur. Bunlar biyocamlar, hidroksiapatitler, wollastonite ve kalsiyum fosfatlar olarak sayılabilir [174]. Tamamen kristal yapıda olan HA ilavesi ile mekanik özelliklerin iyileşmesi sağlanmıştır hatta nano boyuttaki zirkon doldurucuların da bu yapıya eklenmesi ile elastiklik modülü, dayanıklılık ve sertlik değerinde artış gözlenmiştir [84].

Cam iyonomer simanlara fiziksel özelliklerini güçlendirme amaçlı biyoaktif cam eklenmesi denenmiş fakat biyoaktif cam kütlesinin artması ile basma direncinde azalma tespit edilmiştir [175].

Yakın zamanda cam iyonomer simanlara nanopartikül eklenmesi gündeme gelmiştir. Materyalin tozuna iterbiyum florür ve baryum sülfat nanopartiküllerinin eklenmesinin çalışma süresi ve başlangıç sertleşme süresini kısalttığı, fakat daha fazla baryum sülfat eklenmesinin sertleşme reaksiyonuna engel olduğu bildirilmiştir. Basma dayanıklılığının baryum sülfat ve iterbiyum florür eklenmesiyle azaldığı, yüzey sertliğinin önemsiz oranda arttığı, daha fazla nanopartikül eklenmesi ile ise azaldığı bulunmuştur [4, 176].

Nanopartikül teknolojisi ile mine benzeri yapı elde edilmek istenmiştir ve sonuç olarak cam karbomerler ortaya çıkmıştır. Küçük partiküllü gelişmiş toza floroapatit eklenmiştir. Bununla ilgili çalışmalar sınırlıdır ve cam karbomerle yapılan sealantlarda daha fazla çürük lezyonu görülmüştür [177].

Konvansiyonel cam iyonomer simana eklenen N- vinylcaprolactam (NVC) simanın yüzey sertliği, flor salımı, su emilimi değerlendirilmiş ve sonuç olarak NVC eklenmesinin su emilimini arttırdığı, buna bağlı olarak flor salımının azaldığı fakat yüzey sertliğinde herhangi bir fark olmadığı saptanmıştır [178].

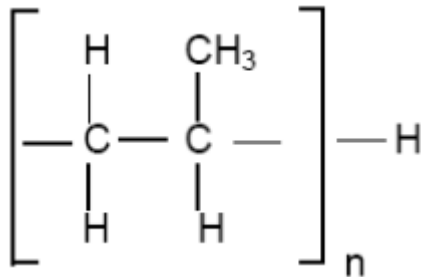
Cam iyonomer tozuna ilave edilen partiküllerden bazıları simanın mekanik özelliklerinde anlamlı derecede artışa sebep olurken olumsuz özellikleri de beraberinde getirmiştir. Bazıları ise anlamlı derecede etki göstermemiştir. Yeni ilave partiküllerin arayışı üzerinde de daha ileri araştırmaya duyulan ihtiyaçtan dolayı bu çalışmada polipropilen fiberin cam iyonomerin mekanik özellikleri üzerine olan etkisi araştırılmıştır.

2.4. Polipropilen Hakkında Genel Bilgiler

İlk olarak polipropilen 1954 yılında Profesör Giulio Natta tarafından polietilen endüstrisi için kullanılan katalizörleri propilen gazına uygulaması ile elde edilmiştir. Ticari olarak ilk kez 1957 yılında üretilmeye başlanmış ve hızlı bir şekilde kullanımı artış göstermiştir. Polipropilen, yüksek saflıktaki propilen gazının basınç altında katalizör yardımıyla polimerizasyonu sonucu oluşur. Kristal yapılı bu polimer termoplastiklerin en hafiflerinden birisidir [179].

Polipropilenin Yapısı

Monomer polipropilenin atomik yapısı $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{CH}_3$ şeklindedir (Şekil 4). Daha sonra katalizör etkisi ile çift bağ açılarak açık olan uçlara CH_3 ve H atomlarının bağlanması ile polimer oluşur. Oluşan zincirin sonuna H atomu bağlandığı zaman zincir oluşumu sona erer. Ortamda hidrojen azaldıkça zincir uzun olur ve erime akış oranı azalır. Erime akış oranı maddenin viskozitesidir. Bu değer arttıkça elastikiyet artar [180].



Şekil 4: Polipropilen'in yapısında bulunan atomların dizilişi

Polipropilenin Kimyasal ve Fiziksel Özellikleri

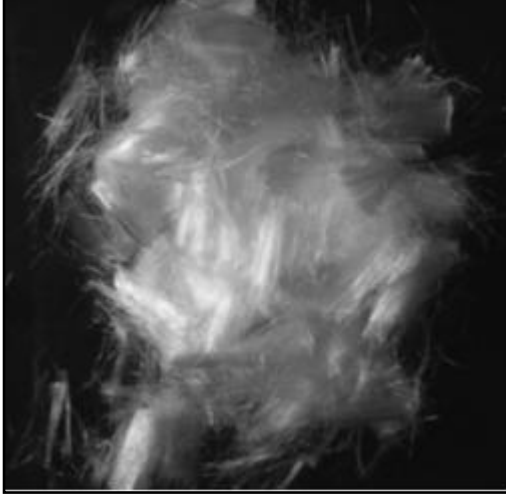
En yaygın ticari polipropilenin kristal yapısı, düşük yoğunluklu polietilen (LDPE) ve yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) arasındadır. Elastisite modülü orta seviyededir. Bununla beraber LDPE'den daha az sert ve HDPE'den çok daha az gevrekler. Bundan dolayı polipropilenler plastiklerin yerine de kullanılabilir [181].

Polipropilenin özellikleri molekül ağırlığına bağlı olarak değişmektedir. Molekül ağırlığı yüksek olan yumuşaktır ve ergime direnci yüksektir, düşük olan sert ve kırılmandır ayrıca daha akıcıdır, yapısal özellikleri daha iyidir [180].

Polipropilen yarı şeffaf, beyaz katı bir materyaldir. 121⁰C ye kadar sıcaklıklarda uzun süre kullanılabilir. Erime noktası 165-175⁰C arasında değişmektedir. Soğuk organik çözücülerde çözülmez, sıcak çözücülerde yumuşar, birçok bükülmede dahi sertliğini muhafaza eder. Antioksidan katılmadığı sürece ısı ve ışık etkisi ile bozulur. Kolay şekilde renklendirilemez. İyi bir elektriksel dirence sahiptir. Düşük su emilimi ve geçirgenliği vardır. 60⁰C ye kadar kuvvetli asit ve bazlara dayanıklıdır. Uygun şekilde modifiye edildiğinde iyi bir ısı dayanımına sahiptir [182]. Yorulmaya karşı iyi direnç gösterir, düşük maliyetlidir ve iyi darbe dayanımı vardır. Kimyasal direnci iyidir, sürtünme katsayısı düşüktür ve iyi elektrik yalıtımı sağlar. Bununla birlikte UV ışınına hassastır, yüksek termal genleşme gösterir, yanıcı olup, klor içeren çözücülerle etkileşime girer [181]. Tablo 3'te polipropilen fiberlerin başlıca fiziksel özellikleri gösterilmektedir. Zeminin mekanik özelliklerini arttırmak için yabancı madde katılarak güçlendirme etkin ve güvenilir bir yöntem olarak bilinmektedir. Geleneksel geosentetikler şeritler, geotekstil, geogrid ile karşılaştırıldığında rastgele dağılmış fiberlerin kullanılması güçlendirme açısından birçok avantaja sahiptir [183]. Kısa polipropilen fiberlerin (Şekil 5) çimentolu ve çimentosuz killi zeminin mekanik özelliklerine etkisini araştırmak için yapılan bir çalışmada farklı yüzdelerde (zeminin ağırlığının % 0.05, % 0.15, % 0.25'i) polipropilen fiber içeren ve iki farklı yüzdede (%5 ve %8) çimento içeren zemin örnekleri hazırlanmış, bu örnekler hemen, 7-14-28. günlerde serbest basınç ve doğrudan çekme testlerine tabi tutulmuştur. Test sonuçları polipropilen fiberle güçlendirmenin çimentolu ve çimentosuz zeminde serbest basınç dayanımını, çekme kuvvetini arttırdığını, sertlik değerini, kırılma dayanımını azalttığını göstermiştir [184].

Tablo 3: Polipropilen fiberlerin fiziksel özellikleri [185]

Karakteristikler	Değer	Standart
Homojenliği	100% Polipropilen	-
Renk	Şeffaf	-
Uzunluk, mm	3 - 50	-
Erime sıcaklığı, °C	160	-
Özgül ağırlık, kg/m ³	910	ASTM D-792
Yanma noktası, °C	590	-
Alkali dayanımı %	99.5	-
Su emme, %	0.01-0.02	ASTM D-570
Nem tutma	< 0.1%	-
Kopma dayanımı, MPa	31-41	ASTM D-638
Uzama, %	≥ 33	ASTM D-638
Kopmadaki uzama değeri, %	100-600	ASTM D-638
Çekme dayanımı, MPa	31-37	ASTM D-638
Basma dayanımı, MPa	37-55	ASTM D-695
Eğilme dayanımı, MPa	41-55	ASTM D-790
Çekme modülü, MPa	1137-1551	ASTM D-638
Eğilme modülü, 73 °F, MPa	1172-1723	ASTM D-790
Sertlik	R80-R102	ASTM D-785
Isıl genişleme, lineer, m/m/ °C	0.031-0.039	ASTM D-696



Şekil 5: Kısa polipropilen fiberlerin görüntüsü

Cengiz ve Turanlı [186]'nın yaptığı bir çalışmada çelik teller, çelik fiber ve polipropilen fiberle güçlendirilmiş püskürtme beton, tokluk, enerji emilimi ve yük kapasitesi açısından değerlendirilmiş ve sonuç olarak bütün bu güçlendirme metotlarından polipropilen fiberin iyi derecede tokluk ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı bulunmuştur.

Farklı polipropilen fiber konsantrasyonlarına sahip polipropilen kompozitlerin stres sonucu deforme olmasına karşı direncini ve elastisite modülünü yükseltmektedir, bununla birlikte %50'den fazla konsantrasyonda uzun polipropilen katılması ile deforme olmaya karşı direncinde azalmaya sebep olan boşluk içeriğinde artış meydana gelmektedir [187].

Kireçle stabilize edilmiş zeminin kırılma dayanımını azaltmak için günümüzde polipropilen fiber ve kireç karışımı bir çok raporda tarif edilmekte ve önerilmektedir. Killi zeminin mekanik özelliklerinde polipropilen fiber- kireç karışımının etkisini incelemek için yapılan bir çalışmada 9 gruba ayrılan örnekler serbest basınç, direk çekme, genişleme ve büzülme deneylerine tabi tutulmuştur. Sonuç olarak fiber içeriği ve kireç içeriği zeminin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Fiber içeriğinin artması ile kırılmaya dayanım (güç) ve büzülme potansiyeli artarken sünme potansiyeli azalmakta olduğu bildirilmiştir [188].

Polipropilen ve çelik fiberlerin boyutunun ve miktarının mekanik özellikler üzerine olan etkisinin incelendiği başka bir çalışmada küçük boyutta katılan fiberler baskı dayanımında belirgin bir etki gösterip çekme dayanımında belli belirsiz etki göstermiştir. Büyük boyutta fiberler ise tam zıt mekanik etkilere sebep olmaktadır

[189]. Polipropilen fiber ile ilgili diş hekimliği alanında yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır.

2.5 Cam İyonomer Simanın Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

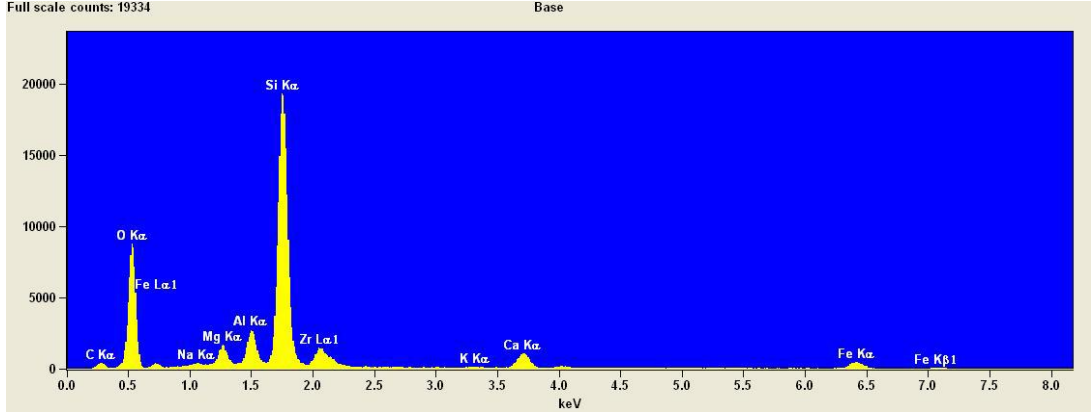
2.5.1 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X Işını

Analizi (EDS)

SEM analizi yüzey yapısı, doldurucuların büyüklük ve dağılımı, arayüz bağlantıları gibi faktörlerin incelenmesinde etkili bir yöntemdir [146]. Görüntü oluşturma, örneğin üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansımaya ve yansıyan sinyallerin algılanması prensibine dayanır. Bu tekniklerle görüntülerde mükemmel alan derinliği elde edilir böylelikle morfoloji tanımlamada optimum şartlar sağlanmış olur [190].

SEM, stereomikroskoba göre daha güçlü bir mikroskoptur çünkü görüntüyü oluşturmak için elektronları kullanır.

SEM ile birlikte enerji dağılımlı X ışınları spektrometresi (EDS) kullanılarak örnek üzerindeki küçük parçaların kimyasal analizleri yapılabilir. Bu analiz herhangi bir örnek veya örnek üzerindeki alanda elementel bileşimi tanımlamak için örnek üzerine elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir EDS'nin x ışını dedektörü moleküllerin enerjilerine karşı yayılan nispi x ışınlarının miktarını ölçer. Oluşan x ışını dedektöre çarpınca enerjisi ile orantılı olarak sinyal oluşturmaktadır. Bu sinyal hassas ön yükseltici tarafından voltaj sinyaline dönüştürülür. Her bir oluşan x ışını için belirlenen voltaj ölçümleri görüntüleme ve ileri değerlendirme için bilgisayara gönderilir. Son olarak X ışını spektrum enerjisi miktarları örneğin elementel kompozisyonunu belirlemek için değerlendirilir [191]. Oluşturulan grafikte; y eksenini, dedektör tarafından alınıp işleme tabi tutulan x ışını miktarını, x eksenini ise bu miktarların enerji seviyesini belirtmektedir. Numune içindeki elementlerin yüzdeleri elementlerin piklerinin altındaki alanlarla orantılıdır (Şekil 6) [192].



Şekil 6: EDS analizi sonucu bilgisayar tarafından oluşturulan grafik

EDS'nin tipik uygulandığı durumlar;

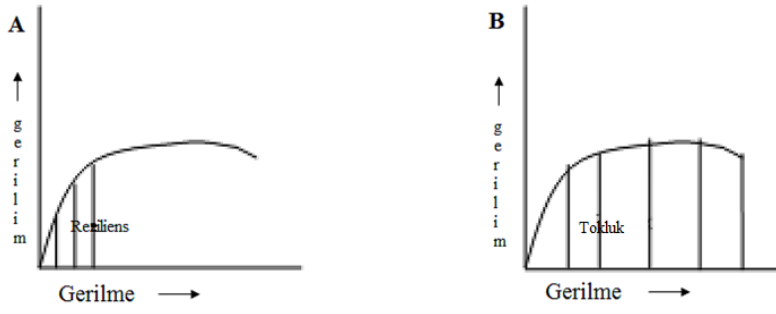
- Yabancı materyal analizi
- Korozyon değerlendirilmesi
- Astar bileşimi analizi
- Hızlı alaşım materyallerinin belirlenmesi
- Materyallerin küçük parça analizi
- Faz belirlenmesi ve ayrılması [191].

2.6 Cam İyonomer Simanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Cam iyonomer simanın simantasyonundaki başarısızlıklar çok sık görüldüğü için kırılma tokluğu deneyi cam iyonomer simanın klinik performansını belirlemek için kullanılan önemli bir değerlendirmedir [108].

2.6.1 Kırılma Dayanımı (Fracture Toughness) Testi

Tokluk (dayanım) bir materyalin kırılmasına sebep olacak enerjiye karşı materyalin gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Reziliens, materyalin orantı sınırına kadar absorbe ettiği enerjidir. Gerilim-gerilme eğrisinde stresin oluşmaya başladığı andan kırılma anındaki gerilime kadar olan kısım tokluktur (Şekil 7). Dayanıklılık ve tokluk doğru orantılıdır [43, 45].



Şekil 7: Gerilim-gerilme eğrisi. A'daki taralı alan reziliensi, B'deki taralı alan tokluğu ifade etmektedir.

Bir materyalin kırılma dayanımı o materyalde çatlak oluşmasına ve yayılmasına karşı oluşturduğu dirençtir [108, 145]. Kırılmanın ilk aşamasında çatlak oluşur ve daha sonra çatlak ilerlemesi meydana gelir.

Materyallerde kullanıma bağlı olarak kırık ve çatlaklar oluşur. Materyalde oluşan herhangi bir defekt onu zayıflatır ve ani kırıkların meydana gelmesi ile sonuçlanır. Kırılma dayanımı testi bu başarısızlıkların analiz edilmesine olanak sağlar [45].

2.6.2 Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için SEM ve yüzey profili analizi (profilometre) gibi yöntemlerin yanı sıra son yıllarda yeni bir yöntem olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile de yüzey ölçümü yapılmaktadır [193].

En sık kullanılan cihaz olan profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki tiptir. Mekanik olanlar iki boyutlu ölçüm yaparlar örnek yüzeyi üzerinde boyutları belirli bir elmas ucun temas ederek yüzeyi taraması prensibi ile çalışırlar [194]. Aletin elmas başlığı profildeki tepe ve çukurlar aletin aşağı yukarı oynamasına neden olur ve bu değişim elektro-mekanik dönüştürücü aracılığıyla bilgisayara giden sinyaller oluşturur. Yüzey pürüzlülüğü analiz edilecek numuneler hazırlanırken taban yüzeyleri düz olmalıdır. Eğer taban düz olmazsa sonradan hesaplanamayacak ölçüm hatalarını beraberinde getirmektedir [195].

Yüzey pürüzlülüğü genellikle belli bir ölçüm mesafesinde olmak sureti ile tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasıdır ve bu değer pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilir [196, 197].

2.6.3 Bağlanma Kuvveti Testleri

Sabitlenmiş bir maddeye kuvvet uygulandığında dışarıdan gelen bu kuvvete karşı maddenin içerisinde stres olarak adlandırılan direnç gelişir. Bu direnç uygulanan kuvvetle aynı miktarda ve ters yöndedir. Oluşan stresin miktarı kuvvet biriminin, kuvvetin uygulandığı alana bölünmesi ile hesaplanır. Uygulanan kuvvetin açısına, yönüne sayısına göre stresin tipleri; çekme, makaslama, baskı olarak değişmektedir. Çekme stresi maddeye zıt yönlerde ve aynı eksen üzerinde iki kuvvetin etki etmesi ile ya da ucun biri sabitken diğer yönden kuvvet uygulanması ile oluşur. Makaslama stresi zıt yönde fakat aynı eksende olmayan kuvvet uygulanması, baskı stresi ise maddeye aynı eksende birbirine doğru kuvvet uygulandığında ortaya çıkar [45].

Restoratif materyaller ile diş arasındaki fizikokimyasal bağlanma ile mikrosızıntı azaltılabilir fakat ağız ortamında oluşun mekanik stresler, ısı ve pH değişimleri gibi etkenlerle diş dolgu arasındaki bağlantıda bozulmalar meydana gelebilir ve bu klinik performansını etkiler. Bu amaçla, bağlanma kuvveti testleri materyalin mine ve dentine bağlanma kabiliyetini değerlendirmek açısından önemlidir.

Bağlanma dayanımı ile ilgili in vitro testler makaslama (shear) ve gerilim (tensile) testidir. Bu testlerle elde edilen sonuçlar mine ve dentinde farklı değerler vermektedir [198]. Test edilen örneğin alanına göre bağlanma testleri makro ve mikro olarak ayrılır. Makro testler; 3mm² den daha büyük bağlanma alanı içerir ve bu testteki kopmalar genellikle dentindeki koheziv tip kırıklardır dolayısıyla restoratif materyalin adeziv kuvveti tam olarak belirlenememektedir [199-201].

Bağlanma kuvveti değerine ek olarak bağlanma başarısızlığı da araştırılmakta ve bu daha önemli parametre olarak kabul edilmektedir. Başarısızlık tipi adeziv (adeziv/diş yapısı ara yüzünde oluşun), koheziv (tamamen diş dokusu ya da adeziv içerisinde oluşun) veya karışık (kısmen ara yüzde kısmen koheziv) olarak sınıflandırılmıştır. Bağlanma tipi belirtilmediği sürece bağlanma kuvvet değeri anlamsız kabul edilmektedir [202].

Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi

Restoratif materyaller diş dokularına geniş alanda daha az bağlanma gösterirken küçük alanda daha fazla bağlanma gösterir. Bu yüzden 1994 yılında Sano ve ark. [203] tarafından geliştirilen bu testte 1mm²'den daha küçük alana sahip örnekler incelenebilmektedir. Bu test diğer yöntemlere göre daha güvenilirdir ve yüksek sonuçlar vermektedir. Bu yöntemle çok sayıda örnek hazırlanabilir, bağlanma yüzey

alanı çok küçük olan, düzensiz olan örnekler incelenebilir, örnek boyutları küçük olduğundan SEM ile incelenebilir, dişin farklı bölgelerindeki bağlanma yüzeyi incelenebilir, bir diş kendi içinde ve diğer dişlerle karşılaştırılabilir dolayısıyla bu avantajlarla tercih edilen bir yöntemdir. Bununla birlikte test örnekleri çok küçük olduğundan hazırlamak zahmetlidir çabuk deforme olur, özel düzenek gerektirir ve 5 MPa'nın altında ölçüm zordur [200, 201, 203, 204]



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tedavi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yürütüldü.

Bu çalışmada; inşaat sektöründe yaygın bir şekilde zeminin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla kullanılan polipropilen fiberlerin, 0,5-1 mm uzunluğunda ve belirli oranlarda cam iyonomer simana katılmasının dayanıklılık, bağlanma ve yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildi.

Çalışmada kullanılan cam iyonomer simanın (Şekil 8) ve polipropilen fiberin özellikleri Tablo 4 ve 5 'de gösterilmiştir.

Tablo 4: Çalışmada kullanılan cam iyonomer simanın özellikleri

Materyalin Adı	Cam iyonomer siman restoratif materyali
Üretici Firma	Ketac molar Easymix, 3M ESPE, Seefeld, Almanya
Likit İçeriği	Polialkenoik asit, tartarik asit, su
Toz İçeriği	Al-Ca-La florosilikat cam, %5 kopolimer asit
Karıştırma Oranı	Ağırlık olarak toz/likit 4,5:1 (1 ölçü kaşığı toz için 1 damla likit)
Çalışma Zamanı	3 dk
Sertleşme Zamanı	5 dk
Kullanım Endikasyonları	ART, süt dişi restorasyonu, daimi sınıf I restorasyonu, yarı-daimi sınıf II restorasyonu, kor yapımı, estetiğin ön planda olmadığı sınıf V dolgular, kompozit restorasyon altında kaide olarak kullanılır.



Şekil 8: Çalışmada kullanılan cam iyonomer siman

Tablo 5: Çalışmada kullanılan polipropilen fiberlerin özellikleri

Materyalin Adı	Polipropilen fiber
Üretim Yeri	Dost Kimya Endüstriyel Hammaddeler San. Tic. Ltd. Şti. Tuzla/ İSTANBUL
Kimyasal Bileşimi	$CH_2=CH-CH_3$
Kesit	Dairesel
Görünüm	Beyaz
Katkı	Yok
Uzunluğu	0,5-1 mm

3.1 Toz Karışımların Hazırlanması

Toz karışımların hazırlanması için öncelikle 5 mm uzunluğundaki polipropilen fiberler ince uçlu makas kullanılarak 0.5-1 mm uzunluğuna getirildi (Şekil 9a ve b). Karışımların oranlarını belirlemek için 0,0001 gr hassasiyetindeki hassas terazi (AND GR 300, Japonya) (Şekil 10) kullanıldı.



Şekil 9: a. Polipropilen fiber b. Polipropilen fiberin kesilmiş hali



Şekil 10: Hassas dijital terazi

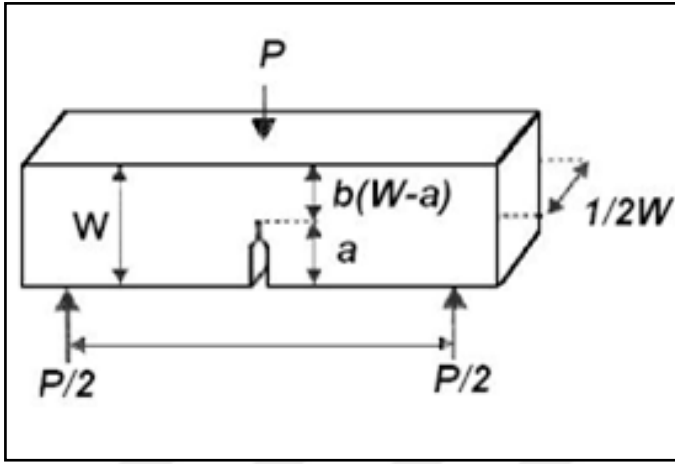
Cam iyonomer simanın tozuna ağırlıkça %1, 3, 5 oranında farklı yüzdelerde polipropilen fiber ilave edilerek eşit dağılımı sağlamak için boş amalgam kapsülüne konulup amalgamatörde karıştırıldı. Hazırlanan çalışma grupları Tablo 6'da görülmektedir.

Tablo 6: Toz karışımların isimlendirilmesi

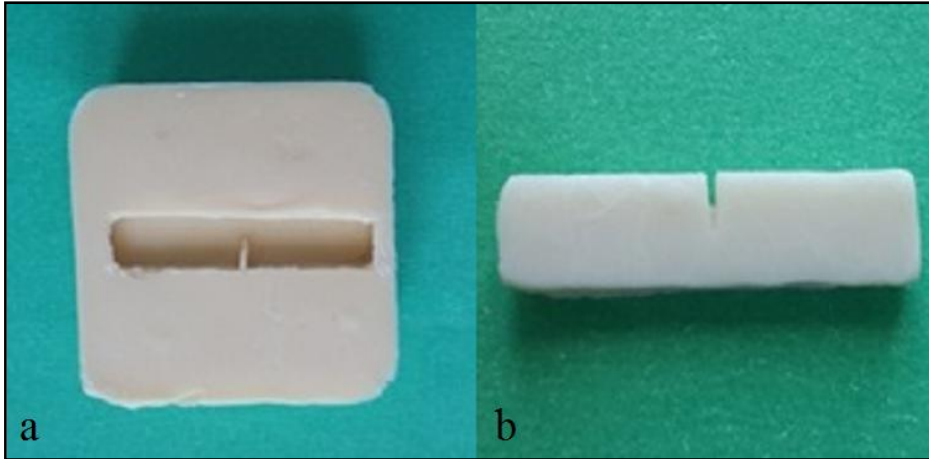
Kontrol Grubu (Cam İyonomer Siman Tozu)	GRUP 1
% 1 Polipropilen Fiber İçeren Cam İyonomer Siman Tozu	GRUP 2
% 3 Polipropilen Fiber İçeren Cam İyonomer Siman Tozu	GRUP 3
% 5 Polipropilen Fiber İçeren Cam İyonomer Siman Tozu	GRUP 4

3.2 Kırılma Dayanımı Deneyi

Kırılma dayanımı deneyinde örnekler ASTM E 399-90 [205] standardına uygun olarak 25 x 2.5 x 5 mm boyutlarında ve ortasında 0.5 mm genişlik-2.5 mm uzunluğunda girintiye sahip olacak şekilde hazırlandı (Şekil 11). Örnekleri elde etmek için bu standartlara uygun silikon kalıplar hazırlandı (Şekil 12a). Bu testte $\alpha=0.01$ $\beta=0.1$ $1-\beta=0.90$ olarak alındığında her bir grupta 10'ar olmak üzere toplam 40 örnek alınmasına karar verildi. Testin gücü $p=0.91744$ bulundu (Şekil 12b).



Şekil 11: Kırılma dayanımı deneyi için hazırlanan örneklerin ASTM E 399-90 standardına göre şekilleri



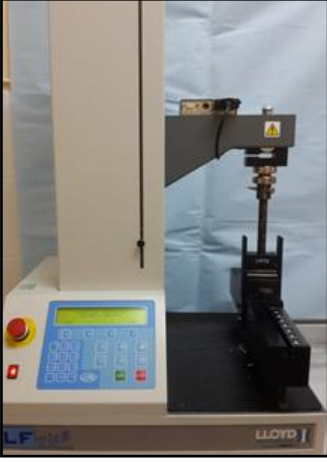
Şekil 12: a. Kırılma dayanımı testi için hazırlanan silikon kalıp b. Kalıptan elde edilen örnek

Simanın toz-likit oranı üretici talimatlarına uygun olarak 4,5:1 gr oranında karıştırıldı ve kalıplara kondanse edildi. Kalıptan çıkarılan örnekler kumpasla ölçüldükten sonra (Şekil 13) 37⁰C sıcaklıktaki distile su içerisinde 24 sa etüvde

bekletildi ve üniversal test cihazı (Lf Plus Llyod İnc, Amatek, İnc, England) kullanılarak dakikada 2 mm hızla 3 nokta bükme testi ile kırılmaya tabi tutuldu (Şekil 14).



Şekil 13: Örneklerin kumpasla ölçülmesi



Şekil 14: Kırılma dayanımı deneyinde kullanılan test cihazı

Bilgisayarda okunan kırılma anındaki maksimum yük kgNewton cinsine dönüştürüldükten sonra aşağıdaki formül ile her bir örneğin kırılma dayanımı (K_Q) değeri $MPa \cdot m^{1/2}$ cinsinden hesaplandı.

$$K_Q: (P_Q S/BW^{3/2}). f(a/w)$$

$$f(a/w) = \frac{3(a/W)^{3/2} [1.99 - (a/W)(1 - a/W) * (2.15 - 3.93a/W + 2.7a^2/W^2)]}{2(1 + 2a/W)(1 - a/W)^{3/2}}$$

P_Q: Kırık oluştuğu andaki maksimum yük (KN)

S: Destekler arası uzaklık (cm)

B: Örnek kalınlığı (cm)

W: Örnek genişliği (cm)

a: Çentik uzunluğu (cm)

3.3 Yüzey Pürüzlülüğü Deneyi

Yüzey pürüzlülüğü deneyi için $\alpha=0.01$ $\beta=0.1$ $1-\beta=0.90$ olarak alındığında her bir gruptan 10'ar tane olmak üzere toplam 40 tane örnek oluşturulmasına karar verildi. Testin gücü $p=0.91744$ bulundu. Örnekler çapı 10 mm ve yüksekliği 2 mm standart metal kalıp kullanılarak hazırlandı (Şekil 15).

Üzeri asetat ile kaplanmış bir cam üzerine metal kalıp yerleştirildi. Cam iyonomer siman üretici talimatlarına uygun olarak karıştırıldı ve kalıp içerisine bir miktar taşırılarak dolduruldu. Sonra kalıbın üste bakan yüzeyine strip bant yerleştirildi ve ikinci bir cam, metal kalıbın üzerine bastırılarak fazla simanın kenarlardan taşması sağlandı. Sertleşme süresi sonunda kalıptan çıkarılan örneklerin çapakları temizlendi.



Şekil 15: Yüzey pürüzlülüğü deneyi için kullanılan kalıp ve hazırlanan örnek

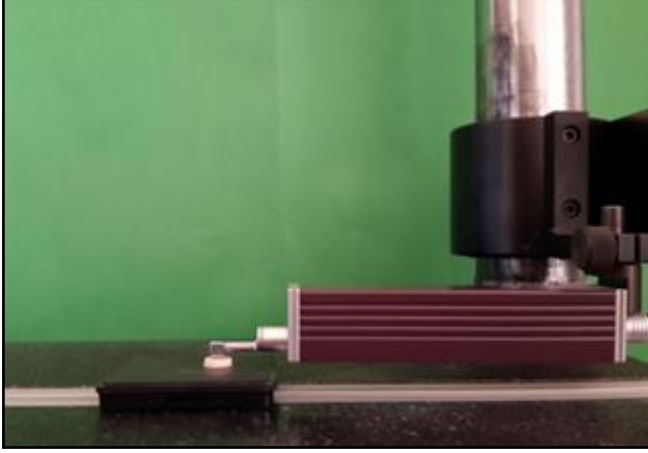
Deneyin Yapılışı

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için SurfTest SV-2100 (Mituyoto, A.B.D.) profilometre cihazı kullanıldı (Şekil 16). Profilometre cihazı kullanılarak yüzey üzerinde bir çizgi boyunca oluşan profil dalgalanmaları ölçülür. Bu cihaz yüzey pürüzlülüğü ile ilgili değerleri rakamsal olarak vermektedir. Bu değerlerden Ra; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını ifade etmektedir ve yüzey pürüzlülüğü Ra olarak ifade edilmektedir [206].



Şekil 16: Profilometre cihazı

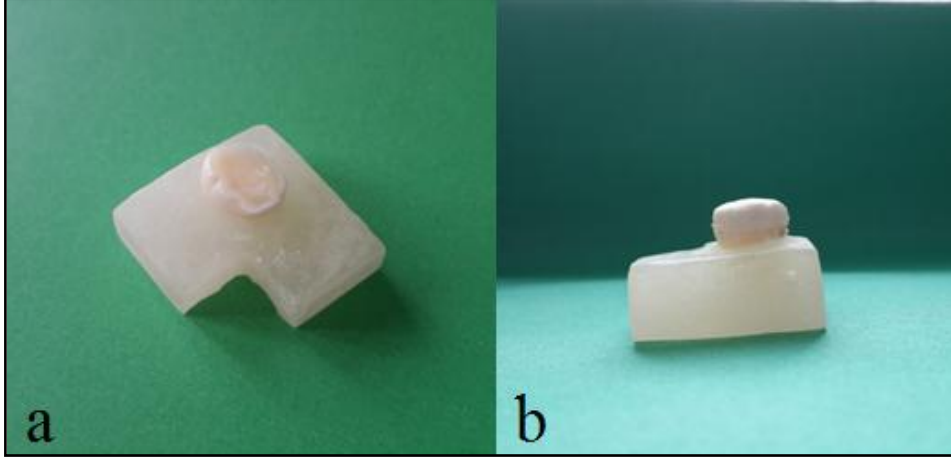
Ölçüm gerçekleştirmeden önce yüzey profilometresi kendi kalibrasyon parçası kullanılarak kalibre edildi. Ardından profilometrenin okuyucu ucu ile örnek diskin değme açısı 90° olacak şekilde örnek tabla üzerine yerleştirildi (Şekil 17). Her bir örnek yüzeyinin 5 farklı noktasından ölçümler gerçekleştirildi ve örneklerin her biri için Ra değeri hesaplanarak μm cinsinden kaydedildi.



Şekil 17: Örneklerin yüzey profilometresi ile yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi

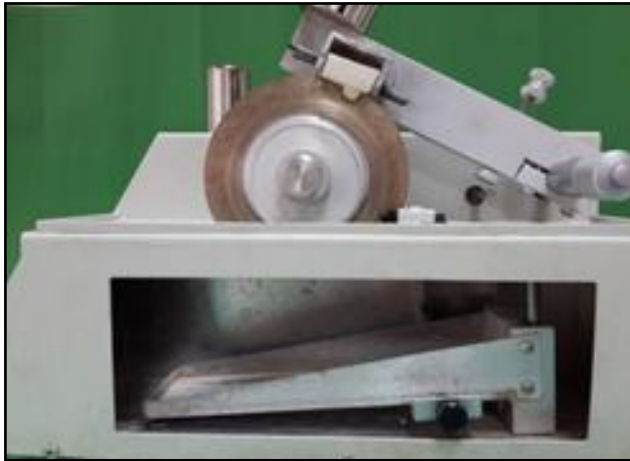
3.4 Mikro Gerilme Testi (Bağlanma Dayanımı Testi)

Mikro gerilme testi için 24 adet çekilmiş, çürüksüz, insan süt molar dişi kullanıldı. Çekimi yapılan dişler % 10'luk formalin solüsyonunda bekletildi. Cam iyonomer simanın uygulanacağı 4 çalışma grubu (n=6) oluşturuldu. Dişlerin okluzal yüzeylerinde düşük devirde dönen elmas frezler kullanılarak kron dentinine ulaşıldı. Bu yüzeyler su soğutması altında sırasıyla 600-800-1200 gritlik zımpara ile düzleştirilerek homojen yüzeyler elde edildi. Dişlerin okluzal yüzeyinde mine dokusu kalmamasına özen gösterildi ve bu amaçla büyüteçle okluzal yüzeyler incelendi. Dişler rastgele 4 gruba ayrıldı. Her bir gruba ait dişler L şeklindeki akrilik bloklara oklüzal yüzeyleri dışarı bakacak şekilde gömüldü (Şekil 18a). 10x5x5mm boyutlarında silikon esnek kalıp akrilik bloklara gömülmüş dişlere geçirildi. Toz karışımların hazırlanması bölümünde anlatıldığı gibi hazırlanan cam iyonomer tozları, likitle üretici talimatlarına uygun olarak karıştırılmasının ardından dişlere uygulandı (Şekil 18b). Sertleşme tamamlandıktan sonra dişlere geçirilen silikon kalıp çıkarıldı ve dişler 24 sa 37⁰C sıcaklıktaki distile su içerisinde etüvde bekletildi.

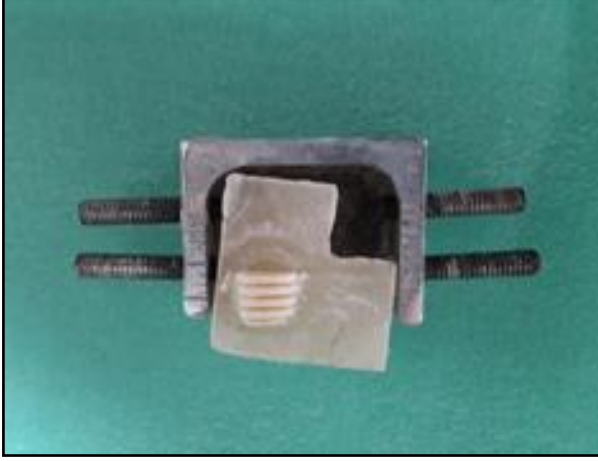


Şekil 18: a. Akrilik bloğa gömülen örnek b. Cam iyonomer simanın örneğe uygulanmış hali

Örnekler microcut kesim cihazına yerleştirilerek bukkolingual ve meziodistal yönde kesimler yapıldı. $\alpha=0.01$ $\beta=0.1$ $1-\beta=0.90$ olarak alındığında her bir diştten elde edilen en ideal 2 adet 1 mm^2 'lik kesitte çubuk seçilerek, her grupta 12 çubuk olacak şekilde testte kullanılmak üzere ayrıldı (Şekil 19-21). Testin gücü $p=0.91744$ bulundu. Daha sonra elde edilen örnekler hızlı yapıştırıcı ile (Pattex 2 K) mikrogirilim cihazına (Lf Plus Llyod Instruments Amatek, England) yapıştırılıp kopma gerçekleşene kadar örneklere dakikada 1mm hız ile gerilim kuvveti uygulandı (Şekil 22). Örneklerin kırılması için gerekli olan kuvvet MPa cinsinden kaydedildi.



Şekil 19: Mikrocut cihazına yerleştirilen örnek



Şekil 20: Bukkolingual boyutta kesilen örnek



Şekil 21: 1 mm² kesitte elde edilen çubuk



Şekil 22: Elde edilen çubuğun mikrogerilim cihazına yerleştirilmesi

Örnekler stereomikroskop (Nikon SMZ800) ile değerlendirilerek kopma tipleri belirlendi.

Tip 1: Koheziv kırık. Restoratif materyalin kendi içinde görülen kırılma.

Tip 2: Adeziv kırık. Restoratif materyalle diş dokusu arasında bağlantı bölgesinde görülen kırılma

Tip 3: Karışık kırık.

Her bir gruptan farklı tipteki kırık örnekleri altın ile kaplandıktan sonra SEM ile incelendi.

3.5 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 20 ile değerlendirildi. Verilerin normallik testleri Shapiro-Wilk testi ile yapılmış olup, veriler normal dağıldığı için gruplar arasındaki karşılaştırmalara Anova testi ile bakıldı. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtildi.

4. BULGULAR

4.1 Kırılma Dayanımı Bulguları

Kırılma dayanımı bulguları Tablo 7'de gösterilmiştir.

Kırılma dayanımı bulguları gruplara göre incelendiğinde GRUP 3 (%3) 'ün kırılma dayanımı bulgularının diğer 3 gruptan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p < 0,05$).

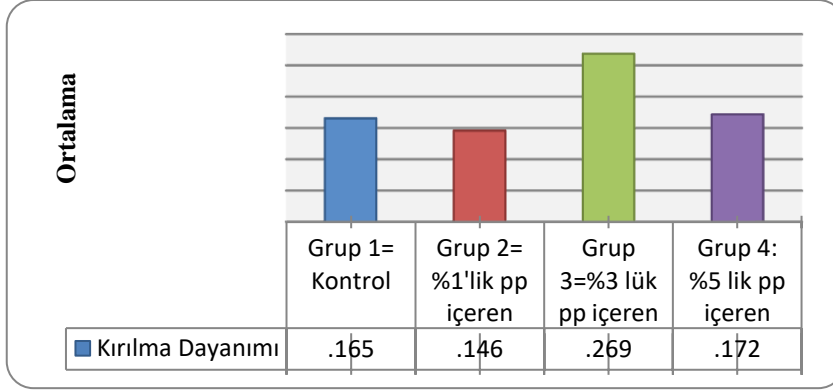
GRUP 1 (kontrol) ile GRUP 2 (%1) arasında kırılma dayanımı bulguları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GRUP 1 (kontrol) 'in ortalama kırılma dayanımı değerlerinin ($0,165 \text{ MPa.m}^{1/2}$) daha yüksek olduğu görülmüştür.

GRUP 1 (kontrol) ile GRUP 4 (%5) arasında kırılma dayanımı bulguları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GRUP 4 (%5) 'ün ortalama kırılma dayanımı değerlerinin ($0,172 \text{ MPa.m}^{1/2}$) daha yüksek olduğu görülmüştür.

GRUP 2 (%1) ile GRUP 4 (%5) arasında kırılma dayanımı bulguları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GRUP 4 (%5) 'ün ortalama kırılma dayanımı değerlerinin ($0,172 \text{ MPa.m}^{1/2}$) daha yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 23).

Tablo 7: Gruplar arasında kırılma dayanımı bulguları dağılımı ve Anova tablosu

		GRUP						ANOVA		
		n	Mean	Median	Std.dev.	Min.	Max	F	p	İkili Karşılaştırma
KIRILMA DAYANIMI BULGULARI	1-GRUP 1	10	0,165	0,166	0,031	0,119	0,207	22,7	0,0001	Grup 3-Grup 1 Grup 3-Grup 2 Grup 3-Grup 4
	2-GRUP 2	10	0,146	0,147	0,040	0,069	0,195			
	3-GRUP 3	10	*0,269	0,273	0,035	0,213	0,322			
	4-GRUP 4	10	0,172	0,174	0,039	0,101	0,238			



Şekil 23: Kırılma dayanımı testi bulgularının ortalama değerleri

4.2 Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları

Yüzey pürüzlülüğü testi bulguları Tablo 8'de gösterilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü gruplar arasında incelendiğinde GRUP 4 (%5) 'ün yüzey pürüzlülüğü değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p < 0,05$).

GRUP 1 (kontrol) ile GRUP 2 (%1) arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GRUP 2 (%1) değerleri daha yüksek olduğu görülmüştür.

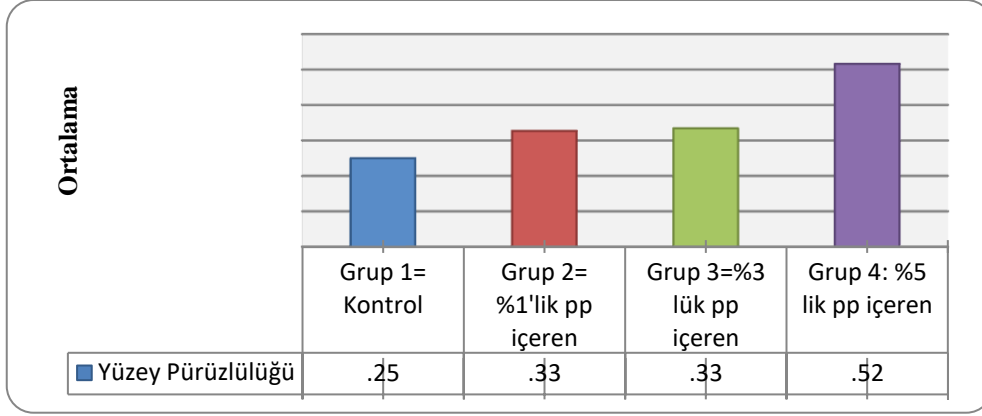
GRUP 1 (kontrol) ile GRUP 3 (%3) arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p > 0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GRUP 3 (%3)'ün değerleri daha yüksek bulunmuştur.

GRUP 2 (%1) ile GRUP 3 (%3) arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p > 0,05$).

Yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) açısından GRUP 1(kontrol) en düşük değere, GRUP 4 (%5) 'ün ise en yüksek değere sahip olduğu görülmektedir (Şekil 24).

Tablo 8: Gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü bulguları dağılımı ve Anova tablosu

		GRUP						ANOVA		
		n	Mean	Median	Std.dev	Min	Max	F	p	İkili Karşılaştırma
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ BULGULARI	1-GRUP 1	10	,25	,26	,05	,19	,31	19,2	0,0001	Grup 4-Grup 1 Grup 4-Grup 2 Grup 4-Grup 3
	2-GRUP 2	10	,33	,29	,09	,19	,48			
	3-GRUP 3	10	,33	,31	,07	,25	,46			
	4-GRUP 4	10	*,52	,49	,10	,37	,70			



Şekil 24: YüzeY pürüzlülüğü testi bulgularının ortalama değerleri

4.3 Mikro Gerilme Testi (Bağlanma Dayanımı) Bulguları

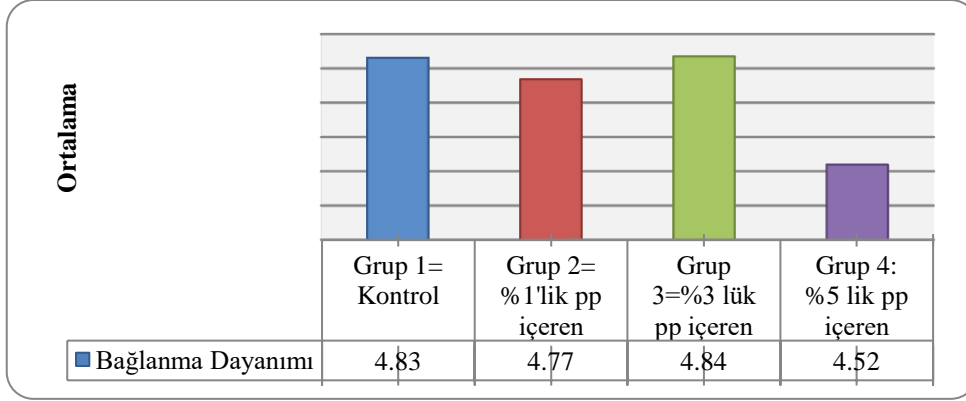
Mikro gerilme testi bulguları Tablo 9'da verilmiştir.

Bağlanma dayanımı açısından incelendiğinde gruplar arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Tablo 9: Gruplar arasında bağlanma dayanımı bulguları dağılımı

		GRUP 1						ANOVA	
		n	Mean	Median	Std.dev.	Min	Max	F	Sig.
MİKRO GERİLME TESTİ (BAĞLANMA DAYANIMI)	1-GRUP 1	12	4,83	4,71	0,56	4,15	5,92	0,623	0,604
	2-GRUP 2	12	4,77	4,64	0,79	3,64	6,57		
	3-GRUP 3	12	4,84	4,59	0,61	4,17	5,90		
	4-GRUP 4	12	4,52	4,35	0,64	3,43	5,67		

İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte tüm gruplar arasında GRUP 1 (kontrol) 'in ve GRUP 3 (%3) 'ün Bağlanma Dayanımı değerleri daha yüksek görülmektedir. GRUP 4 (%5) 'ün ise en düşük değere sahip olduğu görülmektedir (Şekil 25).

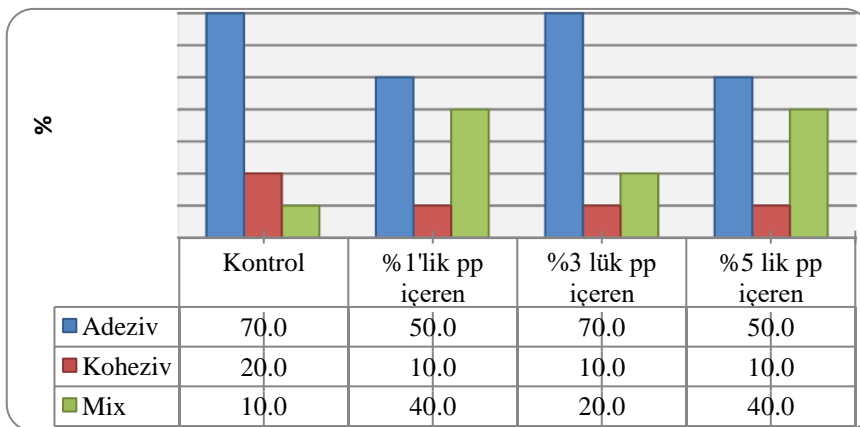


Şekil 25: Bağlanma dayanımı testi bulgularının ortalama değerleri

Gruplara göre kopma tipleri değerlendirildiğinde GRUP 1 (kontrol) ve GRUP 3 (%3) 'te %70 oranında Adeziv tip kopma görülürken, GRUP 2 (%1) ve GRUP 4 (%5) 'te %40 oranında Mix tip kopma görülmektedir (Tablo 10, Şekil 26).

Tablo 10: Gruplara göre kopma tiplerinin dağılımları tablosu

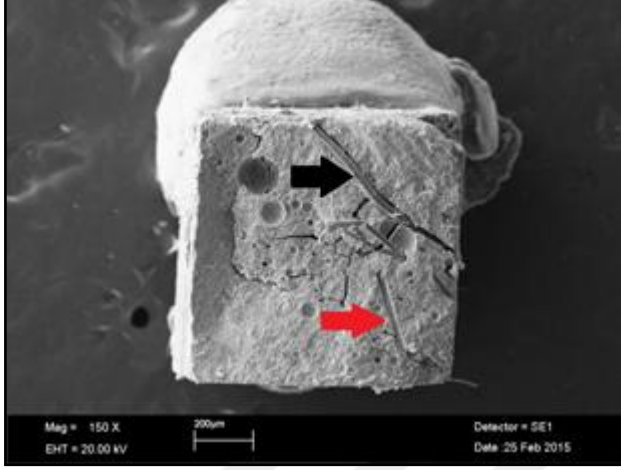
		GRUP 1									
		GRUP 1		GRUP 2		GRUP 3		GRUP 4		Total	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Kopma Tipi	Adeziv	7	70,0	5	50,0	7	70,0	5	50,0	24	60,0
	Koheziv	2	20,0	1	10,0	1	10,0	1	10,0	5	12,5
	Mix	1	10,0	4	40,0	2	20,0	4	40,0	11	27,5
	Total	10	100,0	10	100,0	10	100,0	10	100,0	40	100,0



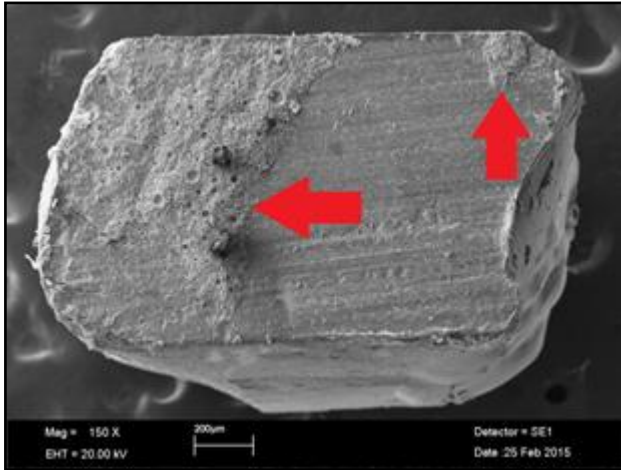
Şekil 26: Gruplara göre kopma tiplerinin dağılımları grafiği

4.4 SEM ve EDS Analizi Bulguları

Mikro gerilme testine tabi tutulan örneklerin kopma bölgesi ve kopma bölgesindeki polipropilenlerin görüntüsü, yüzey pürüzlülüğü için hazırlanan örneklerin kesit görüntüsü SEM'de farklı büyütmelerde incelenerek değerlendirilmiştir (Şekil 27-37).

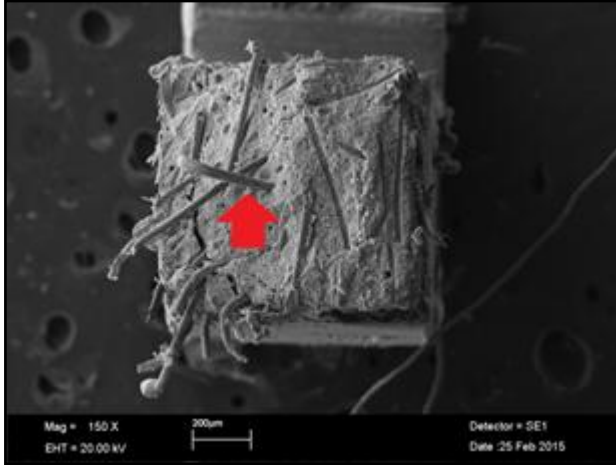


Şekil 27: GRUP 2'nin X150 büyütmede kopma bölgesinin görüntüsü.
Siyah ok: Siman içerisindeki polipropilen fiberi, *Kırmızı ok:* Kopma bölgesinden ayrılan polipropilen fiber izini göstermektedir.

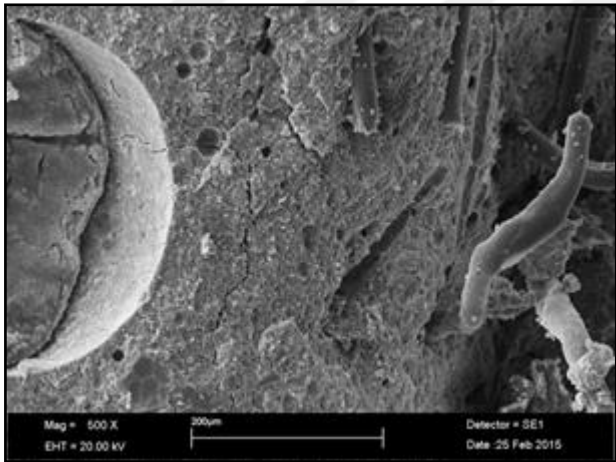


Şekil 28: GRUP 3'nin X150 büyütmede mix kopma görüntüsü.

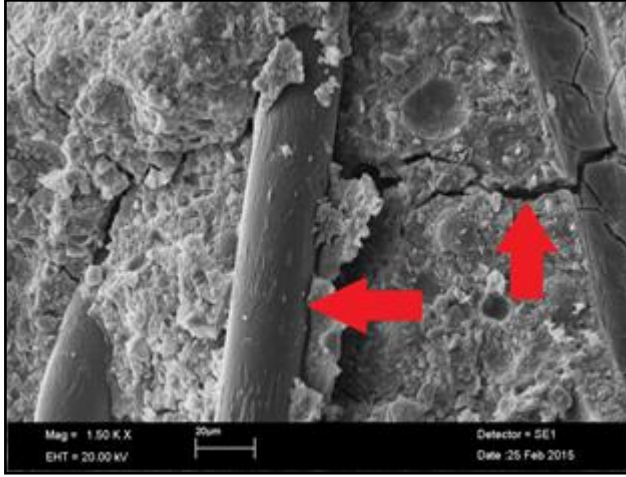
Okla işaret edilen alanlar simanı göstermektedir



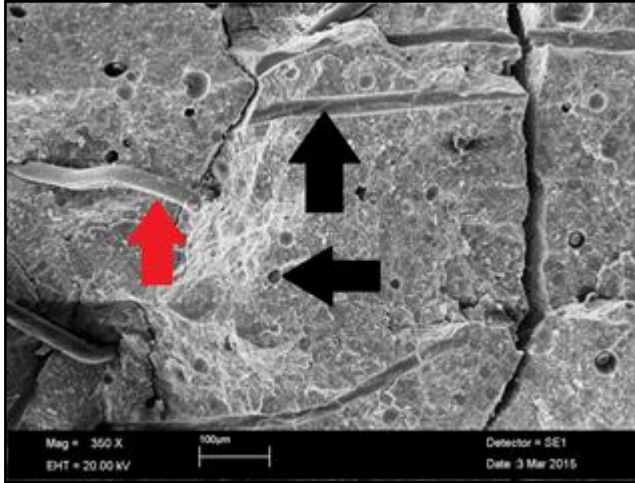
Şekil 29: GRUP 4'nin kırılma bölgesindeki X150 büyütmedeki görüntüsü. Okla gösterilen polipropilendir ve yoğunluğu göze çarpmaktadır.



Şekil 30: GRUP 2'nin X500 büyütmedeki kopma görüntüsü



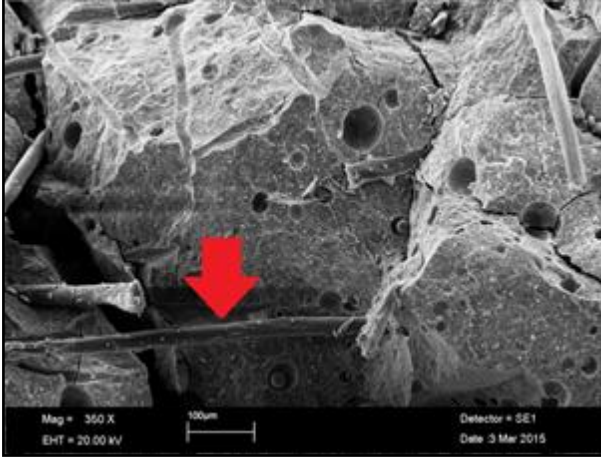
Şekil 31: GRUP 4'ün kopma bölgesindeki X1500 büyütmedeki görüntüsü.
Yatay ok polipropileni göstermektedir. Dikey ok ise simandaki çatlakları göstermektedir.



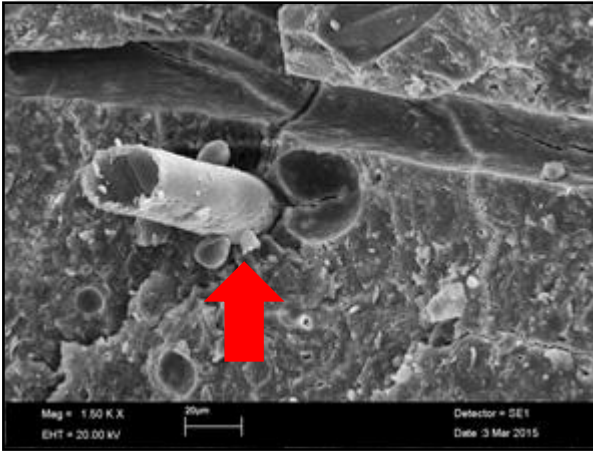
Şekil 32: 10 mm çap ve 2 mm kalınlıktaki GRUP 2 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.

Kırmızı ok: polipropilen lifinin siman içinde gömülmüş halini ve oluşan çatlığa rağmen simanın bütünlüğünün bozulmadığını

Siyah oklar: polipropilenin kesit alınan bölgedeki izlerini göstermektedir



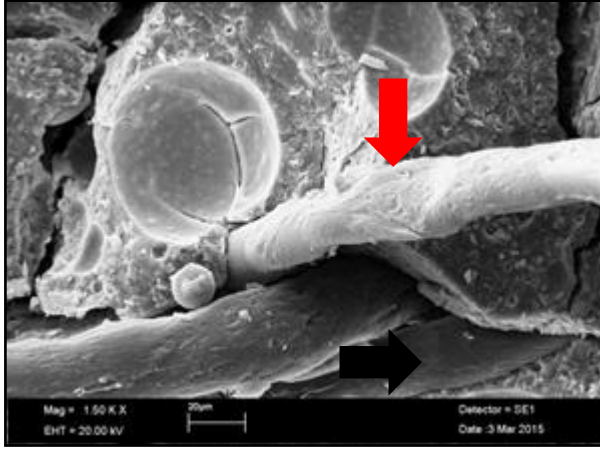
Şekil 33: GRUP 3 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.
Kırmızı okla gösterilen alanda polipropilenin kırık parçaları bağladığı görülmektedir.



Şekil 34: GRUP 3 örneğinden alınan kesitin X1500 büyütmedeki görüntüsü
Kırmızı ok polipropilen fiberin siman içindeki gömülmüş halini göstermektedir.

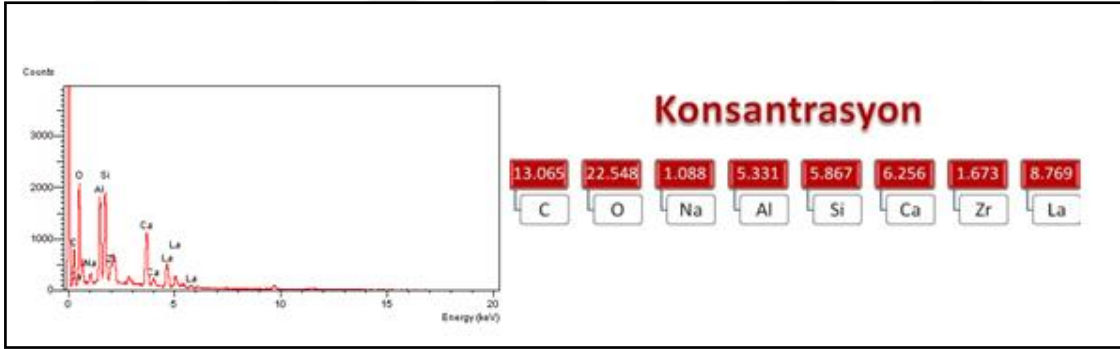


Şekil 35: GRUP 4 örneğinden alınan kesitin X350 büyütmedeki görüntüsü.
Grup 4'e ait kopmuş fiberleri görüntüleri.

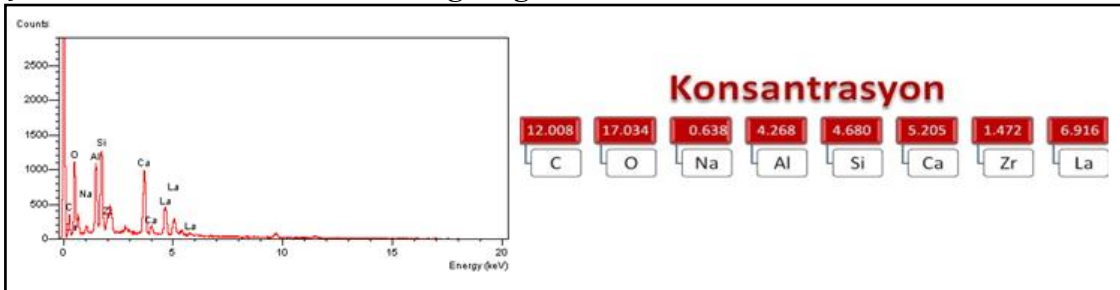


Şekil 36: GRUP 4 örneğinden alınan kesitin X1500 büyütmedeki görüntüsü Siman içerisinde yıpranmaya başlamış, kopmaya yakın fiber görüntüsü (kırmızı ok), fiberlerin farklı yönlerde dağılması cam iyonomerin tamamiyle kopmasını engellemiştir (siyah ok).

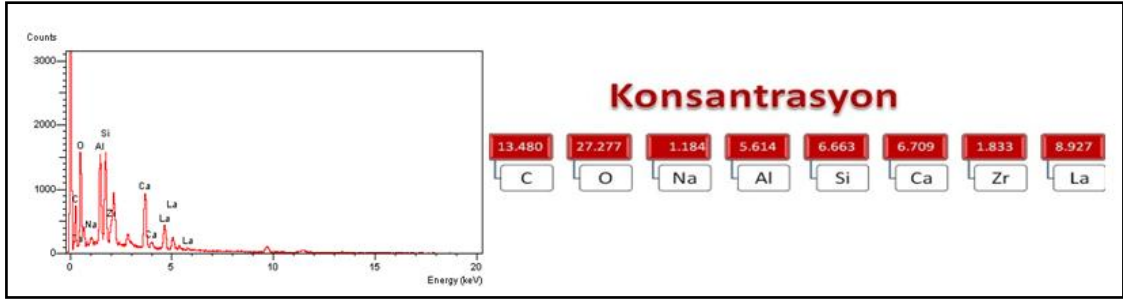
EDS analizi bulguları şekil 37- 40'da gösterilmiştir. Bu analiz bulgularına göre yüzeyde cam iyonomer simana ait elementler mevcuttur kimyasal içeriğinin değiştiğini gösteren herhangi bir bulguya rastlanmamıştır. GRUP 4'te element konsantrasyonlarının azaldığı görülmüştür.



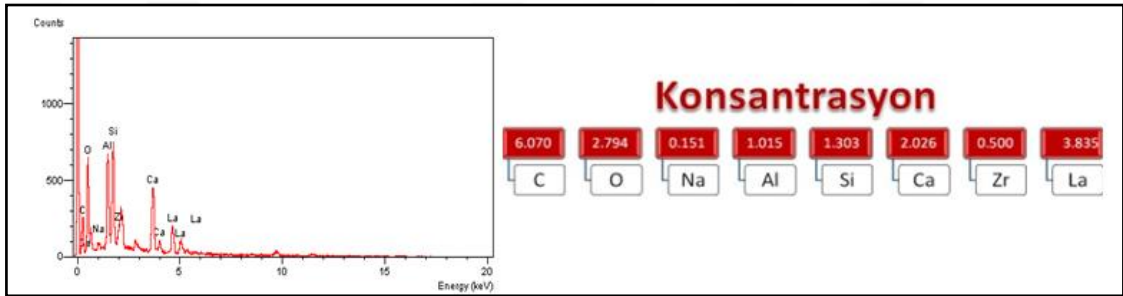
Şekil 37: GRUP 1'in EDS analiz grafiği



Şekil 38: GRUP 2'nin EDS analiz grafiği



Şekil 39: GRUP 3'ün EDS analiz grafiği



Şekil 40: GRUP 4'ün EDS analiz grafiği

5. TARTIŞMA

Süt dişlenmesindeki restorasyon ihtiyacı ile daimi dişlenmedeki restorasyon ihtiyacı birbirinden oldukça farklıdır. Süt dişleri insan hayatında ortalama 8-9 yıllık bir zaman sürecinde mevcut olduğundan yapılan restorasyonların sınırlı süre fonksiyonda olması yeterli olacaktır. Süt dişlerinin boyutları küçük olduğu için tercih edilen restoratif materyal az madde kaybına neden olacak şekilde kavite açılmasına olanak sağlamalıdır. Daha küçük kavite ise kısa çalışma süresi ve daha az lokal anestezi demektir. Özellikle diş dokusuna adezyonu olan restoratif materyaller bu gereksinimleri karşılamaktadır. Bu sebeplerle cam iyonomer simanlar çocuk diş hekimliğinde tercih edilen bir materyal olmuştur [38].

Cam iyonomer simanlar asitleme-bonding gibi ön hazırlıklar gerektirmeden diş uygulanabilmesi ve dişle bağlanabilmesi, flor salımı, antibakteriyel özelliği, düşük termal genleşme katsayıları, ideal estetik özellikleri gibi avantajlarından ötürü diş hekimliğinde ilgi gören ve sık kullanılan bir materyaldir. Bununla birlikte dayanıklılık ve kırılma tokluğu değerlerinin düşük olması, kısa çalışma süresinin olması, sertleşmenin erken evrelerinde neme hassas olması gibi olumsuz özellikleri de vardır [145, 175, 207-209]. Amalgamın civa toksisitesi ve fazla diş dokusu kaybına yol açması süt dişleri restorasyonunda ilgiyi cam iyonomer simana yöneltmiştir [41]. Mjör ve ark. [210] yaptıkları çalışmada süt dişlerinde kırılma nedeni ile restorasyon kaybını amalgam için %24, cam iyonomer için %29 olarak bulmuşlardır.

Welbury ve ark. [211] yaptıkları 5 yıllık klinik çalışmada süt dişlerinde amalgam restorasyonunun retansiyonunu ortalama 41 ay, cam iyonomer simanlar için ortalama 3 ay bulmuşlar ve cam iyonomer simanlardaki en büyük başarısızlık nedenini yetersiz mekanik dayanıklılık olarak belirtmişlerdir.

Cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik yönden incelenmesi sonucunda poröz bir yapıya sahip olmalarından ötürü abrazyon direnci ve kırılma dayanımı yönünden yeterince kuvvetli olmadıkları bildirilmiştir [37, 212]. Bundan dolayı baz materyali aynı olmakla beraber, bazı katkı maddeleri içeren ve farklı işlemler ile elde edilen cam iyonomer simanlar oluşturulmuştur [37, 213].

Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini değerlendirmek için basma dayanımı, bükülme dayanımı, çapsal gerilme dayanımı ve kırılma dayanımı gibi testler uygulanmaktadır [175, 214, 215]. Kırılma dayanımı materyalin çatlak oluşmasına, çatlağın yayılmasına dolayısı ile kırılmasına karşı oluşturduğu dirençtir. Diğer

yöntemlere göre materyalin mekanik özelliğini değerlendirmek için daha iyi bir kriterdir [47, 142].

Kırılma dayanımı deneyi için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bunlar; çift torsiyon deneyi, tek çentik kenarlı eğilme deneyi, v şekilli çentikli kısa kiriş deneyi ve kompakt gerilme deneyi olarak sayılabilir [108, 208]. Bu çalışmada ASTM E 399 tek kenar çentik kırılma tokluğu testi kullanılmıştır ve bu metot birçok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır. Bu standart her ne kadar metalik materyaller için oluşturulsa da kompozitler ve cam iyonomerleri de içeren birçok siman türünde de kullanılmıştır [142, 145, 216, 217, 218].

Mitchell ve ark. [208] farklı tipteki simanların 24 sa sonraki kırılma dayanımı değerlerini “v” çentikli kısa kiriş yöntemi ile değerlendirmişler ve iki farklı geleneksel cam iyonomer simanın 24 sa sonraki kırılma tokluğu değerini $0,27\pm 0,03$ ve $0,34\pm 0,04$ MN/m^{3/2} olduğunu bildirmişlerdir.

Knobloch ve ark. [108] farklı tiplerdeki simanların 24 sa sonra ve 7 gün sonraki kırılma dayanımı değerlerini kompakt çekme yöntemi ile değerlendirmişler ve geleneksel cam iyonomer simanın 24 sa sonraki kırılma dayanımı değerini 3-4 MPa.m^{1/2} olarak bildirmişlerdir.

Hammouda [216], geleneksel cam iyonomer simana katılan cam fiberin simanın mekanik özelliklerine etkisini araştırdığı çalışmada ASTM E 399 tek kenar çentik yöntemini kullanarak kırılma dayanıklılığını ölçmüş ve 24 sa sonunda kontrol grubunun değerini $0,194\pm 0,036$ MPa.m^{1/2} bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda kontrol grubunun kırılma dayanımı değeri ortalama $0,165\pm 0,031$ MPa.m^{1/2} bulunmuştur ve Hammouda [216]'nın yaptığı çalışmanın sonucu ile benzerlik göstermektedir.

Kırılma dayanımı testinde kullanılan farklı yöntemler farklı değerler elde edilmesine neden olmuştur [108, 142, 208]. Fujishima ve ark. [219] 3 farklı ticari kompoziti 4 farklı kırılma dayanımı deneyi ile değerlendirmişler ve sonuç olarak her yöntemde farklı sonuç elde etmişlerdir.

Uygulanan test yönteminin yanı sıra farklı test koşulları da sonuçların farklı olmasında etkindir. Mesela kuru koşullarda yapılan deneylerden elde edilen kırılma tokluk değerleri fizyolojik koşullarda yapılan deneylerden elde edilen değerlerden daha düşüktür [140]. Bonilla ve ark. [220] rezin modifiye cam iyonomer simanın kırılma dayanımı değerini geleneksel cam iyonomer simandan daha yüksek bulmuş ve

geleneksel cam iyonomer simanı sertleşme tamamlandıktan sonra 24 saat içerisinde distile suda nemli ortamda bekletmenin kırılma dayanımı değerinde bir miktar artışa neden olduğunu bildirmişlerdir.

McLean ve ark. [28] geleneksel cam iyonomer simanların başlangıç sertleşme reaksiyonu sırasında dehidratasyona ve çatlamaya karşı hassas olduğunu, sonuç olarak mikro çatlakların test sırasında kırık başlangıcını tetikleyebileceğini bildirmişlerdir. Bu verilere dayanarak bu çalışmada hazırlanan örnekler 24 sa süresince distile su içerisinde nemli ortamda muhafaza edilmiştir.

Kırılma tokluğu değeri doğruluğu için örneğin kalınlığı da önemlidir. Buna "düzlemsel deformasyon kriteri" denmektedir. Kırılma mekaniği teorisi örnek geometrisi ile de ilgili olduğu varsayıldığından bu kriter dikkate alınmalıdır. Örnek kalınlaştıkça çatlağa komşu bölgelerde daha az deformasyon meydana gelir [108, 221]. Bununla ilişkili olarak Kovarik ve ark. [221] bu kritere uymak için örnek kalınlığının en az 1,6 mm olması gerektiğini savunmuşlardır. Hammouda [216] ve Mekikoğlu [144] çalışmalarında örnek kalınlıklarını 2,5 mm olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda konuyla ilgili yapılan araştırmalar dikkate alındığında örneklerin kalınlıkları 2,5 mm'dir.

Geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek amacı ile simana amalgam katılmış fakat estetik özellik sağlanamadığı için çok kullanışlı olmamıştır [37].

Gümüş katılan cam iyonomerlerin mekanik dayanıklılığında artış gözlenirken aşınmaya meyil ve düşük retansiyon gösterdiğinden süt dişlerinde kullanımı uygun bulunmamıştır [213, 222].

Rezin ilave edilerek geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri arttırılmaya çalışılmış fakat mikrosızıntı ortaya çıkmış ve flor salım özelliği de azalmıştır [33].

Gu ve ark. [84] cam iyonomer siman tozuna % 4, 12, 28, 40 oranında hidroksiapatit / zirkonya tozu katmışlar ve % 4 ile % 12'lik grubun kontrol grubuna göre mekanik özelliklerin üst seviyede olduğunu bulmuşlardır.

Yli-Urpo ve ark. [175] geleneksel cam iyonomer siman tozuna ağırlığının %10'u kadar, rezin modifiye cam iyonomer simana ise ağırlığının %10 ve %30'u kadar biyoaktif cam ilave ederek elde ettikleri örnekleri 1, 3, 7, 14, 30, 180 gün süreyle 37°C

deiyonize suda beklettikten sonra kontrol grubu ile karşılaştırdıklarında biyoaktif cam ilavesinin mekanik özellikleri zayıflattığını bildirmişlerdir.

Mekikoğlu [144], çalışmasında geleneksel cam iyonomerin tozuna ağırlığının %4, 6, 8, 10'u kadar hidroksiapatit ve %5, 10, 15, 20'si kadar daha önce cam iyonomer simana katılmamış olan wollastonite ilave ederek kırılma tokluğu değerlerini incelemişler ve sonuç olarak hidroksiapatit ve wollastonite ilavesinin kırılma tokluğunu anlamlı derecede arttırdığını tespit etmiştir.

Al Angari ve ark. [2] çinko ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanı (Chemfil Rock) diğer geleneksel cam iyonomer simanlarla (Fuji IX GP Extra, Ketac Molar Quick Aplicap, Equia fil) kırılma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında çinko ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın kırılma dayanımı değerlerini Equia Fil'den belirgin derecede düşük diğerlerinden ise belirgin derecede yüksek bulmuşlardır.

Dowling ve ark. [5] cam iyonomer siman içerisine kattıkları kalsiyum montmorillonite (ca-mmt) ve organik modifiye montmorillonite kilinin çigneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior da klinik kullanımı için önemli olan kompresif kırılma dayanımı üzerine olan etkisi üzerinde çalışmışlar ve organik modifiye kilin cam iyonomer simanın posterior da kullanılmasını sağlayacak güçlendirici etkiye sahip olduğunu, ca-mmt'nin ise performansta herhangi bir artışa neden olmadığını bildirmişlerdir.

Kawano ve ark. [141] geleneksel cam iyonomer simanın tozuna $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$ (CPSA) cam fiber ilave ederek esneme dayanımı ve güçlendirici etkisini incelemişler ve CPSA cam fiberler ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanın geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha güçlü olduğu sonucuna varmışlardır.

Moshaverinia ve ark. [223] n-vinylpirrolidonla modifiye edilen, tozuna nanohidroksiapatit ve floroapatit ilave edilen geleneksel cam iyonomer simanın basma dayanımı, çapsal gerilme dayanımı, biaksial esneme dayanımı ve mekanik özelliklerinin arttığını bildirmişlerdir.

Polipropilen fiberler; hazır beton, prekast beton, hazır sıva ve harçlar, shotcrete uygulamaları, ısıya mukavim alçı plakalar, dekoratif betonlar, beton borular gibi alanlarda çatlak kontrolü, kalıcılık ve sağlamlık için kullanılan kimyasallara ve yüksek ısıya karşı dayanıklı, hidrofobik özelliğe sahip her tip çimento ile uyumlu bir katkı materyalidir [224].

Cai ve ark. [188] yaptıkları çalışmada polipropilen ile güçlendirilmiş toprağın fiziksel özelliklerinin arttığını göstermişlerdir. Sümer ve ark. [225] çalışmalarında betonlarda görülen yüzeyel çatlakların polipropilen liflerle önenebileceğini araştırmışlar ve sonuç olarak betonda polipropilen kullanımının %0.1 ve %0.5 oranında basınç dayanımlarını arttırdığını %1 oranında polipropilen kullanımının ise betonun sıkıştırılmasına olumsuz etkisi olduğundan basınç dayanımını azalttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda cam iyonomer simanın tozuna ilave edilen materyaller ile güçlendirme konseptlerinden yola çıkarak tekstil, plastik endüstrisinde, inşaat sektöründe yaygın olarak kullanılan polipropilen fiberin cam iyonomer siman için güçlendirici etkisi incelenmiştir. Yaptığımız literatür taramasında polipropilen fiberin dış hekimliği alanında yapılmış herhangi bir çalışmasına rastlanılmamıştır.

Zemini geliştirmek için kireçli toprağın polipropilen fiberle güçlendirilmesi etkili bir metottur. Kireçle stabilize edilmiş toprağın ve hem polipropilen fiber hem de kireçle stabilize toprağın sem görüntülerinin incelenmesi ile kireç-toprak arasında kimyasal bağlantı olduğu, fiber-toprak arasında ise fiziksel bağlantı olduğu tespit edilmiştir [188].

Bu çalışmada cam iyonomer tozuna ilave ettiğimiz polipropilenlerin simanı fiziksel olarak desteklemesi beklenmiştir. Beklenildiği gibi EDS analizi sonuçlarına göre cam iyonomer simanın kimyasal kompozisyonunu değiştiren herhangi bir bulguya rastlanmamıştır. Cam iyonomer simanın içeriğinden farklı bir yapıya sahip olan polipropilen fiberin destekleme mekanizmasının kimyasal olmadığı görülmüştür.

Sümer ve ark. [225] polipropilen fiberin betonlarda basınç dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında deneyin yapılışı sırasında fiber konulmamış betonlarda çatlaktan sonra yük taşımasının sona erip kirişin iki parça halinde kırıldığını, fiberli kiriş kırılmasında ise çatlak büyümesine karşılık yükleme tablasında yükün birden sıfıra düşmeyip, yükü taşımaya devam ettiğini gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızda kırılma dayanımı deneyi sırasında polipropilen fiber içeren örneklere maksimum yük verildikten sonra çatlak oluşmasına rağmen tam bir kırılma gerçekleşmemiştir ve bu çatlakları tutan fiberler göze çarpmıştır. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında deney sırasında kontrol grubunda kırılma bir anda olurken polipropilen içeren örneklerin kırılması daha geç olmuştur. Her ne kadar bu durum kırılma dayanımı değerlerinin yüksek çıkmasına sebep olup in-vitro ortamda olumlu gibi gözükse de klinik olarak

mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumu açısından olumsuz bir özellik gibi gözükmektedir.

Etkili bir güçlendirme için fiber boyunun kritik fiber uzunluğuna eşit ya da bu uzunluktan fazla olmasıyla sağlanır [226-228]. Kritik fiber uzunluğu dağılık seyirli fiberler için 0.38 mm, doğrusal seyirli fiberlerde ise 1 mm olarak belirtilmiştir [228]. Garoushi ve ark. [227] 3mm uzunluktaki kısa cam fiberle güçlendirilmiş Semi IPN kompozit rezin restoratif kompozitle kıyaslandığında yük taşıma kapasitesini geliştirdiğini göstermişlerdir. Yine aynı araştırmacıların yaptığı başka bir çalışmada 3 mm uzunlukta cam fiberle desteklediği premolar kuronların yük taşıma kapasitesinin fiber desteksiz gruplara göre arttığı gösterilmiştir [228]. Hammouda [216], çalışmasında 1mm uzunluğunda fiber kullanmıştır. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada polipropilen fiberlerin 5 mm boyuttaki hali hazırdaki ticari formları çok ince uçlu makas vasıtası ile 0,5-1mm uzunluğuna getirilerek cam iyonomer tozuna ilave edilmiştir. 1mm'den uzun fiberler simanın kırılmasında rol oynayan çatlakların tutuculuğunda daha etkin rol oynayabileceği düşünülmüş fakat klinik olarak dolgu kalınlığının boyutunda olan fiberlerin dolgu yüzeyinde düzensizlik oluşturma ihtimalinden dolayı ilave edilen fiber boyutlarının 1mm'yi aşmamasına dikkat edilmiştir. Çalışmamızda fiber boyutlarının 1mm'yi geçmemesine özen gösterilmiştir.

Hammouda [216], cam iyonomer siman restoratif materyalinin yüzey pürüzsüzlüğünde kazara olan değişiklikleri önlemek, mekanik özelliklerde bozulmayı engellemek için cam fiberlerin cam iyonomer tozu içerisindeki yüzdesini % 3 ve % 5 olarak belirlemiştir. Çalışmamızda cam iyonomerin tozuna ağırlığının % 1, % 3, % 5'i kadar polipropilen fiber ilave edilmiştir.

Lucksanasombool ve ark. [140] geleneksel cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer simanı hidroksietilmetakrilat (HEMA) ile modifiye ederek elde ettikleri rezin modifiye cam iyonomer tozuna ağırlığının %10, 20, 30'u kadar cam fiber ekleyerek tek kenar çentik eğilme deneyi ile kırılma dayanımını kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kontrol grubunun kırılma tokluğu değerini $0,48\pm0,06 \text{ MNm}^{-3/2}$ ve % 10, 20, 30 oranında cam fiber katılan grupların kırılma tokluğu değerlerini $0,40\pm0,09$, $0,37\pm0,04$, $0,34\pm0,03 \text{ MNm}^{-3/2}$ bulmuşlardır. Bu oranlarda fiber ilavesinin kırılma dayanımını azalttığını, bunun sebebinin ise artan porözite olduğunu bildirmişlerdir.

Dowling ve ark. [5] yaptıkları çalışmada cam iyonomer simanın tozuna katılan Ca-mmt kilini kontrol grubu ile karşılaştırıldığında kompresif kırılma dayanımındaki belirgin azalmadan sorumlu tutmuşlar ve kil yüzdesinin artışından dolayı boşluk formasyonu ile ilişkilendirmişlerdir. Yığılmış kil partiküllerinin zayıf doldurucu etkisi lokalize poröz alanları oluşturmuştur. Bu alanlar kırık başlatıcı gibi davranıp kompresif kırılma dayanımında belirgin bir azalmaya sebep olmuştur. Düşük yüzdeli gruplarda kırılma dayanımında belirgin bir değişiklik olmaması cam iyonomer yapısındaki bu kil yoğunluğundan kaynaklı porozitenin çok fazla olmaması ile açıklanmıştır.

Cam iyonomer siman tozunun fiberle doldurulması, dayanıklılığın arttığı kritik fiber yüzdesi ile sınırlandırılmaktadır [229]. Bu kritik sınır aşıldığında mikroyapıda defektler meydana gelmektedir [146, 169].

Yli-Urpo ve ark. [175] çalışmalarında, azalan dayanıklılık ve elastisite modülünü ağırlıkça yüzdesi fazla olan (%30) biyoaktif camın cam iyonomer matrisine bağlanamayıp porözite oluşturmasına bağlamışlardır.

Çalışmamızda kırılma dayanımı değerlerinin GRUP 3'te anlamlı derecede yüksek bulunması fakat GRUP 4'te bu değer düşmesi fiber yoğunluğunun artması sonucunda porozitenin çoğalması ile ilişkilendirilebilir. Ayrıca GRUP 2'nin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da kırılma dayanımı değerinin kontrol grubundan düşük olması dayanıklılığa etki edebilmesi için fiber ilavesinin optimum oranda olmasını gerektirmektedir

Yüzey pürüzlülüğü, restoratif materyallerin ağız içerisindeki durumunu olumsuz yönde etkileyen, restorasyonun ömrünü belirleyen önemli bir özelliktir. Restorasyon yüzeyinde biyofilm retansiyonuna bağlı olarak sekonder çürük, plak birikimi, renk değişikliği, dişeti problemleri oluşumunu artırıp ve restorasyon ömrünü kısaltmaktadır. Bu yüzden restorasyonların bitim ve cila işlemlerinin düzgün bir şekilde yapılması, pürüzsüz yüzeyler elde edilmesi önem taşımaktadır [206, 230, 231]. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünü birçok faktör etkilemektedir. Bu faktörler; restorasyonların polisajlarının iyi yapılmaması, diş macunu ve fırçalarının abrazyon etkileri, çiğneme hareketleri sırasında dişlere gelen okluzal yükler, ağız ortamına soğuk-sıcak olarak alınan yiyecek ve içecekler ile onlara bağlı oluşan asidik erozyon iken cam iyonomer ve kompozit rezinlerde materyalin hazırlanması sırasında meydana gelen hava kabarcığı, materyal içerisindeki matris, doldurucu boyut ve oranı olarak

sayılabilir [103, 232, 233]. Çalışmamızda cam iyonomer simanın tozuna ilave edilen polipropilen fiberin, restoratif materyalin yüzeyinde düzensizlik oluşturup oluşturmadığı değerlendirilmiştir.

ART tekniğinde restoratif materyalin uzun periyotta ağızda mevcudiyeti için başlangıç pürüzlülüğünün değerlendirilmesi önemlidir [103, 234]. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde sıklıkla in-vitro yöntemler kullanılmakta olup cihaz olarak profilometreler tercih edilmektedir [206, 235, 236]. Bu çalışmada örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri profilometre cihazı ile ölçülmüştür.

Profilometreler, yüzey pürüzlülüğünü mikron seviyesinde ölçebilen, örneklerin yüzey topografisindeki değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bu cihaz, Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt ve birçok parametreyi hesaplayabilmektedir [194, 196].

Yapılan çalışmalarda dental materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri için genellikle dikey süreksizlerin merkez yatay çizgiden ortalama sapması olan Ra değerleri kullanılmaktadır [237-240]. Çalışmamızda, diğer çalışmalara benzer şekilde her bir örnek yüzeyinin 5 farklı noktasından ölçümler gerçekleştirilmiş ve bu 5 değer aritmetik ortalaması alınarak her bir örnek için elde edilen Ra değeri incelenmiştir.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için pek çok farklı polisaj sistemleri mevcuttur. Bununla birlikte en az pürüzlü yüzeylerin strip bant ile bitirilen materyallerde olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır [240, 241]. Kapdan ve ark. [238] bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmalarında, Mylar strip bant ile bitirilen 5 farklı kompozit rezin materyaline (Solitaire 2, Filtek Supreme, Tetric Ceram HB, Aelite LS, Silorane), 4 farklı polisaj sistemi (Sof-Lex, Astropol, Enhance, Astrobrush) uygulamışlar, kontrol grubu olarak hiçbir işlem yapılmayan ve strip bant ile bitirilen grubu seçmişlerdir. Strip bant ile bitirilen tüm kompozit materyal gruplarının yüzey pürüzlülüğü, polisaj sistemleri uygulanması sonrası elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Özgünaltay ve ark. [240] farklı bitirme ve polisaj işlemlerinin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerinin strip bant ile bitirilen grupta sağlandığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü deneyinde tüm grupların yüzeyleri strip bant ile bitirilmiştir.

Silva ve ark. [103] atravmatik restoratif tedavide kullanılan 4 farklı cam iyonomer simanın (Fuji IX, Ketac Molar, Vidrion R and Vitromolar) yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmada, kalıplar içerisinde strip bant ve cam kullanarak her materyal grubu için 4 mm kalınlık 7 mm çapa ait silindirik kaplarda 20 adet örnek hazırlamışlardır. Maturasyonu tamamlanan örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin ölçümünü yüzey ölçüm cihazında gerçekleştirmişlerdir. Ketac Molar (Ra: 0,1µm) ve Vidrion R (Ra: 1,1µm) gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerinin Fuji IX (Ra: 0,14µm) ve Vitromolar (Ra: 0,3µm) gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerinden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Fuji IX, Ketac Molar, Vidrion R gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerinin, ART çalışmalarında kabul edilebilir değerler olduğunu bildirmişlerdir.

Rios ve ark. [242] cam iyonomer simanların (Fuji Plus, Ketac Molar ve Vitremer) pit ve fissür sealant olarak endikasyonunu etkileyecek aşınma ve pürüzlülük özelliklerini değerlendirmişlerdir. Bu in-vitro materyallerin başlangıç ve fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmüş ve sonuç olarak; Vitremer ve Fuji Plus, Ketac Molar'a göre fırça abrazyonuna daha dayanıksız bulunmuştur. Bu çalışmada Ketac Molar'ın başlangıç pürüzlülük değeri ortalama 0,37 µm bulunmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız Ketac Molar Easymix geleneksel cam iyonomer simanın kontrol grubu örneklerinde ortalama Ra değeri 0,25 bulunmuştur. Bu değer Silva ve ark. [103] ile Rios ve ark. [242] 'nın yaptıkları çalışmadaki değerlerin arasında bir değerdir. Bollen ve ark. [104] dental materyallere bakteri kolonizasyonu için kritik yüzey pürüzlülüğü değerini 0,2 µm olarak bildirmiştir. Bu çalışmadaki kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü değeri bu değere yakındır ve bakteri kolonizasyonuna sebebiyet verecek kadar anlamlı derecede yüksek bulunmamıştır. Fakat GRUP 2 (%1), GRUP 3 (%3), GRUP 4 (%5)'te, gruplarının ortalama Ra değerleri sırası ile 0,33, 0,33, 0,52 µm bulunmuştur ve bu değerler Bollen ve ark. [104] belirttiği kritik bakteri kolonizasyon değerinden yüksek bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm den yüksek olması bakteriyel adezyonu, dental plak maturasyonu ve asiditenin artışına, dolayısı ile çürük riskine sebep olabilmektedir. Bununla birlikte cam iyonomer simanların flor salımından dolayı antikaryojenik etkileri bu riski biraz azalttığı düşünülmektedir [242-244].

Materyal yüzeyinin serbest yüzey enerjisi, hidrofobisi, yüzey pürüzlülüğü gibi fizikokimyasal özellikleri direk ya da pelikül proteinleri yolu ile bakteri adezyonunda önemli bir etkiye sahiptir. Yüksek enerjiye sahip olan yüzeyler düşük enerjiye sahip olan yüzeylere göre daha fazla plak toplamaktadır. Bununla birlikte; yüzey pürüzlülüğünün etkisi serbest yüzey enerjisinin etkisini geçersiz kılmaktadır. Örneğin; düzensiz yüzeyli ve düşük yüzey enerjili polietilen katkılı kompozitte olan bakteriyel tutunma düzgün yüzeyli ve yüksek enerjili seramik ya da cam fiber katkılı kompozitlere göre daha fazladır [245-247].

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan fiberler, cam ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberlerdir. Fiberler diğer özelliklerinin yanında yüzey özellikleri açısından da çeşitlilik göstermektedir. Örneğin; polietilen düşük yüzey enerjisine sahipken cam yüksek yüzey enerjisine sahip bir materyaldir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde bulunan fiberler öncelikli olarak matris polimer, restoratif veya kompozit doldurucu partikülleri ile kaplıdır. Bununla birlikte dolguların, kronların marjinal alanlarında, hareketli protezlerde ya da polisaj sırasında bu fiberler açığa çıkıp düzensizlik oluşturabilirler [248].

Tanner ve ark. [246] fiberle güçlendirilmiş kompozitlere bakteriyel adezyonu değerlendirdikleri çalışmalarında farklı çeşit fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin yüzeyine in vitro S.mutans tutunmasının farklı olduğunu, bu durumun da materyalin yüzey düzensizliği ile alakalı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca dental materyallerde fakültatif bakteri ve non-mutans streptokok miktarından kaynaklı gerçekleşen plak akümülyasyonu ile yüzey pürüzlülüğü değerlerini ilişkili bulmuşlardır.

Çalışmamızda cam iyonomer simanın tozuna katılan polipropilen fiberin siman yüzeyinde bakteri tutunmasına neden olacak düzensizliğe sebep olup olmadığını değerlendirmek amacıyla yüzey pürüzlülüğü testi uygulanmıştır. GRUP 4 (%5)'te Ra değerleri beklenen sonuç olarak kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ayrıca toz içerisindeki polipropilen oranı arttıkça Ra değerinin yükseldiği görülmüştür ve bu değerler Bollen ve ark. [104] belirttiği kritik değer olan 0,2 μm 'den büyüktür. Dolayısıyla polipropilen fiberlerin oluşturabileceği düzensizliklerin siman yüzeyinde bakteri ve plak tutunmasına neden olabileceğini düşünmekteyiz.

Dental materyallerin klinik kullanıma olan uygunluğuna karar verilirken diş dokularına bağlanma kuvveti değerlendirilmesi gereken önemli bir kriterdir [200, 249-

251]. Restoratif materyal ile diş arasındaki güçlü ve sağlam bağlantı hem mekanik hem de biyolojik ve estetik özellikler açısından gereklidir. Başarılı bir bağlanma ile kenar uyumu sağlandığı için mikrosızıntı, kenar renklesmesi, pulpa iltihabı, sekonder çürük önlenmektedir [249, 252].

Restoratif materyallerin bağlanma özelliğini değerlendirmenin en kolay yolu in vitro bağlanma testleridir. Fakat diş dokusu ile restoratif materyal arasında meydana gelen bağlanma karmaşık bir kavramdır ve materyalin klinik koşullardaki davranışıyla kolayca ilişkilendirilmemektedir [253]. Materyallerin bağlanma kuvvetini araştıran çalışmalarda farklı test yöntemlerinin uygulanmasından dolayı oldukça büyük değerkenlik gösteren sonuçlar ortaya çıkmaktadır bu nedenle materyallerin bağlanma kuvveti ile ilgili kesin bir bilgi elde edilememektedir [253, 254]. Mine, dentin ve semente bağlanma kuvvetlerinin ayrı ayrı değerlendirilebilmesi avantajından dolayı in vitro bağlanma testleri en geçerli yöntem olarak kabul edilmektedir [253, 255]. Bu yüzden çalışmamızda polipropilen fiber içeren cam iyonomer simanların ve kontrol grubu cam iyonomer simanın bağlanma kuvveti in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Restoratif materyallerin bağlanma dayanımını ölçmek için en sık kullanılan in vitro yöntem mikrogerilim bağlanma dayanımı testidir. Bu testle bağlanmanın koptuğu andaki her birim alana gelen yük miktarı ölçülmektedir. Nominal bağlanma kuvveti uygulanan maksimum kuvvetin bağlı bulunan yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır [256]. Mikro gerilme test tekniği yönteminin en önemli avantajları; bir dişten çok fazla sayıda örnek elde edilebilmesi, restorasyon ile diş yüzeyinde ölçülecek olan bağlanma kuvveti alanının belirlenebilmesi ve ölçümler sonucunda çok düşük farklılıkların olmasıdır. Ölçümlerin çok büyük farklılıklar oluşturmayışının olası nedeni olarak, materyal ile dentin yüzeyi arasında çatlak hat oluşumu probleminin küçük örneklerle aşılması gösterilmektedir. Ayrıca SEM analizi sırasında küçük boyutta hazırlanan örneklerde cam iyonomer simanın koheziv kopma tipinden farklı olarak değerşik kopma tipleri görüntülerinin elde edilerek, dentine bağlanmaları konusunda değerşik fikirlerin öne sürülebileceği düşünölmektedir [201, 203, 204, 251, 255]. Bu bilgilere dayanarak bu çalışmada mikro gerilim bağlanma testi kullanılmıştır.

Mikro gerilme test metodu daha güvenilir, fakat zaman alıcı ve teknik hassasiyetleri olan bir adezyon testi olarak bilinmektedir. Mikro gerilme kuvveti testi için kullanılan üç ana örnek dizaynı bulunmaktadır. Bunlar, çubuk, halter ve kum saati şeklindedir. Çubuk şekilli örnekler mikro gerilme testlerinde kullanılan ilk örnek

şeklidir, ancak daha sonra farklı şekillerdeki örnekler (kum saati ve halter) kullanılmaya başlanmıştır. Çubuk şekilli örneklerin hazırlanması kolaydır. Halter ve kum saati şekilli örnekler için ekstra kesim yapılması örneklere zarar verme riskini artırmakta ve standardizasyonu zorlaştırmaktadır [198]. Betamar ve ark. [257] 172 farklı örnek dizaynlarının mikro gerilme testi sonuçlarına etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, anlamlı bir farklılık bulmamış ayrıca, çubuk şeklinin hazırlanma kolaylığı, diğer şekillere benzer sonuçlar vermesi ve örnek geometrisinin getirdiği etkilere maruz kalmaması nedeniyle tercih edilebilir olduğunu bildirmişlerdir. Goracci ve ark. [258] 1x1 mm kalınlığında trimleme yapılmamış çubuk şekilli örneklerin mine üzerinde yapılan mikro gerilme testleri için en uygun örnek şekli olduğunu bildirmişlerdir. Pashley ve ark. [201] örneklerin küçülmesi ile daha uygun bir stres dağılımı olacağı, dolayısıyla gerçek bağlanma değerlerine yakın değerler elde edileceğini savunmuşlardır. Çalışmamızda da bu görüşlere uygun olarak çubuk şeklinde 1 mm² 'lik kesitte örnekler kullanılmıştır.

Yüksek su, organik içeriği ve tübüllerden oluşan mikro yapısından dolayı canlı bir doku olan dentin ile restoratif materyal arasındaki bağlanma, mineye göre daha zordur. Ayrıca materyallerin kaviteye yerleştirilmelerinin ardından polimerizasyon büzülmesine karşı koyabilmeleri için dentin dokusundan oluşan kavite duvarlarına yeterli bir kuvvette bağlanması gerekmektedir [249, 253]. Bu yüzden dentine bağlanma önemlidir. Araştırmalarda farklı dentin bölgeleri üzerinde çalışılması dentin tübüllerinin konumundan dolayı aynı materyal için birbirinden farklı sonuçlar elde edilmesine neden olmaktadır [259]. Özer ve ark. [253] bazı restoratif materyallerin okluzal ve bukkal dentin yüzeyine olan makaslama bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında, okluzal yüzeydeki bağlanma değerlerini bukkal yüzeyden daha düşük bulmuşlardır ve bu durumu dentin tübüllerinin yerleşimine bağlamışlardır.

Süt dişlerinde kaldırılan diş dokusu nedeniyle pulpaya fazla yaklaşma durumunun bağlanma kuvvetini etkileyebileceği bildirilmiştir [203, 255]. Bağlanma testlerinde kullanılan düşmeye yakın, kök rezorpsiyonu başlamış süt dişlerinde pulpa dış ortamla ilişkili olduğu için pulpa boynuzlarına yakın bölgelerdeki nemliliğin bağlanmaya etki etmediği belirtilmiştir [260]. Süt dişinin dentin derinliğinin, bağlanma kuvvetinin değerlendirilmesi için yeterli olmaması [261] ve yukarıda belirtilen görüşlere dayanarak araştırmamızda süt dişlerinin okluzal yüzeyinin dentin bölgesi kullanılmıştır.

In vitro çalışmalarda dişlerin bekletilme ortamı olarak % 10 formalin, % 70 etanol, % 0,1-1 kloramin-T veya % 0,5-0,1 timol solüsyonları kullanılabilir [251]. Bu çalışmada kullandığımız süt dişleri % 10 formalin solüsyonunda bekletilmiştir.

Çekilen süt dişlerinin dentin yüzeylerinin hazırlanması sırasında elmas frezlerin kullanılması dentin yüzeyinde düzensiz bir smear tabaka oluşturmaktadır [262]. Bu yüzden çalışmamızda smear tabakasının homojenliğini ve standardizasyonunu sağlamak için dentin yüzeyi sırayla 600-800-1200 gritlik zımparalar ile zımparalanmıştır.

Diş yüzeyine bağlanmayı etkileyen bir diğer faktör ise uygulanan yüzey düzenleyicisidir. Powis ve ark. [100] kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanın dişe olan bağlanmasını geliştirmek için dentin yüzeyine poliakrilik asit uygulanmasını önermişlerdir. Bununla birlikte yüzey düzenleyici ajan uygulamanın smear tabakayı uzaklaştırdığı, dentin tübüllerini açığa çıkarmadığı ve diş yüzeyinde demineralizasyona neden olmadığı da bildirilmiştir [263]. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında örnek dişlere yüzey düzenleyici kullanılmamıştır.

Cam iyonomer simanlara bağlanma testi uygulamadan önce örneklerin su içerisinde bekletilme süresi sonuçlar açısından önem taşımaktadır. Cam iyonomer simanlar genellikle sertleşme başladıktan 24 sa sonra test edilmektedir [264, 265]. Pereira ve ark. [266] Fuji plus, Fuji IX, Ketac Molar ve Ketac-fil CİS'leri 1 sa, 24 sa ve 7 gün sonunda gerilme kuvveti ile değerlendirmişlerdir. Yüksek viskoziteli Fuji IX ve Ketac Molar CİS'lerin en yüksek bağlanma değerlerini 24 saatin sonunda verdiklerini göstermişlerdir. Bu araştırmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda örnekler hazırlandıktan sonra 24 sa distile su içerisinde bekletilmiş ve sonra test uygulanmıştır.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerde mekanik özelliklerin yanı sıra polimer matriks kompozisyonu ve fiberler de materyalin dişe ya da kaide materyallerine bağlanması ile dayanıklılığında önemli role sahiptir. Bu yüzden birçok çeşit fiber ve polimer matriks kompozisyonu geliştirilmiştir [267, 268]. Farklı oranlarda fiberlerin kullanılması bağlanma ara yüzünün dinamiğini değiştirebilir ve bağlanma başarısızlıkları ile sonuçlanabilir [268].

Tezvergil ve ark. [268] iki farklı oryantasyon ve matriks kompozisyonuna sahip fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin bağlanma dayanımı ve kırılma modelini

değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, iki yönlü ya da rastgele aralıksız dağılan fiberlerin kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı derecede artışa neden olmadığı bulunmuştur.

Ferudenthaler ve ark. [269] uzun fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinin ortodontik uygulamalarda diş yüzeyine yeterince iyi bağlanma gösterip göstermediğini araştırmışlardır. Deney modeli; mineyi temsil eden hidroksiapatit taş, fiberle güçlendirilmiş çubuklar ve bunlara bağlı metal kancadan oluşmaktaydı. Metal kanca-blok (kontrol), fiberle güçlendirilmiş kompozitle örülü kanca-blok ve tek yönlü fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin-blok deney grubu olarak belirlenmiş ve bağlanma testine tabi tutulmuş ve sonuç olarak metal parçalı fiberli kompozit çubuk tek başına metal parçalı grupla ve diğer gruplarla karşılaştırıldığında yüksek bağlanma değerleri sergilemiştir.

Galan ve ark. [270] yüksek modüllü polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Örnek dişlerin hazırlanmış labial ve lingual bizote alanları asitlenip bondlandıktan sonra polietilen fiberler yapıştırılmış ve ardından klas IV kompozit rezin restorasyonlar deney ve kontrol grubu örneklerle yerleştirilmiştir. Yapılan bağlanma testi sonucunda fiberle güçlendirilmiş örneklerde yüksek bağlanma değerleri kaydedilmiştir.

Lucas ve ark. [142] hidroksiapatitle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın kırılma dayanımı, bağlanma, flor salımını değerlendirdikleri çalışmada hidroksiapatitle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın makaslama bağlanma dayanımını kontrol grubu ile benzer bulmuşlardır.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerde fiberlerin oryantasyonu ve matris kompozisyonunun bağlanmaya etkisini değerlendiren yeterince çalışma bulunmamaktadır [268-270]. Aynı zamanda fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanların bağlanma dayanımını değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden bu çalışmada cam iyonomer siman tozuna ilave edilen polipropilen fiberlerin dişe olan bağlanmaya etkisi değerlendirilmiştir.

Alves ve ark. [271] çürükle etkilenmiş süt dişi dentinine çeşitli cam iyonomer simanların bağlanmasını inceledikleri çalışmada örnek dişlerin dentin yüzeyine yüzey düzenleyici uygulandıktan sonra simanla restore edilmiş dişleri 0,8 mm² boyutunda olacak şekilde hazırlamışlar ve mikrotensile bağlanma testine tabi tutmuşlardır. Nanopartiküllü rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac N100; KN) 'ün çürüksüz

dentine ortalama bağlanma değeri 35,26 MPa, rezin modifiye cam iyonomer siman (Vitremer; VI) 29,24 MPa, ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (Ketac Molar Easy Mix; KM) 18,81 MPa olarak bulunmuştur. Çürükle etkilenmiş olan dentine bağlanma değerlerinde Ketac Molar Easymix'in anlamlı derecede düşüş gösterdiği tespit edilmiştir. Bağlanma başarısızlıkları incelendiğinde Ketac Molar diğer gruplara göre anlamlı derecede fazla sayıda koheziv başarısızlık göstermiştir.

Murthy ve ark. [272] 3 farklı çeşit geleneksel cam iyonomer simanın süt dişi dentinine bağlanmasını karşılaştırmışlardır. Mikroshear testi sonucunda ortalama bağlanma değerlerini Miracle Mix için 5,39 MPa, Ketac Molar için 4,84 MPa ve Amalomer CR için ise 6,38 MPa bulmuşlardır. Kırılma başarısızlıklarını incelediklerinde ağırlıklı olarak koheziv kırılma görülmüştür.

Calvo ve ark. [273] ART 'de kullanılan cam iyonomer simanların süt dişine mikroshear bağlanma değerlerini, su emilimini ve çözünürlüğünü değerlendirmişler ve Ketac Molar'ın ortalama bağlanma dayanımını minede 5,91 MPa ve dentinde 6,88 MPa olarak bildirmişlerdir.

Calvo ve ark. [274] farklı cam iyonomer simanların çürüklü-çürüksüz süt dişi dentinine mikrotensile bağlanmasını 24 sa ve 2 yıl sonrasında inceledikleri in vitro çalışmalarında Ketac Molar'ın çürüksüz süt dişi dentinine ortalama bağlanma değerini 24 sa sonrasında 18,8 MPa bulmuşlardır. Çalışmalarında örneklerin boyutları 0,8 mm² olarak belirlemişler ve simanları dişe uygulamadan önce dentine yüzey düzenleyici kullanmışlardır. Kırılma tipi olarak koheziv başarısızlık tespit edilmiştir.

Bonifacio ve ark. [275] cam iyonomer simanların dişe bağlanma dayanımını iki farklı test yöntemi ile (mikroshear ve mikrotensile) değerlendirmiş ve sonuç olarak mikroshear test sonuçlarının daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda Ketac Molar Easymix cam iyonomer siman kontrol grubu örneklerinin mikrotensile testine tabi tutulması sonucu elde edilen ortalama değer 4,83 MPa bulunmuştur. Genel olarak çalışmalarda mikro makaslama yöntemi kullanıldığından, süt dişi ile ilgili az çalışma olduğundan sonuçlarımızı direkt olarak karşılaştıracağımız bir çalışma bulunmasa da bağlanma dayanımı değerlerimiz Alves ve ark. [271] ile Calvo ve ark. [274]'nın çalışmalarında elde ettikleri sonuçlardan düşüktür. Bunun sebebi dentin yüzeyine materyal uygulanmadan önce yüzey düzenleyici ajan kullanılmaması olarak gösterilebilir. Glasspoole ve ark. [276] çeşitli cam iyonomer simanlara yüzey düzenleyici uygulamanın bağlanma dayanımına

etkisini araştırdıkları çalışmalarında geleneksel cam iyonomer simanın ortalama bağlanma dayanımının yüzey düzenleyici uygulanması sonrasında iki katından daha da fazla olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca bağlanma dayanımı testi için tek bir standardizasyon olmaması, örnek boyutlarının, deney koşullarının farklı olması sonuçların düşük çıkmasını açıklayabilir.

Çalışmamızda gruplar arasında bağlanma dayanımı anlamlı derecede farklılık göstermemiştir. Dolayısıyla polipropilen fiberler bağlanma dayanımını azaltacak ya da arttıracak bir etkide bulunmamıştır.

Yapılan çalışmalarda kopma tipi ve bağlanma kuvveti arasında direkt bir ilişkinin olmadığı ve sadece bağlanma kuvveti değerlerinin materyal hakkında yeterli bilgi veremeyeceği ifade edilmektedir [277]. Bu yüzden kopma tipleri mikro gerilme testi sonrasında stereomikroskop ile değerlendirilmiştir.

Burrow ve ark. [262] yaptıkları çalışma sonucunda CİS ve RMCİS'lerde daha çok koheziv kopma grldğun bildirmişlerdir. Bu durumun materyalin dentine olan bağlantısının kendi iç dayanıklılığından daha fazla olması dışında materyal içindeki hava boşluklarından da kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Sampaio ve ark. [278] astar maddesi olarak kullanılan cam iyonomer simanın rezin-denin ara yüzeyinde okluzal restorasyonların lateral duvarlarına bağlanma dayanımını mikro gerilme test yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında Ketac Molar Easymix de dahil olmak üzere tüm gruplarda kopma tipinin adeziv ağırlıkta olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada tüm gruplarda adeziv kopma tipi yaygın olarak görülmüştür. Bu durum simanın dentine olan bağlantısının kendi iç dayanıklılığından daha düşük olmasına bağlanabilir. Diğer çalışmalarda [271-274] koheziv kırılmanın yaygın olup bu çalışmada adeziv kırılmanın yaygın olması bizim çalışmamızdaki bağlanma değerlerinin daha düşük olmasına, dentine yüzey düzenleyici uygulanmamasına, deney Őartlarının farklılığına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ile yüzey topografisi incelenirken EDS dedektörü ile örnek yüzeyindeki küçük parçacıkların kimyasal analizleri yapılmaktadır [144]. Çalışmamızda rnek yüzeyleri SEM-EDS ile incelenmiştir.

Bu çalışmada stereomikroskop ile kırık tipleri incelenmiş ve adeziv kırılmanın yaygın olduğu görülmüştür. SEM analiziyle kırılma ara yüzeyleri değişik büyütmelerde incelenmiştir. Dentin yüzeyinin asitlenmesi smear tabakasının tamamen

veya kısmen ortadan kaldırılması ve alttaki dentinin demineralizasyonuna neden olur. Asit intertübüler ve peritübüler dentini demineralize ederek dentin kanallarının ağzını açar ve kollajen lifleri açığa çıkararak intertübüler dentinin mikropörözitesini artırır [279]. Çalışmamızda dentin yüzeylerine yüzey düzenleyici kullanılmaması, smear tabakasının tam olarak kaldırılamaması, düşük bağlanma değeri ve adeziv başarısızlığın sebebi olarak düşünmekteyiz. Bani ve ark. [198] smear tabakayı mümkün olduğunca azaltmak ve homojen yüzeyler elde edilebilmesi için dentin yüzeylerinde 600-800-1200 gritlik zımparalar kullanarak standardizasyon sağlamaya çalışmışlardır. Yapılan bu çalışmada da sırasıyla 600-800-1200 gritlik zımparalar kullanarak homojen bir smear tabakası elde etmeye ve örneklerin standardizasyonu sağlamaya çalışılmıştır.

Hammouda ve ark. [216] kısa cam fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın yüzey görüntülerini SEM 'de incelemiş ve kontrol grubunda çatlaklar gözlemlemişlerdir. Fiberle güçlendirilmiş grupların görüntülerinde ise çatlaklara rastlanmamıştır.

Bu çalışmada tüm gruplarda SEM görüntülerinde örnek yüzeylerindeki topografik değişiklikler incelendiğinde beklenildiği gibi cam iyonomer siman yüzeyinde polialkenoat matrikste çatlaklar görülmüştür. Bu durumun cam iyonomer simanın organik matriksinin örneklerin SEM deneyi için kuru ortamda beklediği süreçte büzülmesi sonucu meydana geldiği düşünülmektedir.

Lohbauer ve ark. [170] cam fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın çeşitli özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında yaptıkları SEM analizi ile kırılma dayanımı testine tabi tutulan örneğin kırılma ara yüzeyinde yoğun fiber gözlemlemişlerdir. Ayrıca SEM görüntülerinde, kimyasal bağlanmayı işaret eden fiber matriks ara yüzeyindeki reaktif yüzey tabakasını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda mikro gerilme testine tabi tutulmuş örneklerin kırılma yüzeylerinde yoğun fiber göze çarpmaktadır (Şekil 29). SEM görüntülerimizin hiçbirinde fiber-matriks arayüzeyi reaktif yüzey tabakasına rastlanmamıştır. Yüzey pürüzlülüğü için hazırlanan örneklerden birer tanesi kırılarak kırık yerden kesit görüntüsü alınmış ve fiberler uzun olduğu için kırık parçaları bağladığı göze çarpmıştır (Şekil 33).

Mekikoğlu [144] cam iyonomer simana hidroksiapatit ve wollastonite ilave ettikleri cam iyonomer simanın biyoaktivitesini değerlendirdikleri çalışmalarında SBF ile biyoaktivitesini değerlendirmişlerdir ve bu konuda EDS sonuçlarından da destek

almışlardır. Belirli sürelerde bekletilen cam iyonomer simanın EDS analizi sonucunda yüzeyinde Ca ve P miktarında artış saptamışlardır bu durumu sulu ortamda cam iyonomer simandan salınan iyonlara bağlamışlardır. Çalışmamızda SEM analizi ile birlikte yapılan EDS analizi sonucunda cam iyonomer simanın kimyasal yapısında herhangi bir değişiklik gözlemlenmemiştir. Fiber yüzdesi arttıkça element konsantrasyonunun azalması ise yüzeydeki fiberlerin yoğunlaşması ile ilişkilendirilebilir. EDS analizi ile ilgili direk karşılaştırabileceğimiz bir çalışma bulunmamaktadır.



6. SONUÇLAR

Cam iyonomer simana farklı oranlarda (%1, %3, %5) polipropilen lif ilave ederek simanın kırılma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini araştırdığımız in-vitro çalışmamızın sonuçları şu şekildedir;

1. Cam iyonomer tozuna ilave edilen polipropilen fiber kırılma dayanımını anlamlı derecede arttırmaktadır ($p<0,05$)
2. Kırılma dayanımı değeri % 3'lük polipropilen fiber ilave edilen grupta (Grup 3) en yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). % 1 (Grup 2) ve % 5 (Grup 4) ilave edilen grupta ise bu değerler daha düşüktür.
3. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri % 5 'lik polipropilen fiber ilave edilen gruba (Grup 4) aittir ve istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Fiber yüzdesi arttıkça yüzey pürüzlülüğü değeri de artmaktadır.
4. Bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) fakat % 5'lik polipropilen fiber ilave edilen grupta (Grup 4) ortalama bağlanma değeri en düşüktür ($p>0,05$).
5. Tüm gruplarda adeziv kırık tipi yaygın olarak görülmüştür.
6. Polipropilen fiber elde edilmesi kolay olan ve birçok sektörde yaygın kullanılan bir materyal olup bu çalışmamızda kırılma dayanımını ağırlıkça %3 oranda kullanılmak sureti ile arttırmıştır. Fakat yüzey pürüzlülüğüne olan negatif etkisi, bu materyal ile ilgili diş hekimliği alanında yapılan ilk çalışmanın bizim çalışmamız olması sebebiyle diş hekimliğinde kullanımı için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Wang Y, Darvell BW (2009). Hertzian load-bearing capacity of a ceramic-reinforced glass ionomer cement stored wet and dry. *Dent Mater*, 25: 952-955.
- [2] Al-Angari SS, Hara AT, Chu TM, Platt J, Eckert G, Cook NB (2014). Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *J Oral Sci*, 56: 11-16.
- [3] Wilson AD, McLean JW (1988). *Glass-ionomer cement*. Quintessence Pub Co.
- [4] Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF (2006). The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dent Mater*, 22: 746-751.
- [5] Dowling AH, Stamboulis A, Fleming GJ (2006). The influence of montmorillonite clay reinforcement on the performance of a glass ionomer restorative. *J Dent*, 34: 802-810.
- [6] Kallestal C, Matsson L (1990). Periodontal conditions in a group of Swedish adolescents. (II). Analysis of data. *J Clin Periodontol*, 17: 609-612.
- [7] Loesche WJ (1986). Role of Streptococcus mutans in human dental decay. *Microbiol Rev*, 50: 353-380.
- [8] Newbrun E (1983). *Cariology*, Williams And Wilkins, Baltimore, MD (USA) 1983.
- [9] Snawder KD (1980). *Handbook of clinical pedodontics*. Mosby.
- [10] Forrester DJ, Wagner ML, Fleming J (1981). *Pediatric dental medicine*. Lea & Febiger.
- [11] Koch G (1991). *Pedodontics: a clinical approach*. Munksgaard.
- [12] Rathore M, Singh A, Pant VA (2012). The dental amalgam toxicity fear: a myth or actuality, *Toxicol Int*, 19: 81-88.
- [13] Setcos JC, Staninec M, Wilson NH (1999). The development of resin-bonding for amalgam restorations. *Br Dent J*, 186: 328-332.
- [14] Bellinger DC, Trachtenberg F, Daniel D, Zhang A, Tavares MA, McKinlay S (2007). A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial, *J Am Dent Assoc*, 138: 1210-1216.
- [15] Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*, 48: 3-16.
- [16] Dayangaç B (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- [17] Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, K. Vallittu P, VJ Lassila L (2013). Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dental materials journal*, 32: 107-114.
- [18] Altun C (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47: 77-82.
- [19] Leinfelder KF, Lemons JE (1988). *Clinical restorative materials and techniques*. Lea & Febiger.
- [20] Craig R, Powers J (2002) *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby. In. Inc.
- [21] Swift EJ, Jr. (1988). An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int*, 19: 125-130.
- [22] Wilson AD, Kent BE (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132: 133-135.

- [23] Berg JH (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-- a review for the clinician. *Pediatr Dent*, 20: 93-100.
- [24] Zaimoğlu A. CG, Ersoy E, Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ank Üni 3: 15.
- [25] Gal J-Y, Fovet Y, Adib-Yadzi M (2001). About a synthetic saliva for in vitro studies, *Talanta*, 53: 1103-1115.
- [26] O'Brien WJ (1997). Dental materials and their selection. Quintessence Publ.
- [27] Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM (1999). Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*, 15: 71-78.
- [28] McLean JW, Wilson AD (1977). The clinical development of the glass-ionomer cements. i. Formulations and properties. *Aust Dent J*, 22: 31-36.
- [29] Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD (1980). Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res*, 59: 1055-1063.
- [30] McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ (1984). Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *The journal of prosthetic dentistry*, 52: 175-181.
- [31] Lacefield WR, Reindl MC, Retief DH (1985). Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent*, 53: 194-198.
- [32] Kent B, Lewis B, Wilson A (1973). The properties of a glass ionomer cement. *Brit Dent J*, 135: 322-326.
- [33] Nicholson JW, Croll TP (1997). Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int*, 28: 705-714.
- [34] Heymann HO, Swift Jr EJ, Ritter AV (2014). *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- [35] Boeckh C, Schumacher E, Podbielski A, Haller B (2002). Antibacterial activity of restorative dental biomaterials in vitro. *Caries Res*, 36: 101-107.
- [36] Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A (2003). Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehabil*, 30: 866-872.
- [37] McLean JW, Gasser O (1985). Glass-cermet cements. *Quintessence Int*, 16: 333-343.
- [38] Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF (2000). Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*, 189: 93-97.
- [39] AI-Badry IA, Kamel FM (1994). Clinical use of glass ionomer cement: a literature review.
- [40] Mount GJ (2003) An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide. CRC Press.
- [41] Bresciani E, Barata TdJE, Fagundes TC, Adachi A, Terrin MM, Navarro MFdL (2004). Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci*, 12: 344-348.
- [42] Davidson CL (2006). Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci*, 14 Suppl, 3-9.
- [43] Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences.
- [44] Albers HF (2002). Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPH-USA.
- [45] Powers J (2006). Craigs restorative materials. In. St Louis: Mosby.

- [46] Smith DC (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, 19: 467-478.
- [47] Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*, 20: 45-50.
- [48] Klinge S, Kunstmann K, Frankenberger R, Krämer N (1999). Clinical behavior of viscous glassionomer cement in classes I and II cavities. *J Dent Res*, 78: 2285.
- [49] Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J*, 56: 10-15; quiz 103.
- [50] Hatton PV, Brook IM (1992). Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. *Br Dent J*, 173: 275-277.
- [51] Matsuya S, Maeda T, Ohta M (1996). IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res*, 75: 1920-1927.
- [52] Wasson EA, Nicholson JW (1993). New aspects of the setting of glass-ionomer cements. *J Dent Res*, 72: 481-483.
- [53] El-Badrawy WA, McComb D (1998). Effect of home-use fluoride gels on resin-modified glass-ionomer cements. *Oper Dent*, 23: 2-9.
- [54] Dupuis V, Moya F, Payan J, Bartala M (1996). Depth microhardness of glass ionomer cements. *Biomaterials*, 17: 71-74.
- [55] Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res*, 62: 590-592.
- [56] Lin A, McIntyre NS, Davidson RD (1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res*, 71: 1836-1841.
- [57] Köroğlu DA, Ekren DO, Kurtoğlu C (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012.
- [58] Wilson AD, Crisp S, Abel G (1977). Characterization of glass-ionomer cements. 4. Effect of molecular weight on physical properties. *J Dent*, 5: 117-120.
- [59] Erickson RL, Glasspoole EA (1994). Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent*, 6: 227-244.
- [60] van de Voorde A, Gerdts GJ, Murchinson DF (1988). [Clinical application area for glass ionomer cements: literature review]. *Quintessenz*, 39: 1903-1916.
- [61] Yesilyurt C, Bulucu B, Sezen O, Bulut G, Celik D (2008). Bond strengths of two conventional glass-ionomer cements to irradiated and non-irradiated dentin. *Dent Mater J*, 27: 695-701.
- [62] Kilpatrick N (1995). Glass ionomer cements: their application in children, Part 1. *Dental update*, 23: 236-238.
- [63] Croll TP (1992). Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *J Am Dent Assoc*, 123: 51-54.
- [64] Wilson NH (2001). Conference report. Direct adhesive materials: current perceptions and evidence--future solutions. *J Dent*, 29: 307-316.
- [65] Croll TP, Nicholson JW (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24: 423-429.
- [66] Croll TP (1990). Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *J Am Dent Assoc*, 120: 65-68.
- [67] Mount GJ, Hume WR (1997). A revised classification of carious lesions by site and size. *Quintessence Int*, 28: 301-303.
- [68] Rutar J, McAllan L, tyas MJ (2002). Three-year clinical performance of glass ionomer cement in primary molars. *Int J Paediatr Dent*, 12: 146-147.

- [69] Darling M, Hill R (1994). Novel polyalkenoate (glass-ionomer) dental cements based on zinc silicate glasses. *Biomaterials*, 15: 299-306.
- [70] van de Voorde A, Gerdt GJ, Murchison DF (1988). Clinical use of glass ionomer cement: a literature review. *Quintessence Int*, 19: 53-61.
- [71] Cho E, Kopel H, White SN (1995). Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int*, 26: 351-358.
- [72] Christensen GJ (1993). Glass ionomer-resin: a maturing concept. *J Am Dent Assoc*, 124: 248-249.
- [73] Berg JH (2002). Glass ionomer cements. *Pediatr Dent*, 24: 430-438.
- [74] Ngo H, Earl A, Mount GJ (1986). Glass-ionomer cements: a 12-month evaluation. *J Prosthet Dent*, 55: 203-205.
- [75] Mount GJ (1990). Restorations of eroded areas. *J Am Dent Assoc*, 120: 31-35.
- [76] Suzuki M, Jordan RE (1990). Glass ionomer-composite sandwich technique. *J Am Dent Assoc*, 120: 55-57.
- [77] Frencken JE, Holmgren CJ (1999). How effective is ART in the management of dental caries? *Community Dent Oral Epidemiol*, 27: 423-430.
- [78] Hunt PR (1990). Microconservative restorations for approximal carious lesions. *J Am Dent Assoc*, 120: 37-40.
- [79] de Gee AJ, van Duinen RN, Werner A, Davidson CL (1996). Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res*, 75: 1613-1619.
- [80] Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT (1997). Longevity and cariostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth: three-year results. *J Dent Res*, 76: 1387-1396.
- [81] Choi JY, Lee HH, Kim HW (2008). Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *J Mater Sci Mater Med*, 19: 3287-3294.
- [82] [Nicholson JW, Braybrook JH, Wasson EA (1991). The biocompatibility of glass-poly(alkenoate) (Glass-Ionomer) cements: a review. *J Biomater Sci Polym Ed*, 2: 277-285.
- [83] Yoshii E, Homma T, Hirota K, Tomioka K (1987) Cytotoxic Evaluation Of The Improved Glass Ionomer Cement. In *Journal Of Dental Research*, Pp. 133-133. Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314.
- [84] Gu YW, Yap AU, Cheang P, Khor KA (2005). Effects of incorporation of HA/ZrO₂ into glass ionomer cement (GIC). *Biomaterials*, 26: 713-720.
- [85] Nicholson JW (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19: 485-494.
- [86] Wiegand A, Buchalla W, Attin T (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*, 23: 343-362.
- [87] Walls AW (1986). Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review, *J Dent*, 14: 231-246.
- [88] Forsten L (1998). Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect, *Biomaterials*, 19: 503-508.
- [89] Gandolfi MG, Chersoni S, Acquaviva GL, Piana G, Prati C, Mongiorgi R (2006). Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. *Dent Mater*, 22: 441-449.
- [90] Momoi Y, McCabe JF (1993). Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent Mater*, 9: 151-154.

- [91] Smales RJ, Yip HK (2002). The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence Int*, 33: 427-432.
- [92] Vermeersch G, Leloup G, Vreven J (2001). Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil*, 28: 26-32.
- [93] Botelho MG (2003). Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement. *Caries Res*, 37: 108-114.
- [94] Council on Dental Materials I and Equipment (1981). The desirability of using radiopaque plastics in dentistry: a status report. *The Journal of the American Dental Association*, 102: 347-349.
- [95] Sidhu SK, Shah PM, Chong BS, Pitt Ford TR (1996). Radiopacity of resin-modified glass-ionomer restorative cements. *Quintessence Int*, 27: 639-643.
- [96] Smith DC (1990). Composition and characteristics of glass ionomer cements, *J Am Dent Assoc*, 120: 20-22.
- [97] Craig RG, Peyton FA, Asgar K (1975). *Restorative dental materials*. Mosby.
- [98] Yip KH, Smales RJ, Gao W, Peng D (2002). The effects of two cavity preparation methods on the longevity of glass ionomer cement restorations: an evaluation after 12 months. *J Am Dent Assoc*, 133: 744-751; quiz 769.
- [99] Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater*, 18: 609-621.
- [100] Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD (1982). Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res*, 61: 1416-1422.
- [101] Lohbauer U (2009). Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials?—Properties, Limitations and Future Trends, *Materials*, 3: 76-96.
- [102] Ferracane JL (2011). Resin composite—state of the art. *Dent Mater*, 27: 29-38.
- [103] da Silva RC, Zuanon AC (2006). Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent J*, 17: 106-109.
- [104] Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13: 258-269.
- [105] Yazici AR, Tuncer D, Antonson S, Onen A, Kilinc E (2010). Effects of delayed finishing/polishing on surface roughness, hardness and gloss of tooth-coloured restorative materials. *Eur J Dent*, 4: 50-56.
- [106] Wu SS, Yap AU, Chelvan S, Tan ES (2005). Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements, *Oper Dent*, 30: 180-184.
- [107] Sadidzadeh R, Cakir D, Ramp LC, Burgess JO (2010). Gloss and surface roughness produced by polishing kits on resin composites. *Am J Dent*, 23: 208-212.
- [108] Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS and Lee JS (2000). Fracture toughness of resin-based luting cements. *J Prosthet Dent*, 83: 204-209.
- [109] Mount GJ (1993). Clinical placement of modern glass-ionomer cements. *Quintessence Int*, 24: 99-107.
- [110] Yap A, Lee CM (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil*, 24: 310-314.
- [111] McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25: 587-589.

- [112] Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW (1992). A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J*, 173: 98-101.
- [113] Küçükeşmen H, Küçükeşmen Ç, Öztaş D, Kaplan R (2005). Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezinmodifiye cam iyonomer simanların su emilimi ve suda çözünürlüğü. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 32: 25-34.
- [114] Eliades G, Palaghias G (1993). In vitro characterization of visible light-cured glass ionomer liners. *Dent Mater*, 9: 198-203.
- [115] Behle CA (1997). Conservative direct and indirect resin posterior restorative alternatives for cracked dentition. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 9: 405-413; quiz 414.
- [116] Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK (1998). Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*, 19: 545-550.
- [117] Naasan M, Watson T (1998). Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*, 11: 36-45.
- [118] Hill R (1993). The fracture properties of glass polyalkenoate cements as a function of cement age. *Journal of materials science*, 28: 3851-3858.
- [119] Nicholson JW, Czarnecka B (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater*, 24: 1702-1708.
- [120] Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent*, 22: 97-102.
- [121] Mioche L, Hiiemae KM, Palmer JB (2002). A postero-anterior videofluorographic study of the intra-oral management of food in man. *Arch Oral Biol*, 47: 267-280.
- [122] Pelka M, Ebert J, Schneider H, Kramer N, Petschelt A (1996). Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites. *Eur J Oral Sci*, 104: 132-137.
- [123] Kunzelmann KH, Burkle V, Bauer C (2003). Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *Int J Paediatr Dent*, 13: 434-440.
- [124] Kanık Ö (2011). Yüzey örtücü ile kaplanmış farklı cam iyonomer simanların özelliklerinin karşılaştırmalı olarak in-vivo ve in-vitro incelenmesi EÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
- [125] Uzel İ (2012). Yüzey örtücü ile kaplanmış kompozit ve cam iyonomer simanın in-vivo ve in- vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi, EÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
- [126] Hickel R, Manhart J, Garcia-Godoy F (2000). Clinical results and new developments of direct posterior restorations. *Am J Dent*, 13: 41D-54D.
- [127] Guggenberger R, May R, Stefan KP (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, 19: 479-483.
- [128] Onal B, Pamir T (2005). The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions, *J Am Dent Assoc*, 136: 1547-1555.
- [129] Fruits TJ, Miranda FJ (1996). Resin-modified glass ionomers: a new option in restorative dentistry *J Okla Dent Assoc*, 86: 38-41.
- [130] Kuter B (2006). Isı uygulamasının konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri üzerine etkisi, Doktora tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
- [131] Donovan T, Daftary F (1987). Clinical use of glass ionomer restorative materials, *Compendium (Newtown, Pa)*, 8: 180.

- [132] Scholtanus JD, Huysmans MC (2007). Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent*, 35: 156-162.
- [133] Frencken JE, Holmgren CJ (1999). Atraumatic restorative treatment (ART) for dental caries. STI book.
- [134] Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S (2006). The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent*, 34: 566-573.
- [135] Kramer N, Pelka M, Kautetzky P, Sindel J and Petschelt A (1997). Wear resistance of compomers and condensable glass ionomer cements. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 52: 186-189.
- [136] Bala O (1998). Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler) Literatür Taraması.
- [137] Jackson RD, Morgan M (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*, 131: 375-383.
- [138] Nagaraja Upadhy P, Kishore G (2005). Glass ionomer cement: The different generations. *Trends Biomater Artif Organs*, 18: 158-165.
- [139] Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I (2008). Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC), *Acta Biomater*, 4: 432-440.
- [140] Lucksanasombool P, Higgs W, Higgs R, Swain M (2002). Toughness of glass fibres reinforced glass-ionomer cements. *Journal of materials science*, 37: 101-108.
- [141] Kawano F, Kon M, Kobayashi M, Miyai K (2001). Reinforcement effect of short glass fibers with CaO- P(2)O(5) -SiO(2) -Al(2)O(3) glass on strength of glass-ionomer cement. *J Dent*, 29: 377-380.
- [142] Lucas ME, Arita K, Nishino M (2003). Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*, 24: 3787-3794.
- [143] Lohbauer U, Walker J, Nikolaenko S, Werner J, Clare A, Petschelt A, Greil P (2003). Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials*, 24: 2901-2907.
- [144] Mekikoğlu A (2011). Farklı materyaller ilave edilen geleneksel cam iyonomer simanın kırılma tokluğu ve biyoaktivitesinin değerlendirilmesi GÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [145] Zhao J, Weng Y, Xie D (2009). In vitro wear and fracture toughness of an experimental light-cured glass-ionomer cement. *Dent Mater*, 25: 526-534.
- [146] Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*, 16: 129-138.
- [147] Ferrari M (1999). Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases, *Advances in Glass Ionomer Cements Berlin/Chicago: Quintessence Publishing Co*, 137-148.
- [148] Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S (2004). Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater*, 20: 972-978.
- [149] Ngo H, Peters M, Mount G (1996). Porosity reduction as a way to increase shearing strength of capsulated glass-ionomer cements. *Trans Acad Dent Mater*, 9: 258.

- [150] Nomoto R, McCabe JF (2001). Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *J Dent*, 29: 205-210.
- [151] Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN (1998). Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent*, 80: 474-478.
- [152] Taifour D, Frencken JE, Beirut N, van 't Hof MA, Truin GJ (2002). Effectiveness of glass-ionomer (ART) and amalgam restorations in the deciduous dentition: results after 3 years. *Caries Res*, 36: 437-444.
- [153] Baloch F, Mirza A, Baloch D (2010). An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. *Int J Health Sci (Qassim)*, 4: 149-155.
- [154] Towler M, Crowley C, Hill R (2003). Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements Part I Postulated modalities. *Journal of materials science letters*, 22: 539-541.
- [155] Çengel YA, Boles MA, Kanoğlu M (2015) Thermodynamics: an engineering approach. McGraw-Hill Education.
- [156] Beyls H, Verbeeck R, Martens L, Lemaitre L (1991). Compressive strength of some polyalkenoates with or without dental amalgam alloy incorporation. *Dental Materials*, 7: 151-154.
- [157] Yamaga M, Koide T, Hieda T (1994). Fluorine uptake and crystallinity of dentin treated with glass ionomer cement containing tannin-fluoride preparation. *Dent Mater J*, 13: 89-102.
- [158] Bansal RK, Tewari US, Singh P, Murthy DV (1995). Modified polyalkenoate (glass-ionomer) cement--a study. *J Oral Rehabil*, 22: 533-537.
- [159] Xie D, Culbertson BM, Wang G (1998). Microhardness of N-vinylpyrrolidone modified glass-ionomer cements. *Journal of Macromolecular Science, Part A: Pure and Applied Chemistry*, 35: 547-561.
- [160] Billington RW, Hadley PC, Towler MR, Pearson GJ, Williams JA (2000). Effects of adding sodium and fluoride ions to glass ionomer on its interactions with sodium fluoride solution. *Biomaterials*, 21: 377-383.
- [161] Kobayashi M, Kon M, Miyai K, Asaoka K (2000). Strengthening of glass-ionomer cement by compounding short fibres with CaO-P2O5-SiO2-Al2O3 glass. *Biomaterials*, 21: 2051-2058.
- [162] Tjandrawinata R, Irie M, Yoshida Y, Suzuki K (2004). Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement. *Dent Mater J*, 23: 146-154.
- [163] Palmer G, Jones FH, Billington RW, Pearson GJ (2004). Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. *Biomaterials*, 25: 5423-5431.
- [164] Williams JA, Billington RW, Pearson GJ (1999). Comparison of ion release from a glass ionomer cement as a function of the method of incorporation of added ions. *Biomaterials*, 20: 589-594.
- [165] Şora S (2000). Zirkonya katkılı cam iyonomer simanın mekanik ve fiziksel özelliklerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [166] Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y (2005). Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent*, 30: 282-289.
- [167] Adusumilli, H., Avula, J. S. S., Kakarla, P., Bandi, S., Mallela, G. M. K., & Vallabhaneni, K. (2016). Color stability of esthetic restorative materials used in pediatric dentistry: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 34(3), 233.

- [168] Williams JA, Billington RW, Pearson GJ (1998). Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil*, 25: 535-540.
- [169] Xu HH, Eichmiller FC, Barndt PR (2001). Effects of fiber length and volume fraction on the reinforcement of calcium phosphate cement. *J Mater Sci Mater Med*, 12: 57-65.
- [170] Lohbauer U, Frankenberger R, Clare A, Petschelt A, Greil P (2004). Toughening of dental glass ionomer cements with reactive glass fibres. *Biomaterials*, 25: 5217-5225.
- [171] Topoleski LD, Ducheyne P, Cuckler JM (1998). Flow intrusion characteristics and fracture properties of titanium-fibre-reinforced bone cement. *Biomaterials*, 19: 1569-1577.
- [172] Ana ID, Matsuya S, Ohta M, Ishikawa K (2003). Effects of added bioactive glass on the setting and mechanical properties of resin-modified glass ionomer cement. *Biomaterials*, 24: 3061-3067.
- [173] Yap AU, Pek YS, Kumar RA, Cheang P, Khor KA (2002). Experimental studies on a new bioactive material: HA Ionomer cements. *Biomaterials*, 23: 955-962.
- [174] Loof J, Svahn F, Jarmar T, Engqvist H, Pameijer CH (2008). A comparative study of the bioactivity of three materials for dental applications. *Dent Mater*, 24: 653-659.
- [175] Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater*, 21: 201-209.
- [176] Kaya DT, Tirali RE (2013). Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013.
- [177] Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE (2012). Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater*, 28: 554-560.
- [178] Moshaverinia A, Ansari S, Roohpour N, Reshad M, Schricker SR, Chee WW (2011). Effects of N-vinylcaprolactam containing polyelectrolytes on hardness, fluoride release and water sorption of conventional glass ionomers. *J Prosthet Dent*, 105: 323-331.
- [179] Uşar Ü (2007). Polipropilen Fiber Katkılı Yoğun Bitümlü Karışımların Tekrarlı Sünme Deneyindeki Reolojik Davranışlarının İncelenmesi, Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [180] DPT (2001). Polipropilen'in yapısı, Petrokimya Sanayi Özel İhtisas Komisyon Raporu, Sınıflama No:3384766180409561/PETs, Ankara.
- [181] Anonim (2016). Polipropilen'in kimyasal özellikleri, <http://tr.wikipedia.org/wiki/Polipropilen>.
- [182] Astan Plastik, Polipropilen'in özellikleri, (2016). <http://www.astanplastik.com/upolipropasp>.
- [183] Yetimoglu T, Salbas O (2003). A study on shear strength of sands reinforced with randomly distributed discrete fibers. *Geotextiles and Geomembranes*, 21: 103-110.
- [184] Tang C, Shi B, Gao W, Chen F, Cai Y (2007). Strength and mechanical behavior of short polypropylene fiber reinforced and cement stabilized clayey soil. *Geotextiles and Geomembranes*, 25: 194-202.
- [185] Tapkın S (2008). The effect of polypropylene fibers on asphalt performance. *Building and Environment*, 43: 1065-1071.

- [186] Cengiz O, Turanli L (2004). Comparative evaluation of steel mesh, steel fibre and high-performance polypropylene fibre reinforced shotcrete in panel test. *Cement and concrete research*, 34: 1357-1364.
- [187] Houshyar S, Shanks R, Hodzic A (2005). Tensile creep behaviour of polypropylene fibre reinforced polypropylene composites. *Polymer Testing*, 24: 257-264.
- [188] Cai Y, Shi B, Ng CW, Tang C-s (2006). Effect of polypropylene fibre and lime admixture on engineering properties of clayey soil. *Engineering Geology*, 87: 230-240.
- [189] Qian C, Stroeven P (2000). Development of hybrid polypropylene-steel fibre-reinforced concrete. *Cement and concrete research*, 30: 63-69.
- [190] Yañez MJ, Barbosa SE (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Techniq*, 61: 463-468.
- [191] Hanke LD (2001). Handbook of analytical methods for materials, Plymoth: Materials evaluation and engineering Inc.
- [192] Hafner B (2006). Energy Dispersive Spectroscopy on the SEM: a primer, Characterization Facility, University of Minnesota, 1-26.
- [193] Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18: 155-163.
- [194] Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31: 39-46.
- [195] Çıldır Ş (2006). Fluorid içeren, rezin esaslı olan ve olmayan dört farklı fissür örtücünün önceki ve yeniden yükleme yapıldıktan sonraki florid salınım değerleri ve salınım öncesi ve sonrası fiziksel özellikleri bakımından karşılaştırılması, Doktora Tezi, İstanbul.
- [196] İnan H, Tamam E, Bağış B (2008). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Selçuk Üniv Dişhek Fak Derg*, 17: 171-176.
- [197] Alp F (2011). Florid içeren rezin esaslı olan ve olmayan üç farklı cam iyonomer siman ve bir akışkan kompozit rezin materyalinin iki farklı rezin esaslı nano içerikli glaze materyali ile kaplanmasının materyallerin florid salınım değerleri, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği özelliklerine olan etkilerinin karşılaştırılması Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [198] Bani M (2011). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin florid salınım ve geri alım özelliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin ve dentine bağlanma değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ankara.
- [199] Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 26: e50-62.
- [200] 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: e100-e121.
- [201] Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11: 117-125.

- [202] McCabe J, Walls, AWG. (1998). Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-Based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editör. *Applied Dental Materials*, Cambridge: Blackwell Science.
- [203] Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test, *Dental Materials*, 10: 236-240.
- [204] Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28: 215-235.
- [205] Astm E 399–90 (Reapproved 1997), Standard test method for plane-strain fracture toughness testing of metallic materials, Annual book of ASTM standards, 3.
- [206] Kimyai S, Savadi-Oskoe S, Ajami AA, Sadr A, Asdagh S (2011). Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16: e110-114.
- [207] Mitsuhashi A, Hanaoka K, Teranaka T (2003). Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. *Dent Mater*, 19: 747-757.
- [208] Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS (1999). Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater*, 15: 7-13.
- [209] Magni E, Ferrari M, Hickel R, Ilie N (2010). Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig*, 14: 79-87.
- [210] Mjor IA, Dahl JE, Moorhead JE (2002). Placement and replacement of restorations in primary teeth, *Acta Odontol Scand*, 60: 25-28.
- [211] Welbury RR, Walls AW, Murray JJ, McCabe JF (1991). The 5-year results of a clinical trial comparing a glass polyalkenoate (ionomer) cement restoration with an amalgam restoration. *Br Dent J*, 170: 177-181.
- [212] McLean J (1988). Glass-ionomer cements. *Brit Dent J*, 164: 293.
- [213] Simmons JJ (1990). Silver-alloy powder and glass ionomer cement. *J Am Dent Assoc*, 120: 49-52.
- [214] Arita K, Lucas ME, Nishino M (2003). The effect of adding hydroxyapatite on the flexural strength of glass ionomer cement. *Dent Mater J*, 22: 126-136.
- [215] Kovarik R, Muncy M (1995). Fracture toughness of resin-modified glass ionomers. *American journal of dentistry*, 8: 145-148.
- [216] Hammouda IM (2009). Reinforcement of conventional glass-ionomer restorative material with short glass fibers. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2: 73-81.
- [217] Lien W, Kraig S, Vandewalle (2010). Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials*, 26(4): 337-344.
- [218] Ilie N, Hickel R, Valceanu AS, Huth KC. (2012). Fracture toughness of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*, 16(2): 489-498.
- [219] Fujishima A, Ferracane JL (1996). Comparison of four modes of fracture toughness testing for dental composites. *Dent Mater*, 12: 38-43.
- [220] Bonilla E, Mardirossian G, Caputo A (2000). Fracture toughness of various core build-up materials. *Journal of Prosthodontics*, 9: 14-18.

- [221] Kovarik RE, Ergle JW, Fairhurst CW (1991). Effects of specimen geometry on the measurement of fracture toughness, *Dent Mater*, 7: 166-169.
- [222] Kilpatrick NM, Murray JJ, McCabe JF (1995). The use of a reinforced glass-ionomer cermet for the restoration of primary molars: a clinical trial. *Br Dent J*, 179: 175-179.
- [223] Moshaverinia A, Ansari S, Movasaghi Z, Billington RW, Darr JA, Rehman IU (2008). Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dent Mater*, 24: 1381-1390.
- [224] Dost K (2016). Teknik Ürün Föyü.
- [225] Sümer B, Sarıbyık M (2013). Betonda silis dumanı ve polipropilen lif kullanımının beton özellikleri üzerine etkilerinin incelenmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 17.
- [226] Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK (2006). Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract*, 7: 10-17.
- [227] Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV (2007). Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental Materials*, 23: 1356-1362.
- [228] Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV (2007). Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *Journal of Dentistry*, 35: 403-408.
- [229] Ashby MF, Jones DR (1994). *Engineering materials*. Pergamon press.
- [230] Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*, 31: 11-17.
- [231] Senawongse P, Pongprueksa P (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*, 19: 265-273.
- [232] Jung M, Voit S, Klimek J (2003). Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*, 28: 53-59.
- [233] Sarı DME, Koyutürk AE, Çankaya S (2010). Günlük Tüketilen Yiyecek Ve İçeceklerin Mine ve Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 20(3):153-61.
- [234] Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF (1997). In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. *Dent Mater*, 13: 208-213.
- [235] Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 27: 50-58.
- [236] Grossman ES, Rosen M, Cleaton-Jones PE, Volchansky A (2004). Scientific surface roughness values for resin based materials. *SADJ*, 59: 274, 276: 278-279.
- [237] Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A (2012). Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent*, 6: 79-86.
- [238] Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. (2010). Bitirme ve parlatma sistemlerinin arka diş kompozitlerinin yüzey düzgünlüğüne etkisi. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 19: 9-14.

- [239] Küçükeşmen H, Küçükeşmen Ç, Üşümez A (2010). Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *SDÜ: Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 1, 39-48.
- [240] Ozgunaltay G, Yazici AR, Gorucu J (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil*, 30: 218-224.
- [241] Yap A, Lye K, Sau C (1997). Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*, 22: 260-265.
- [242] Rios D, Honório HM, Araújo PA and Machado Madam (2002). Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesquisa Odontológica Brasileira*, 16: 343-348.
- [243] Yip KH, Peng D, Smales RJ (2001). Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. *Oper Dent*, 26: 231-238.
- [244] Weidlich P, Miranda LA, Maltz M, Samuel SM (2000). Fluoride release and uptake from glass ionomer cements and composite resins. *Braz Dent J*, 11: 89-96.
- [245] van Dijk J, Herkstroter F, Busscher H, Weerkamp A, Jansen H, Arends J (1987). Surface-free energy and bacterial adhesion. An in vivo study in beagle dogs. *J Clin Periodontol*, 14: 300-304.
- [246] Tanner J, Carlén A, Söderling E, Vallittu PK (2003). Adsorption of parotid saliva proteins and adhesion of *Streptococcus mutans* ATCC 21752 to dental fiber-reinforced composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 66: 391-398.
- [247] Quirynen M, Bollen CM (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol*, 22: 1-14.
- [248] Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Invest*, 9: 154-160.
- [249] Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D (2010). Shear bond strength of three different nano-restorative materials to dentin. *Oper Dent*, 35: 50-57.
- [250] Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1: 299-309.
- [251] Salz U, Bock T (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent*, 12: 343-371.
- [252] Cehreli ZC, Akca T, Altay N (2003). Bond strengths of polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement to primary dentin. *Am J Dent*, 16 Spec No, 47A-50A.
- [253] Ozer F, Unlu N, Sengun A (2003). Influence of dentinal regions on bond strengths of different adhesive systems. *J Oral Rehabil*, 30: 659-663.
- [254] El-Kalla IH, Garcia-Godoy F (1998). Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 8: 103-114.
- [255] Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14: 212-221.
- [256] Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, 76: 1298-1307.
- [257] Betamar N, Cardew G, Van Noort R (2007). Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, 9: 159-168.

- [258] Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M (2004). Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dental Materials*, 20: 643-654.
- [259] Öktem Z (2010). Süt dişi restorasyonlarında bir nano iyonomer materyal ve kompozitlerin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı değerlendirilmesi, Ankara Üni Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
- [260] Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T (1994). The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater*, 10: 241-246.
- [261] McCabe JF WA (1998). Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-Based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editor, Applied Dental Materials.
- [262] Burrow M, Nopnakepong U, Phrukkanon S (2002). A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental Materials*, 18: 239-245.
- [263] Berry EA, 3rd, von der Lehr WN, Herrin HK (1987). Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc*, 115: 65-67.
- [264] Tanumiharja M, Burrow M, Tyas M (2000). Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *Journal of Dentistry*, 28: 361-366.
- [265] Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM (1993). Early strength of glass ionomer cements. *Dent Mater*, 9: 57-62.
- [266] Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF (2002). Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent*, 4: 73-80.
- [267] Goldberg AJ, Burstone CJ, Hadjinikolaou I, Jancar J (1994). Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. *Journal of biomedical materials research*, 28: 167-173.
- [268] Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK (2005). The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *J Dent*, 33: 509-516.
- [269] Freudenthaler JW, Tischler GK, Burstone CJ (2001). Bond strength of fiber-reinforced composite bars for orthodontic attachment. *Am J Orthod Dentofac*, 120: 648-653.
- [270] Galan D, Lynch E, Heath MR (1992). Bond Strength of Fiber-Reinforced Composite Resin Restorations. *J Esthet Restor Dent*, 4: 24-29.
- [271] Alves FBT, Hesse D, Lenzi TL, Guglielmi CDAB, Reis A, Loguercio AD, Carvalho TS, Raggio DP (2013). The bonding of glass ionomer cements to caries-affected primary tooth dentin. *Pediatr Dent*, 35: 320-324.
- [272] Murthy SS, Murthy GS (2015). Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Three Commercially Available Glass Ionomer Cements in Primary Teeth. *Journal of international oral health: JIOH*, 7: 103.
- [273] Calvo AFB, Kicuti A, Tedesco TK, Braga MM, Raggio DP (2016). Evaluation of the relationship between the cost and properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Brazilian oral research*, 30.
- [274] Calvo AFB, Alves FBT, Lenzi TL, Tedesco TK, Reis A, Loguercio AD, Raggio DP (2014). Glass ionomer cements bond stability in caries-affected primary dentin. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 48: 183-187.
- [275] Bonifácio CC, Shimaoka AM, de Andrade AP, Raggio DP, van Amerongen WE, de Carvalho RCR (2012). Micro-mechanical bond strength tests for the

- assessment of the adhesion of GIC to dentine. *Acta Odontol Scand*, 70: 555-563.
- [276] Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL (2002). Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel, *Dental Materials*, 18: 454-462.
- [277] Sidhu S, Sherriff M, Watson T (1999). Failure of resin-modified glass-ionomers subjected to shear loading. *Journal of Dentistry*, 27: 373-381.
- [278] Sampaio P, de Almeida Júnior A, Francisconi L, Casas-Apayco L, Pereira J, Wang L, Atta M (2011). Effect of conventional and resin-modified glass-ionomer liner on dentin adhesive interface of Class I cavity walls after thermocycling. *Oper Dent*, 36: 403-413.
- [279] Perdigao J, Swift E (1994). Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları, TM Roberson, HO Heymann, EJ. *Swift Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 5: 243-280.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Ceren ÖZTÜRK
Doğum Yeri ve Tarihi: Keçiören, 03.07.1987
Medeni Hali: Evli
Yabancı Dil: İngilizce
İletişim Adresi: Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı Merkez /ADİYAMAN
e-posta: dtcrn87@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise: Polatlı Anadolu Lisesi 2001-2005
Lisans - Yüksek Lisans: Cumhuriyet Üniversitesi 2005-2010
Doktora: Cumhuriyet üniversitesi 2010- 2016
İş Tecrübesi: Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma Görevlisi 2012-2015
Adıyaman Üniversitesi Araştırma Görevlisi 2015-

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler:

- FDI 101. Dünya Diş Hekimliği Kongresi İstanbul 28-31 Ağustos 2013
-Türk Pedodonti Derneği 21. Bilimsel Kongresi 13-15 Kasım 2014 İstanbul

Bildiriler:

Ulusal:

- **0-14 yaş grubu çocuklarda travmatik diş yaralanmalarının retrospektif değerlendirilmesi**

Murat Ünal, Arife Kapdan, Fatih Öznurhan, Serkan Aksoy, Arzu Dürer, **Ceren Öztürk**, Burak Buldur

Türk Pedodonti Derneği 19. Bilimsel Kongresi, 03.10.2012

- **Kompozit Kaide Materyallerinin Bükülme ve Mikrogerilme Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi**

Fatih Öznurhan, Murat Ünal, Arife Kapdan, **Ceren Öztürk**

Türk Pedodonti Derneği 19. Bilimsel Kongresi, 03.10.2012

- Radyograf ve Apex Bulucunun Rezorbsiyonu Olan/Olmayan Süt Dişlerinde Çalışma Boyu belirlenmesinde

Fatih Öznurhan, Arife Kapdan, Murat Ünal, Serkan Aksoy, Ceren Öztürk

Türk Pedodonti Derneği 20. Bilimsel Kongresi, 07.11.2013

- Effects Of Different Cavity Disinfectans And Ktp Laser On Microtensile Bond Strength To Primary Dentin

Fatih Öznurhan, Ceren Öztürk, Elif Sungurtekin Ekci

Türk Pedodonti Derneği 21. Bilimsel Kongresi 13-15 Kasım 2014

Uluslararası:

- Üç Farklı Elektronik Apeks Bulucu ve Görsel Muayenenin Kök Rezorbsiyonu Olan Olmayan Süt Dişlerinde Doğruluğunun Değerlendirilmesi

Fatih Öznurhan, Tamer Tüzüner, Özgül Baygın, Arife Kapdan, Ceren Öztürk

İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği kongresi 26.04.2012

- Üç Farklı Tek Kullanımlık Self Etch Adezivin Bir Kat Yada İki Kat Uygulanmasındaki Mikrotensile Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi

Fatih Öznurhan, Arife Kapdan, Ceren Öztürk

İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği kongresi 26.04.2012

- Effects of Different Cavity Disinfectants and KTP Laser on Microtensile Bond Strength to Primary Dentin.

Fatih ÖZNURHAN, Ceren ÖZTÜRK, Elif SUNGURTEKIN EKCI. 8th International Congress of Mediterranean Societies of Pediatric Dentistry&21st Congress of Turkish Society of Pediatric Dentistry.

Yayınlar:

Ulusal:

- Süt Dişi Kanal Dolgu Materyalleri

Fatih Öznurhan, Ceren Öztürk, Arife Kapdan

Cumhuriyet Dental Journal, Cilt:16, Sayı:2 , 158- 164, 2013

- Fokal epitelyal hiperplazi (Heck Hastalığı): Olgu Raporu

Arife Kapdan, Serkan Aksoy, **Ceren Öztürk**,

Süleyman Demirel Üni. Diş Hek. Fak. Dergisi, Cilt:3 Sayı: 1, 76-81, 2011

- Effects of Different Cavity Disinfectant Procedures on Microtensile Bond Strength of Permanent Teeth

Fatih Öznurhan, Burak Buldur, **Ceren Ozturk**, Arzu Durer

Cumhuriyet Dental Journal, Cilt: 18, No: 2, 2015

Uluslararası:

- Clinical Evaluation of Apex Locator and Radiography in Primary Teeth

Fatih Öznurhan, Murat Ünal, Arife Kapdan, **Ceren Öztürk**, Serkan Aksoy

Int J Paediatr Dent. 2015 May;25(3):199-203. doi: 10.1111/ipd.12128.

- Flexural and Microtensile Bond Strength of Bulk Fill Materials

Fatih Öznurhan, Murat Ünal, Arife Kapdan, **Ceren Öztürk**

Journal of Clinical Pediatric Dentistry: Spring 2015, Vol. 39, No. 3, pp. 241-246.

- Influence of erbium: Yttrium-aluminum-garnet laser, potassium titanyl phosphate laser irradiation, and acid etch on microtensile bond strength of adhesives

Fatih Öznurhan, Arife Kapdan, Burak Buldur, **Ceren Öztürk**

Journal Of Pediatric Dentistry 2015;3(2):46-51

- Accuracy of three different apex locators and visual exam in primary teeth with and without root resorption in vitro.

Oznurhan F, Tüzüner T, Baygin O, Unal M, Kapdan A, **Ozturk C** (2014). Eur J Paediatr Dent. 2014 Dec;15(4):381-4.

- Effects of different cavity-disinfectants and potassium titanyl phosphate laser on microtensile bond strength to primary dentin

Oznurhan F, **Ozturk C**, Ekcı E.S. (2015). Niger J Clin Pract. 2015 May-Jun;18(3):400-4. doi: 10.4103/1119-3077.151774