

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİ FAKÜLTESİ  
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**SÜT DİŞLERİNDE ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİNE  
UYGULANAN FARKLI CAM İYONOMER  
MATERYALLERİNİN MAKASLAMA BAĞLANMA  
DAYANIMLARI ÜZERİNDE KLORHEKSİDİNİN  
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Dilan SUVEREN**

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI UZMANLIK PROGRAMI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMANI  
Dr. Öğr. Üyesi Ceren DEVECİ**

**ADANA – 2019**

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİ FAKÜLTESİ  
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**SÜT DİŞLERİNDE ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİNE  
UYGULANAN FARKLI CAM İYONOMER  
MATERYALLERİNİN MAKASLAMA BAĞLANMA  
DAYANIMLARI ÜZERİNDE KLORHEKSİDİNİN  
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Dilan SUVEREN**

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI UZMANLIK PROGRAMI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMANI  
Dr. Öğr. Üyesi. Ceren DEVECİ**

Bu çalışma TDH-2018-10094 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

**ADANA – 2019**

## KABUL ve ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan  
“Süt Dişlerinde Çürükten Etkilenmiş Dentine Uygulanan Farklı Cam  
İyonomer Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımları  
Üzerinde Klorheksidinin Etkisinin Değerlendirilmesi”  
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Tarihi:** 14 / 01 / 2019

### TEZ SINAV JÜRİSİ

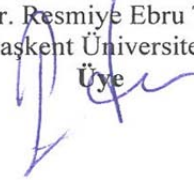
Dr. Öğr. Gör. Ceren DEVECİ  
Çukurova Üniversitesi  
**Başkan**



Prof. Dr. Muharrem Cem DOĞAN  
Çukurova Üniversitesi  
**Üye**



Doç. Dr. Resmiye Ebru TİRALİ  
Başkent Üniversitesi  
**Üye**



Dr. Öğr. Gör. Buse Ayşe SERİN  
Çukurova Üniversitesi  
**Üye**



Dr. Öğr. Gör. Volkan ÇİFTÇİ  
Çukurova Üniversitesi  
**Üye**



Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 16/01/2019 tarih ve  
edilmiştir.

413

sayılı kararı ile kabul

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez çalışmam sırasında yardım ve desteklerinin esirgemeyen değerli danışman hocam Dr. Öğr. Gör. Ceren Deveci'ye, bu süreçte bana destek olan ve yol gösteren değerli hocalarım Prof. Dr. M. Cem Doğan, Dr. Öğr. Gör. Buse Ayşe Serin, Dr. Öğr. Gör. İffet Yazıcıoğlu Sanrı, ve Dr. Öğr. Gör. Volkan Çiftçi'ye

Doktora eğitimine adım attığım andan itibaren bir aile ortamı içerisinde her zaman yanımda olan tüm Çukurova Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı asistan ve çalışanlarına,

Hayatımda aldığım tüm kararlara destek olan, bugünlere ulaşmamda maddi ve manevi olarak desteğini hep arkamda hissettiğim anne ve babam Nazlı ve İsmail Hakkı Şen'e, ağabeyim Murat Şen'e ve kardeşim Tekcan Şen'e,

Diş hekimliği uzmanlık sınavı sürecinde ve sonrasında kahrımı çeken, beni işimi severek yapacağım bu yola yönlendiren sevgili eşim Can Suveren'ne ve can arkadaşım Özge Yücel'e

TEŞEKKÜR EDERİM

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

<b>KABUL ve ONAY</b> .....	ii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iv
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	viii
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	ix
<b>ÖZET</b> .....	x
<b>ABSTRACT</b> .....	xi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Restoratif Materyaller.....	3
2.1.1. Amalgam.....	3
2.1.2. Rezin Bazlı Kompozit.....	3
2.1.3. Cam İyonomer Simanlar.....	4
2.1.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Siman.....	6
2.1.3.1.1. Sertleşme Mekanizması.....	7
2.1.3.1.2. Mekanik Özellikleri.....	8
2.1.3.1.3. Flor Salınım Özelliği.....	9
2.1.3.1.4. Biyouyumluluğu.....	10
2.1.3.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar.....	10
2.1.3.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman.....	10
2.1.3.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomer).....	11
2.1.3.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar.....	12
2.1.3.4. Giomer.....	13
2.1.3.5. Nano-İyonomer.....	13
2.1.3.6. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin Arttırılması ....	14
2.1.3.6.1. Ultrasonik Dalga Aktivasyonu.....	14
2.1.3.6.2. N-vinylcaprolactam Eklenmesi.....	14
2.1.3.6.3. Isı Uygulanması.....	15

2.1.3.6.4. Nanopartiküllerin Eklenmesi .....	15
2.1.3.7. Cam Karbomerler .....	15
2.2. Kavite Dezenfektanları .....	17
2.2.1. Klorheksidin Glukonat.....	18
2.2.1.1. Klorheksidin Glukonatın Kullanım Alanları .....	18
2.2.1.2. Klorheksidin Glukonatın Yapısı .....	18
2.2.1.3. Klorheksidin Glukonatın Etki Mekanizması .....	19
2.2.1.4. Klorheksidin Glukonatın Antimikrobiyal Etkinliği.....	19
2.2.1.5. Klorheksidin Glukonatın Kalıcılığı .....	20
2.2.1.6. Klorheksidin Glukonatın Bağlanma Dayanımına Etkinliği.....	20
2.2.1.7. Klorheksidin Glukonatın Mikrosızıntıya Etkinliği .....	21
2.2.1.8. Klorheksidin Glukonatın Toksisitesi ve Dezavantajları .....	21
2.2.2. Ozon.....	22
2.2.3. Lazer .....	24
2.2.4. Benzalkonyum Klorür.....	26
2.2.5. Hidrojen Peroksit .....	27
2.2.6. Sodyum Hipoklorit .....	27
2.2.7. İyodin Bazlı Dezenfektanlar .....	28
2.2.8. Naturel Dezenfektanlar .....	28
2.2.8.1. Propolis .....	29
2.2.8.2. Salvadora Persica.....	29
2.2.8.3. Morinda Citrifolia.....	29
2.3. Yapay Çürük Modelleri .....	30
2.3.1. PH Siklus Modelinin Kullanıldığı <i>İn Vitro</i> Demineralizasyon / Remineralizasyon .....	30
2.3.2. Asit Tamponlarının Kullanıldığı <i>İn Vitro</i> Demineralizasyon Modeli .....	31
2.3.3. Bakteriler Tarafından Üretilen Asitlerin Kullanıldığı <i>İn Vitro</i> Demineralizasyon Modeli .....	31
2.3.4. <i>İn Vivo</i> Hayvan Modelleri .....	31
2.3.5. Çekimi Planlanmış Dişlerde Yapılan Çalışmalar .....	32
2.4. Bağlanma Kuvveti Testleri .....	32
2.4.1. Çekme Testi .....	33

2.4.2. Makaslama Testi .....	33
2.5. Yaşlandırma İşlemleri .....	34
2.5.1. Isısal Çevrim (Termal Siklus) İşlemi .....	34
2.5.2. Yapay Tükürükte Bekletme .....	35
2.5.3. Suda Bekletme .....	36
2.5.4. Okluzal Yükleme .....	36
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>37</b>
3.1. Kullanılan Materyaller .....	37
3.2. Dişlerin Seçimi ve Yüzeylerinin Hazırlanması .....	38
3.3. Süt Molar Diş Deney Gruplarının Hazırlanması .....	40
3.4. Deney Grubu Örneklerine Makaslama Testinin Uygulanması .....	42
3.5. Verilerin İstatistiksel Analizi .....	43
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>45</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>48</b>
<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....</b>	<b>60</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>61</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>81</b>
EK-1 .....	81
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>82</b>

# ÇİZELGELER DİZİNİ

<b><u>Çizelge No:</u></b>	<b><u>Sayfa No:</u></b>
Çizelge 2.1. ISO standartlarına göre, CİS'in taşıması gereken özellikler. <sup>52</sup> .....	9
Çizelge 2.2. Çeşitli lazerlerin dalga boyları ve buldukları spektrumlar. <sup>194</sup> .....	26
Çizelge 3.1. Kullanılan cam iyonomer simanlar, içerikleri ve üretici firmalar .....	37
Çizelge 3.2. Kullanılan diğer materyaller, içerikleri ve üretici firmalar .....	38
Çizelge 4.1. Grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	45
Çizelge 4.2. Tek yönlü varyans analizi .....	46
Çizelge 4.3. Tukey testi sonuçları, örneklerin birbiri ile karşılaştırılması $p<0,05$ .....	47





## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b><u>Şekil No:</u></b>	<b><u>Sayfa No:</u></b>
Şekil 2.1 Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması.....	5
Şekil 2.2. Klorheksidin glukonatın moleküler yapısı. <sup>133</sup> .....	19
Şekil 2.3. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim. <sup>185</sup> .....	25
Şekil 3.1. Dişlerin pH döngü prosedürü, 5 ml'lik solüsyonun içinde süt molar dişi.....	39
Şekil 3.2. Grupların dizaynı .....	40
Şekil 3.3. Dentin yüzeyine dolgu materyalinin uygulanması.....	41
Şekil 3.4. %2'lik klorheksidin glukonat içeren kavite dezenfektanı Consepsis. <sup>277</sup> .....	41
Şekil 3.5. Termalsiklus işlemi.....	42
Şekil 3.6. Testometric Ax, M500-25kN, Rochdale, İngiltere .....	42
Şekil 3.7. Bağlanma dayanım testinin uygulanışı .....	43
Şekil 4.1. Örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	46
Şekil 4.2. Materyallerin klorheksidin açısından değerlendirilmesi .....	47

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol Glisidil Metakrilat
<b>CaCl<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum Klorid
<b>Cu</b>	: Bakır
<b>dk</b>	: dakika
<b>HEMA</b>	: Hidroksietil Metakrilat
<b>Hg</b>	: Civa
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization
<b>KHG</b>	: Klorheksidin Glukonat
<b>KCl</b>	: Potasyum Klorid
<b>LED</b>	: Light Emitting Diode
<b>MCJ</b>	: Morinda Citrifolia
<b>MMP</b>	: Matriks Metalloproteinaz
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>mM</b>	: Milimolar
<b>mg</b>	: Miligram
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>ml</b>	: Mililitre
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>NaOCl</b>	: Sodyum Hipoklorit
<b>NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub></b>	: Sodyum Dihidrojen Fosfat
<b>NCV</b>	: N-vinylcaprolactam
<b>O<sub>3</sub></b>	: Ozon
<b>pH</b>	: Power of Hydrogen
<b>PRG</b>	: Pre-Reacted Glass İonomer)
<b>ppm</b>	: Parts per million
<b>Sn</b>	: Kalay
<b>S. mutans</b>	: Streptococcus Mutans
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>sn</b>	: saniye
<b>USPHS</b>	: US Public Health Service

## ÖZET

### Süt Dişlerinde Çürükten Etkilenmiş Dentine Uygulanan Farklı Cam İyonomer Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımları Üzerinde Klorheksidin Etkisinin Değerlendirilmesi

Bu *in vitro* çalışmanın amacı etkilenmiş dentinin yani taklit edildiği süt dişlerinde klorheksidin glukonatın cam iyonomer materyallerin makaslama bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi seçilmiştir. 78 adet çürüksüz mandibular ve maksiller süt ikinci azı dişlerinin okluzal düzleme paralel dentin yüzeyleri kullanılmıştır. Smear tabakasını standardize etmek amacıyla diş yüzeyine 240, 320, 400, 600, 800 grenli silikon karbür kağıtları uygulanmıştır. Yapay olarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri oluşturmak için örnekler pH döngü prosedürüne maruz bırakılmıştır. Her grupta 13 adet diş yer alacak şekilde örnekler rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Grup I: GCP Glass Fill, grup II – Klorheksidin + GCP Glass Fill, grup III – GC Equia, Grup IV – Klorheksidin + GC Equia, grup V – Ketac Molar Aplicap, grup VI – Klorheksidin + Ketac Molar Aplicap. Cam iyonomer siman materyalleri 3 mm yüksekliğinde ve 3 mm çapında silindirik plastik tüpler aracılığıyla uygulanmıştır. Örnekler 24 saat distile suda bekletilmiştir. Daha sonra 5000 termal çevrim yapılmıştır. Örnekler 1 mm/dak hızla kopma meydana gelinceye kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır. Newton cinsinden bulunan değerler megapascal cinsine çevrilerek %95 güven düzeyinde SPSS 20.0 yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Tukey testi sonuçlarına göre; Grup III,IV,V ve VI'nın makaslama bağlanma dayanımı değerleri Grup I ve II'den anlamlı derecede daha yüksek bulundu, ve Grup I ve II arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Grup III, IV, V ve VI arasında da anlamlı farklılık bulunamamaktadır.

%2'lik klorheksidin glukonat uygulamasının kavitenin bağlanma dayanımı üzerinde olumsuz bir etkisi görülmüştür. Bu nedenle süt dişlerinde cam iyonomer siman restorasyon restorasyonunda %2'lik klorheksidin glukonat kullanılması, rezidüel bakterilerin neden olduğu olası başarısızlıkları önlemek amacıyla önerilmektedir. Cam Karbomer'in makaslama bağlanma dayanım değerleri düşük bulunmuştur. Bu bilgi diş hekiminin klinik uygulama için materyal seçimine ışık tutabilir. Klorheksidin glukonatın materyalin bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmek için *in vivo* çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

**Anahtar sözcükler:** Bağlanma dayanımı, Cam karbomer, Geleneksel cam iyonomer siman, Klorheksidin glukonat, Cam karbomer, Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman.

## ABSTRACT

**Evaluation of the effect of chlorhexidine on shear bond strengths of different glass ionomer materials applied to caries-affected primary teeth dentin.**

The aim of this *in vitro* study was to evaluate the effect of chlorhexidine gluconate on shear bond strengths of glass ionomer materials in primary teeth where the caries-affected dentin was imitated.

Shear bond strength test was chosen to evaluate the bond strength. Dentin surfaces, parallel to the occlusal plane, of 78 non-carious mandibular and maxillary primary second molars were used. The tooth surface was polished with 240, 320, 400, 600, 800 grit silicon carbide papers to standardize the smear layer. Samples were subjected to pH-cycling procedure to form artificially carious dentin surfaces. The specimens were randomly divided into 6 groups, with 13 teeth in each group. Group I: GCP Glass Fill, group II - Chlorhexidine + GCP Glass Fill, group III - GC Equia, Group IV - Chlorhexidine + GC Equia, group V - Ketac Molar Aplicap, group VI - Chlorhexidine + Ketac Molar Aplicap. Glass ionomer cement materials were applied using 3 mm diameter and 3mm height cylindrical plastic tubes. The samples were stored in distilled water for 24 hours. Then thermal cycles were applied for 5000 times. Shear force was applied to each sample at a crosshead speed of 1 mm/min until fracture occurred. The values found in Newton were converted to megapascal and evaluated with 95% confidence level using SPSS 20.0 software.

According to Tukey test results; The shear bond strength values of Group III, IV, V and VI were significantly higher than Group I and II, and no significant difference was found between Group I and II. There were also no significant difference between Group III, IV, V and VI.

2% chlorhexidine gluconate application did not have a negative effect on the bond strength of the cavity. Therefore, 2% chlorhexidine gluconate is recommended in glass ionomer cement restoration in primary teeth to prevent any type of possible failure caused residual bacteria. Shear bond strength values of Glass Carbomer were found to be low. This information can shed light on the dentist's choice of materials for clinical practice. *In vivo* studies are needed to evaluate the effects of chlorhexidine gluconate on the binding strength of the material.

**Key words: Bonding strength, Glass carbomer, Conventional glass ionomer cement, Chlorhexidine gluconate, High viscosity glass ionomer cement.**

# 1. GİRİŞ

Minimal invaziv diş hekimliği çürük diş dokusunun uzaklaştırılması ve sağlıklı diş dokusunun korunmasını amaçlamaktadır. Bu amacın gerçekleşmesinde önerilen prosedür sadece enfekte olmuş dokuların çıkarılması, remineralizasyon yeteneğine sahip olabilecek etkilenmiş dokunun korunarak herhangi bir restoratif tedavi yapmaktır. Bakteriyel kolonizasyonu azaltmak için cam iyonomer simanlar restoratif materyal olarak seçilebilmektedir. <sup>1</sup>

Cam iyonomer simanların biyouyumlu ve antibakteriyel olmaları, flor salınımı yapmaları, hidroksiapatit kristallerini remineralize etme özellikleri ve diş dokularına kimyasal bağlanmaları restoratif materyal olarak kullanılmalarının önünü açmaktadır. <sup>2-4</sup>

Cam iyonomer simanların olumlu özelliklerinin yanı sıra sertleşme reaksiyonunun başlangıcında fiziksel ve estetik özelliklerinin zayıf olması ve neme hassas olmaları bu simanların önemli dezavantajlarıdır. <sup>5</sup> Düşük mekanik özellikleri, cam iyonomer simanların yüksek stres taşıyan posterior bölgede restoratif materyal olarak kullanımlarını kısıtlamaktadır. <sup>6</sup>

İdeal restoratif dolgu materyali üzerine çalışmalar günümüzde devam etmektedir. Simanların geliştirilmesi için bugüne kadar birçok araştırma yapılmıştır. Cam iyonomer simanlara metal partiküller eklenmiş, rezin katılarak modifiye edilmiş, viskozitesi arttırılmış ve son zamanlarda cam karbomer simanlar piyasaya sürülmüştür. <sup>4,7</sup>

Geleneksel cam iyonomer simanların içindeki toz partiküllerin nano boyutlara indirgenip tozuna karbon zincir ve ikinci doldurucu olarak florapatit içeren cam ilave edilerek geliştirilen cam karbomer simanların mekanik özelliklerinin ve diş yüzeyine olan bağlantılarının geleneksel cam iyonomer simana göre daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir. <sup>8</sup> Ayrıca kullanımında en büyük avantajlarından birisi neme karşı olan toleransıdır. İzolasyon sağlamada zorlanılan hastalarda kullanımı oldukça yararlıdır. Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermediği için biyouyumlu bir materyaldir. <sup>9,10</sup>

Kavite preparasyonu sonrası etkilenmiş dentinde geride kalan bakteriyel artıklar restorasyonun ömrü açısından büyük bir problemdir. Bu artıkların tam olarak temizlenememesi ve kavitenin steril edilememesi mikrosızıntı, pulpa hassasiyeti, pulpal

inflamasyonun yanı sıra sekonder çürüklere neden olabilir. Bu nedenle kavite preparasyonundan sonra kavite duvarlarında, smear tabakasında ya da dentin tübüllerindeki bakteri artıklarının elimine edilmesi önemlidir. Bu amaçla kavite preparasyonundan sonra dezenfektanların uygulanması bakteriyel aktiviteden kaynaklanan potansiyel riskleri ortadan kaldırdığı için kabul görmektedir. Kavite preparasyonunu takiben klorheksidin glukonat (KHG) uygulaması artık bakterileri ortadan kaldırmak için yaygın olarak önerilen yöntemlerden biridir. <sup>11,12</sup>

Bir dezenfektan olan klorheksidin glukonatın antimikrobiyal özelliğinin yanı sıra kollajen fibrillerinin degradasyonunu da önlediği bildirilmiştir. Bir biquanid antimikrobiyal madde olan klorheksidin glukonat matriks metalloproteinazları (özellikle MMP-2, MMP-8 ve MMP-9) inhibe eder. <sup>13,14</sup> “Etch and rinse” adezivler için, KHG rezin-dentin bağlarının degradasyonunu azaltmak için doğrudan demineralize dentine uygulanabilir ya da adezivlerin uygulanmasından önce bir asidik koşullandırıcıya dahil edilebilir. <sup>14-16</sup> Bununla birlikte, raporlar böyle bir antibakteriyel maddenin restoratif materyalin dentine yapışmasını etkileyip etkilemeyeceği konusunda tartışmalıdır. <sup>11,14,16,17</sup>

Konakçıda bulunan collagen-degrading proteinlerden biri olan matriks metalloproteinazın (MMP), asit uygulanmış dentinde bulunan korumasız kollajenin degradasyonunda rol oynadığı düşünülmektedir. <sup>18,19</sup> Bu durum çok sayıda laboratuvar çalışmasında <sup>19,20</sup> ve *in vivo* çalışmada <sup>14,21,22</sup> görülen hibrid tabakanın progresif degradasyonunu açıklayabilir.

Potansiyel MMP inhibitörü olan KHG’ın ekspoz olmuş kollajen fibrillerin oto-degradasyonunu minimize ederek dentinal kollajenolitik aktiviteyi azalttığı gösterilmiştir. Böylece bağın uzun süreli stabilitesine katkıda bulunur. <sup>14,22</sup>

Bu *in vitro* çalışmanın amacı etkilenmiş dentinin yani remineralize tabakanın taklit edildiği süt dişlerinde klorheksidin glukonatın cam iyonmer materyallerin makaslama bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Restoratif Materyaller

#### 2.1.1. Amalgam

Diş hekimliğinde amalgamın ilk defa Çinliler tarafından 7. yüzyılda kullanıldığı bildirilmiştir. Su Kung tarafından M.S. 659’ da yazılan “Materia Medica” da Çinlilerin 100 kısım civa, 45 kısım gümüş, 900 kısım kalay ile hazırlanan “gümüş bir karışım” keşfettikleri ve çürük dişleri doldurmak için kullandıkları belirtilmiştir. 1000 yıl sonra Johannes Stocker Almanya’da civa ile yeşil virtiyolu birlikte kaynatarak bir çeşit bakır amalgam geliştirmiş ve “amalgam” terimini ilk kez kullanan araştırmacı olmuştur.<sup>23</sup> Amalgam dolgular, 150 yılı aşkın süredir diş hekimliğinde sık olarak kullanılan restoratif materyallerdir. Gümüş (Ag), bakır (Cu), kalay (Sn) gibi metallerin civa (Hg) ile karıştırılması ile elde edilir. Yaklaşık %50 oranında metalik civa bulundurmaktadır.

Geleneksel olarak amalgam sınıf I ve sınıf II restorasyonlarda kullanılan bir materyaldir. Günümüzde amalgam diş hekimliğinde etkili bir restoratif materyal olmaya devam etmektedir.<sup>24,25</sup> 260 amalgam restorasyonun 3 yıllık klinik performansının değerlendirildiği bir çalışmada 254’ünün başarılı olduğu gösterilmiştir.<sup>26</sup>

#### 2.1.2. Rezin Bazlı Kompozit

Rezin bazlı kompozitler ilk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilmiştir. Hem organik hem de inorganik maddeler içeren bu dolgu maddesine; birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi anlamına gelen “Kompozit” adı verilmiştir.<sup>27,28</sup>

Kullanım alanları hala sınırlı olan kompozitler diş rengindedir, ısı iletkenlikleri düşüktür, kenar sızıntıları azdır, diş dokularına adezyonla bağlanır, konservatif kavite preparasyonuna uygundur. Çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını destekler, restorasyon tek başına bitirilebilir, altın ve porselen restorasyonlara göre fiyatı uygundur.<sup>29</sup>

Posterior kompozitlerin bu olumlu özelliklerinin yanı sıra uygulama zorluğu, özel bir yetenek ve deneyim gerektirmesi, stresin yoğun olduğu bölgelerde artmış abrazyon, polimerizasyon büzülmesi ve marjinal sızıntı göstermesi gibi dezavantajları

vardır.<sup>30</sup>

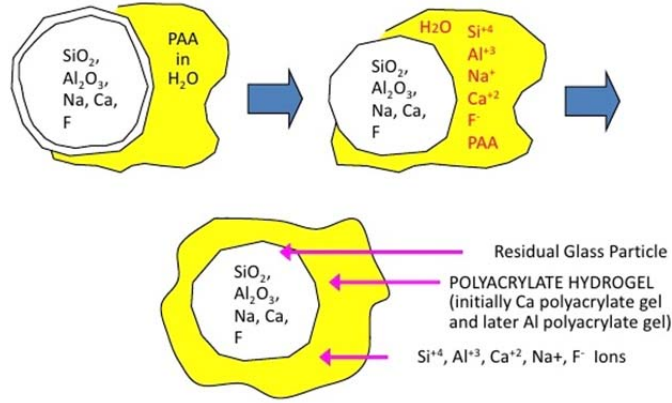
Geleneksel rezin bazlı kompozitler rezin içerisine ilave edilmiş doldurucu partikülleri olan viskoz buharlaşmayan sıvı monomerlerdir (Bis-GMA). Bowen, Bis-GMA rezini, bisfenol A ve Glisidil metakrilat arasındaki reaksiyonun ürünü olan dimetakrilat monomerini sentezleyerek formüle etmiştir.<sup>31</sup> Güncel kompozitlerin birçoğunda matriks fazının majör bileşeni olarak Bis-GMA yer almaktadır.

### **2.1.3. Cam İyonomer Simanlar**

1960'ların başında, diş dokusuyla (hidroksiapatit ve kollajen) ile reaksiyona giren hidrofilik materyaller geliştirilmiştir. Hem minerde hem de dentinde bulunan hidroksiapatite ve kalsiyuma bağlanmanın önemi görülmüştür. Bu nedenle suda çözünebilir ve sitrik, poliakrilik asit içeren polielektrolit sistemlere olan ilgi artmıştır. 1963 yılında, poliakrilik asidin diş dokularına adezyon potansiyeli incelenmiştir. Poliakrilik asidin kalsiyuma bağlanabildiği ve kollajen ile hidrojen bağları oluşturabildiği görülmüştür.<sup>32</sup>

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.<sup>33</sup> Geliştirilen ilk cam iyonomer siman fluoro-alumino-silika-cam toz tanecikleri ve poli-karboksilik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşturulmuştur. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, fluoroalümina silikat cam tozu ile poliakrilik asidin sulu solüsyonundaki bileşenlerin karıştırılması ile, katı cam partiküllerin asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir reaksiyon sonucu gerçekleşmektedir. Cam iyonomer simanlar toz/sıvı oranını veya kimyasal formülünü değiştirerek çok çeşitli klinik uygulamalarda kullanılabilir.<sup>34,35</sup>





**Şekil 2.1.** Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması

Cam iyonomer simanların diş hekimliğinde pek çok kullanım alanı vardır. Bunlar yüksek çürük insidansı olan bireylerde dolgu materyali olarak, kaide materyali olarak, estetiğin önemli olmadığı servikal abrazyonlarda ve servikal çürüklerde, süt dişlerinde, tünel tekniği uygulanmış kaviteelerde, retrograd dolgu materyali olarak, kanal dolgu maddesi olarak protetik restorasyonların ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanımı gibi.<sup>36</sup>

Cam iyonomer siman ifadesi, sertleşme reaksiyonunun tamamının ya da büyük bir bölümünün asit-baz reaksiyonu olan, flor rezarvaruarıolan ve devamlı flor salınımı yapan restoratif materyaller için kullanılır. Cam iyonomer simanlar kimyasal içeriklerine ve kullanım alanlarına göre sınıflandırılabilir. Cam iyonomer simanların uygulama biçimleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:<sup>37</sup>

**Tip I :** Kron, köprü ve braketlerin simantasyonunda kullanılanlar

**Tip II :** Restoratif materyal olarak kullanılanlar

**Tip III :** Kaide materyali ve pit – fissür örtücü olarak kullanılanlar

**Tip IV :** Kanal dolgu patı olarak kullanılanlar

Cam iyonomer simanlar termal genişleme katsayısının ve elastisite modülünün diş dokusuna yakın olması, dentine ve mineye bağlanması, flor iyonu salınımı yapması, biyoyumlu bir materyal olması gibi avantajlarından dolayı diş hekimliğinde oldukça popüler bir materyaldir.<sup>38</sup> Termal genişleme katsayısının diş dokularına benzer olması sayesinde tedavi sonrası hassasiyet ve mikrosızıntı azalır ve bunlar sekonder çürük oluşma ihtimalini azaltır. Cam iyonomer simanlar mine ve dentine kimyasal olarak

bağlanabilir, mikro sızıntıya karşı dirençlidir, boyutsal stabiliteleri vardır, marjinal bütünlükleri iyidir, flor iyonu salabilirler ve tekrar flor iyonu ile yüklenebilirler. Kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, yavaş bir kimyasal tepkime ile sertleştiklerinden daha az büzülme göstermesi ve artık monomer bırakmaması gibi avantajları vardır.<sup>39</sup>

Cam iyonomer simanlar içeriklerine göre beş ayrı sınıf altında toplanabilirler

- Geleneksel cam iyonomer siman
- Hibrit cam iyonomer simanlar
  - Resin modifiye cam iyonomer siman
  - Poliasit modifiye kompozit rezin (Kompomer)
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
- Giomer
- Nano-iyonomer

#### **2.1.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Siman**

Geleneksel cam iyonomer simanlar toz ve likitten oluşur. Temelde organik asit ve cam komponentleri arasında asit baz reaksiyonu gerçekleşir. Toz kısmı; kalsiyum florid (%35), silisyum oksit (%30), alüminyum oksit (%16), alüminyum florid içeren alüminosilikat camdan oluşmaktadır. Likit kısmı da; poliakrilik asitten oluşmaktadır.<sup>40</sup> Cam iyonomer simanın likit kısmında bulunan polimerler genel anlamda polialkenoid asitlerdir; ya 2:1 oranında akrilik asit ve maleik asitin birleşimi halindedir ya da poliakrilik asit homopolimer şeklindedir. Homopolimerik hazırlanan cam iyonomer simanların ilk 4-6 hafta baskı kuvvetlerine karşı direnci yüksektir.<sup>36</sup> Kopolimerik hazırlanan cam iyonomer simanların baskı dayanımı ilk başta yüksek, sonra zamanla denge haline ulaşır. Fakat baskı dayanımı denge haline ulaşmadan önce bir düşüş yaşar. Homopolimerik ve kopolimerik hazırlanan cam iyonomer simanların klinik kullanımında baskı dayanımları açısından belirgin bir fark gözlenmemiştir.<sup>41</sup> Polimerler cam iyonomer simanların mekanik özellikleri üzerinde etkilidir. Molekül ağırlığının yüksek olması cam iyonomer simanın direncini artırır. Fakat bununla beraber viskozitesi de artar ve karıştırılması zorlaşır. Cam iyonomer simanları radyopak hale getirmek için içeriğine baryum, stronsiyum ve lantanyum katılmaktadır.<sup>42</sup>

### 2.1.3.1.1. Sertleşme Mekanizması

Cam iyonomer simanda asit baz reaksiyonu şu evrelerden oluşur;

- Cam bileşenlerin dekompozisyonu ve metalik iyonların ayrıştırılması
- Metalik iyonlarla oluşan etkileşime bağlı olarak oluşan poliasitleri konfigürasyonu
- Cam iyonomer simanın mekanik olarak sertleşmesi.<sup>43</sup>

Sertleşme sonrası, cam iyonomer simanlar alüminyum silikat cam ve inorganik bir bağlayıcı matriks bileşimi olarak düşünülebilir. Cam iyonomer simanın iskelet kısmında cam tozu, silika ve alümina bileşikleri bütünleşerek tetrahedral bir yapı oluşturur.<sup>44</sup> Sertleşmenin 2 fazda gerçekleştiği düşünülürse; ilk fazı ortalama ilk 10 dk kapsar. Cam iyonomer simanın neme karşı aşırı hassas olduğu bu fazda alüminyum ve kalsiyum iyonları etkileşime girmez. Eğer nem ile temas olursa; etkileşime girmemiş alüminyum ve kalsiyum iyonları tükürükle uzaklaşır, materyal daha yumuşak aşınmaya karşı daha dirençsiz bir hal alır. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu tamamlanmadan önce nem ile kontamine olmasının materyalin çözünürlüğünü arttıracak ve mekanik özelliklerini kötü yönde etkileyeceğini bildiren çalışmalar vardır.<sup>41</sup> Sertleşmenin ikinci fazında, reaksiyona girmemiş cam doldurucuları çok yavaş salınan alüminyum ve kalsiyum iyonları çevreleyerek matriksi olgunlaştırır. Bu evre ilkinin aksine dehidratasyona karşı aşırı hassastır. Sertleşme reaksiyonu sırasındaki koşullar (hidrasyon ve dehidrasyon) cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini direkt olarak etkilemektedir. Flor iyonunun matriks yapısının bir parçası olmaması nedeniyle salınma esnasında cam iyonomer matriksinde kayıp oluşmaz.<sup>45</sup>

Cam iyonomer simanın yapısındaki zayıf asit, bağlanacağı yüzeyde 1 µm derinliğe kadar demineralize alan oluşturur. Yani cam iyonomer siman plak olan bir diş yüzeyine bile bağlanma yeteneğine sahiptir. Fakat cam iyonomer simanı uygulamadan önce yüzeye asit muamelesi yapıldığında bağlantının arttığı gösterilmiştir.<sup>46</sup> Kompozit rezinlerin aksine cam iyonomer simanlar uygun fazda olduğunda diş dokusuna kimyasal olarak bağlanır. Siman karıştırıldığında yüzeyinin camsı parlaklıkta olması gerekmektedir. Bu görünüm materyalde hala reaksiyona girmemiş poliakrilik asitler olduğu anlamına gelir. Reaksiyona girmemiş poliakrilik asitler, yapısında bağlanmaya

hazır karboksil grupları bulundurur ve bu karboksil grupları dişteki hidroksiapatit yapısına kimyasal olarak bağlanır. Eğer siman karıştırıldıktan sonra mat bir hal alıyorsa, bu simanın artık yapısında serbest poliakrilik asit bulunmadığını dolayısıyla diş dokusuna kimyasal bağlantısının olmayacağı anlamına gelir. Bu fazda diş dokusuna uygulandığında yalnızca mekanik tutuculuk elde edilecektir.<sup>36,47</sup>

### 2.1.3.1.2. Mekanik Özellikleri

Cam iyonomer simanların en önemli dezavantajı mekanik özelliklerinin yetersiz olmasıdır. Kırılma, aşınma ve kopma dirençleri düşüktür. Boyutsal stabiliteleri kompozitlere göre daha düşüktür. Çünkü, ilk altı ayda %5 kadar su emilimi gösterirler.<sup>48</sup> *In vitro* olarak ölçülen makaslama bağlanma kuvvetleri sadece 3 MPa'dır. Cam iyonomer simanlar kompozitlere göre 3, amalgama göre 5 kat daha hızlı aşınma gösterirler. Bu yüzden geleneksel cam iyonomer siman üzerine overlay şeklinde kompozit uygulaması aşınma direncini arttıracaktır.<sup>49</sup> Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için; kalsiyum oksit, magnezyum oksit, çinko oksit gibi bileşiklerin ilavesinin yapıldığı bir çalışmada<sup>50</sup>; yeni oluşturulan kompozisyonun, geleneksel cam iyonomer simanlara oranla daha dirençli olduğu, mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Sermet cam iyonomer simanların klinik direncini arttırabilmek için içerisine gümüş ve kalay partikülleri ilave edilerek oluşturulmuş simanlardır. Bu materyal ile cam iyonomer simanın aşınma dayanıksızlığı giderilmeye çalışılmıştır. Fakat flor salınımının ve bağlanma kuvvetlerinin yetersiz olması nedeniyle sermet simanlar klinik kullanımda kendine yer bulamamıştır.<sup>42</sup>

Cam iyonomer simanların hem firmanın önerdiği uygun toz/likit oranında karıştırılması hem de uygulamanın pratik olması için kapsül formları çıkartılmıştır. Kapsül cam iyonomer simanlar, amalgamatör benzeri cihazlarda karıştırılarak tabanca ve/veya spatül yardımı ile diş dokusuna uygulanır. Toz likit oranının daha doğru olduğu için ve manuel karıştırmaya göre daha ideal tipte bir karıştırma sağladığı için önerilmiştir. Fakat kapsül cam iyonomer simanlar manuel karıştırılanla karşılaştırıldığından daha fazla porozite görülmüştür. Porozitenin fazla olduğu materyalde dayanıklılık da azalmaktadır.<sup>51</sup>

Cam iyonomer simanların üretim sonrası satış işlemlerinin gerçekleştirilebilmesi için ISO tarafından belirlenen belli mekanik özellikleri taşıması gerekmektedir. Markalar arası özelliklerde farklılıklar olsa da; bir cam iyonomer simanın sahip olması gereken değerler Tablo 1'de belirtilmiştir.

**Çizelge 2.1.** ISO standartlarına göre, CİS'in taşıması gereken özellikler.<sup>52</sup>

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

### 2.1.3.1.3. Flor Salınım Özelliği

Flor salınım özelliği olan cam iyonomer simanların çürük insidansının yüksek olduğu bireylerde iyi bir koruma olacağı düşünülür. Cam iyonomer simandan salınan florun etkisi doz bağımlıdır. Flor *in vitro* koşullarda ve yüksek konsantrasyonlarda enzim inhibitörü olarak görev görmekte iken, *in vivo* koşullarda ise mikroorganizmaları elimine eder.<sup>45</sup> Cam iyonomer simanın yapısındaki flor serbestleşerek mineyi daha dirençli hale getirmek için minedeki hidroksiapatitin yapısına katılır. Ayrıca dolgu dışı ara yüzünde flor salınımı yaparak bakteri invazyonunu yavaşlatır. Nakajo ve ark.<sup>53</sup> tarafından yapılan kompozit ve cam iyonomer siman üzerindeki *Streptococcus mutans* (*S. Mutans*) miktarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, cam iyonomer siman üzerindeki bakteri miktarının daha az olduğu belirtilmiştir. Yani cam iyonomer simanın antimikrobiyal olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca, sertleşme reaksiyonu sırasında meydana gelen düşük pH'da cam iyonomer simanın antimikrobiyal özelliğine katkıda bulunur. Cam iyonomer simandan flor salınım miktarı ilk gün en fazladır. Sonraki günlerde sabit bir seviyeye düşerek salınmaya devam eder.<sup>45</sup> Cam iyonomer simandan salınan flor miktarı ilk dönemlerde aşağı yukarı 10 ppm'dir. Sonra giderek azalır, fakat bir çalışma flor salınımının yıllarca devam ettiğini öne sürmektedir.<sup>54</sup> Cam iyonomer simanın kimyasal yapısına flor dışında ilavelerle çürük olan bölgelerde daha başarılı sonuçlar elde edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla çürükle etkilenmiş dentin remineralizasyonunda daha üstün özelliklere sahip kazein-fosfat-peptit amorf kalsiyum fosfat modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir.<sup>55</sup>

#### 2.1.3.1.4. Biyouyumluluğu

Cam iyonomer simanların diğer dolgu materyalleri ile kıyaslandığında yüksek bir biyouyumluluk göstermektedir. Cam iyonomer simanların uygulandığı bđlgelerde sitotoksik etkileri yok denecek kadar azdır.<sup>56</sup> Sertleşme reaksiyonları sırasında yok sayılacak miktarda ısı oluşumu görülür ve sertleşme sırasında ya da sonrasında açığa çıkan artık moleküllerin diş dokusuna zararı yoktur, hatta flor göz önüne alındığında yararlıdır. Cam iyonomer simanın biyouyumluluk özelliği aynı zamanda; yüksek moleköl ağırlıklı makromoleküller varlığına, moleküler düzeyde kalsiyuma bağlanmadaki yatkınlığına ve poliakrilik asidin zayıf asiditesine bağlıdır.<sup>47</sup>

2006 yılında Brook & Hatton yaptıkları çalışmada<sup>57</sup>, materyalin çevre dokulardan iyon değişimi yaptığını göstermiş ve cam iyonomer simanın osteokondüktif özelliklerini bildirmiştir. Bu iyon değişimi cam iyonomer simanın yapısındaki cam partikülleri arasındaki hidrojen bağları ve kemik yapısındaki kalsiyum iyonlarıyla meydana gelmektedir.<sup>42</sup> Ayrıca, flor salınımının da bu konuda rolü büyüktür. Çünkü yapılan *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar<sup>58,59</sup>, florun osteoblastları üzerinde uyarıcı etkisi olduğunu göstermiştir. Bu yüzden sodyum florid osteoporoz tedavisinde kullanılmaktadır.<sup>43</sup>

#### 2.1.3.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar

##### 2.1.3.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Bu materyaller 1991 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlar ile aynı temel bileşenleri içerirler, fakat aynı zamanda bir monomer komponent ve başlatıcı sistem içerirler. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar %20 rezin ve %80 cam iyonomer esaslıdır.<sup>60,61</sup> Sertleşme mekanizmaları ışık ile polimerizasyon, asit-baz ve kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon olmak üzere 3 basamaktan oluşur.<sup>40</sup> Cam iyonomer simanın cam tozlarına metal tozları, poliakrilik aside matriks yapısı eklenerek güçlendirilmiş ve hidroksietil metakrilat (HEMA), Bis-GMA gibi monomerler eklenmiştir. Yeni yapı hem polimerize olabilen klasik monomer hem de çapraz bağlanma özelliği olan ajanlar içerir.<sup>62</sup>

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, uzun çalışma süresine sahip olması, sertleşme reaksiyonunun ışıkla olması ve uygulamanın diş hekimi tarafından kontrol

edilebilir olması nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha avantajlıdır.<sup>63</sup> Ancak klinik kullanımda başarılı mekanik ve fiziksel özellikler göstermesine rağmen, biyolojik anlamda geleneksel cam iyonomer simanın avantajlarının tamamını barındırmazlar.<sup>64</sup>

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında, diş dokularına daha zayıf adezyon gösterme ve daha az flor salınımı eğiliminde olma gibi dezavantajları vardır. Ayrıca geleneksel cam iyonomer simanlar sertleşme reaksiyonlarının yavaş olmasından dolayı diş dokusu çevresine sınırlı zarar vererek restorasyondan stres salınımına izin vermektedir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda ise sertleşme sırasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi görülmesi mikrosızıntı problemine yol açar.<sup>65</sup>

Eskandarizadeh ve ark.<sup>66</sup> pulpal cevap ve tersiyer dentin oluşumunu karşılaştırdıkları çalışmada rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer siman arasında bir fark bulmamışlardır. Rezin modifiye cam iyonomer siman yapısında HEMA gibi bir monomer bulundurur. Bu da rezin modifiye cam iyonomer simanın sitotoksikite ve biyoyumluluk özelliklerini, içeriğinde HEMA ve diğer monomer çeşitlerini barındıran kompozit restorasyon materyallerine benzer kılmaktadır.<sup>36</sup> Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların termal siklus uygulandığı çalışmada<sup>67</sup>; geleneksel cam iyonomer simanın arayüz bağlantısında 26 µm boşluk oluşurken, rezin modifiye cam iyonomer simanda 8-10 µm boşluk oluştuğu belirtilmiştir.

#### **2.1.3.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomer)**

“Kompomer” terimi “kompozit” ve “cam iyonomer” den elde edilen bir kısaltmadır ve her iki malzemenin bileşenlerini ve özelliklerini birleştiren bir restoratif materyal üretme niyetini yansıtır.<sup>68,69</sup> %30 cam iyonomer siman ve %70 kompozit rezin içeren kompomerler, kompozit rezinin polimerize olan grubunu, cam iyonomer simanın asidik grubunu yapısında bulundurur.<sup>70,71</sup> Materyal polimerizasyon yolu ile sertleşir. Asit-baz reaksiyonu ise karboksilik grup ve dolduruculardan salınan katyonlar arasında daha yavaş bir biçimde meydana gelir. Polimerizasyon, sertleşmede asit-baz reaksiyonuna göre daha fazla rol alır. Asit-baz reaksiyonu sadece suyun varlığında gerçekleşir.<sup>72</sup> Poliasit modifiye kompozit rezinler geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerlerden daha az flor salar ve fotoaktivasyon olmadan meydana gelen asit-baz

reaksiyonuna sahip olmadığı için daha çok rezin esaslı dolgu materyali gibi davranırlar.<sup>73</sup> Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlara göre daha estetik bir bitişi vardır. İçeriğinde bulunan rezin oranına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Süt dişlerinde ve daimi dişlerin bir kısım restorasyonlarında daimi ve geçici dolgu materyali olarak kullanılabilmeleri, kaviteye kolaylıkla taşınabilir olmaları, el aletleriyle işlenebilmeleri, renk seçeneklerine sahip olmaları ve cam iyonmerlere göre dayanıklılıklarının daha uzun süreli olması avantajları arasındadır.<sup>74,75</sup>

Kompomerlerin klinik uygulamalarında dişin mine dokusuna asitleme yapılması gerekmemektedir. Kompomerlerde farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilir. Genellikle primer ve adezivin tek şişeden kombine edildiği tek aşamalı bir bonding sistem kullanılabilir. Kompomerlerin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilir. Birincisi kompomerin yapısında bulunan hidrofilik karboksilik asit üniteleri, ikincisi ise uygulanan adeziv sistemdeki bonding ajanıdır.<sup>76</sup>

### **2.1.3.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonmer Simanlar**

Geleneksel cam iyonmer simanların okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini arttırmak ve Sınıf I ve V restorasyonlarla sınırlı olan endikasyon alanlarını genişletmek için yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlar geliştirilmiştir.<sup>77,78</sup> Kompozit rezin ve amalgam dolgu materyallerinin alternatifi olmaları da amaçlanmıştır. Geleneksel cam iyonmer simanların toz likit oranı 3:1 ya da 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlarda bu oran 6:1 ya da 7:1'dir.<sup>79</sup>

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonmer simanlarla aynı olan bu materyallerin aşınma direnci, yüzey sertliği, eğme ve basma dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Ayrıca, flor salınım oranları geleneksel cam iyonmer simanlarla aynıdır ve biyoyumlulukları benzerdir.<sup>80,81</sup>

Gürgan ve arkadaşlarının<sup>77</sup> USPHS (US Public Health Service) kriterlerini kullandıkları bir klinik çalışmada dört yıllık sonuçlarına göre, yüksek viskoziteli cam iyonmer simanların ve nano partiküllü yüzey örtücü ve mikrofil partiküllü kompozit rezinle restore edilmiş Sınıf I ve II restorasyonların benzer klinik performans gösterdiği bildirilmiştir. Türkün ve ark. Sınıf I ve II restorasyonları değerlendirildiği bir çalışmada, kapsül formunda 2 farklı yüksek viskoziteli cam iyonmer siman ve iki farklı yüzey örtücü kombinasyonunu kullanmıştır. Yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlardan biri diğerinden klinik açıdan daha başarılı bulunmuştur.<sup>82</sup>



#### 2.1.3.4. Giomer

Giomer, aktif cam iyonomer partikülleri (PRG) içeren, flor salabilen ve ışıkla sertleşen restoratif bir materyal olarak piyasaya çıkmıştır. PRG (pre-reacted glass iyonomer) partikülleri, floroaluminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşmaktadır. “Glass iyonomer + polimer” kelimelerinden “Giomoer” türetilmiştir.<sup>83</sup> PRG partikülleri iki farklı formdadır: yüzey aktif (S-PRG) ve tüm partikül aktif (F-PRG). Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya), S-PRG teknolojisi ile üretilmiş diş renginde rezin esaslı ilk giomer restoratif materyalidir.<sup>84</sup> Cam iyonomer simanlarda görülen hidrojel fazı geçişi giomerlerde yoktur. Giomerler, kompomerler gibi ışıkla sertleşmekte ve adezyon için bir bağlayıcı ajana gereksinim duymaktadır.<sup>85</sup> Giomerlerin uzun dönem flor salınımlarına dair şüpheler vardır. Yapılan çalışmalarda remineralizasyon yeteneklerinin cam iyonomer simanlarla benzer olduğu tespit edilmiştir.<sup>86</sup> Bu materyalin uzun dönem flor salınımını inceleyen bir *in vitro* çalışmada, ilk birkaç gün flor salınımının çok az olduğu, ancak 21 gün sonunda flor salınımının anlamlı derecede arttığı tespit edilmiştir.<sup>87</sup> Flor salınımları ve yeniden şarj olma özellikleri geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan düşük, kompomerlerden yüksektir.<sup>88</sup>

Çürüksüz servikal restorasyonların değerlendirildiği klinik çalışmada, giomerlerin dentine bağlanmasının rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile benzer olduğu, yüzey pürüzlülüğünün ise anlamlı olarak daha iyi olduğu gösterilmiştir.<sup>89</sup> Sınıf II restorasyonların yapıldığı klinik bir çalışmada, giomerler; hibrit rezin kompozitler, kompomerler ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile karşılaştırılmıştır ve daha uzun ömürlü olduğuna karar verilmiştir. 24 ayın sonunda giomer restorasyonların %79’unun başarılı olduğu gösterilmiştir.<sup>90</sup> Bir başka çalışmada, 13 yılın sonunda Sınıf I ve II restorasyonlarda %61 oranında başarılı olduğu tespit edilmiştir.<sup>91</sup>

#### 2.1.3.5. Nano-İyonomer

Rezin modifiye cam iyonomer simanlara nano doldurucu eklenmesi ile elde edilen nano-iyonomerler son yıllarda klinik uygulamalarda yerini almıştır. Nano-iyonomerlerde mekanik dayanıklılık artmış polimerizasyon büzülmesi ise azalmıştır.<sup>92</sup> Ketac N100 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) nano-teknoloji ile üretilmiş, ışıkla sertleşen ilk nano-iyonomer materyalidir.

Nano-iyonomer yapısında rezin monomerler de (BisGMA, TEGDMA, PEGDMA ve HEMA gibi) yer alır. Doldurucu içeriklerinin ağırlıkça %69'unu nano doldurucu olması nano-iyonomerleri diğer cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli özelliktir.<sup>93</sup> Resin modifiye cam iyonomer siman ile benzer sertleşme reaksiyonu ile sertleşir. Materyalin birincil sertleşmesi ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Materyal yüzeyindeki flor oranının karşılaştırıldığı bir çalışmada, Ketac N100 ve Fuji grubu (GC Europe, Leuven, Belçika) cam iyonomer simanların flor salınım düzeylerinin benzer olduğu, Ketac N100'ün Fuji grubu cam iyonomer simanlara nazaran daha az porozite ve yüzey çatlağı sergilediği gösterilmiştir.<sup>94</sup> Flor salınımı ve şarj olma özelliklerinin geleneksel ve resin modifiye cam iyonomer simanlar ine benzer; kompozitlerden yüksek olduğu tespit edilmiştir.<sup>95</sup> Sınıf V kavite için karşılaştırıldığı iki farklı *in vitro* çalışmada, nano-iyonomerlerin mikrosızıntı değerlerinin geleneksel ve resin modifiye cam iyonomer simanlardan düşük, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarla benzer olduğu gösterilmiştir.<sup>96,97</sup>

### **2.1.3.6. Cam İyonomer Simanların Fiziksel Özelliklerinin Arttırılması**

#### **2.1.3.6.1. Ultrasonik Dalga Aktivasyonu**

Son zamanlarda yapılan çalışmalar sertleşme reaksiyonu sırasında ultrasonik enerji uygulanan cam iyonomer simanların daha fazla mikrosertlik gösterdiği bildirilmektedir. Ultrasonik dalgalarla enerji yüklemesi yapılması cam iyonomer simanın kuvvetlere karşı dayanıklı ve uzun ömürlü olması açısından önerilmektedir.<sup>98-</sup>

100

#### **2.1.3.6.2. N-vinylcaprolactam Eklenmesi**

Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini arttırmak amaçlı uygulanan yöntemlerden biride N-vinylcaprolactam (NVC) eklenmesidir.<sup>101-103</sup>

Moshaverinia ve arkadaşları çalışmalarında NVC içerikli cam iyonomer simanların dentin yüzeyine daha iyi bir adezyon gösterdiğini bildirmişlerdir.<sup>101</sup> Bir diğer çalışmada da NVC içerikli cam iyonomer simanların bükülme direncinin ve kırılma dayanıklılığının cam iyonomer simanlardan yüksek olduğu bildirilmiştir.<sup>102</sup>

### **2.1.3.6.3. Isı Uygulanması**

Konvansiyonel cam iyonomer simana yüksek yoğunluklu fiber optik ışık kaynağıyla başlangıç sertleşmesinden sonra ısı uygulanması materyalin yüzey sertliğinde artış sağlamıştır.<sup>104</sup> Isı uygulaması simanın sertleşme reaksiyonunu hızlandırmakta ve sertleşmenin daha iyi olmasını sağlamaktadır. Erken sertleşme zamanında ısı işlem görmüş geleneksel cam iyonomer simanların sıkışma dayanımları standart sertleşme reaksiyonu ile karşılaştırıldığında artış göstermiştir. Örneklerin sıcaklığı ve geleneksel cam iyonomer simanların sıkışma dayanımları arasında bariz bir ilişki görülmüştür.<sup>105</sup>

Siman yüzey sıcaklığının maksimum 60 °C 'ye yükseltilmesinin, malzemenin 24 saat sonraki yüzey sertliğini önemli ölçüde iyileştirdiği görülmüştür.<sup>104</sup> Ayrıca ısı miktarı doğrudan simanın sertleşme kalitesi ile ilişkilidir.<sup>106</sup> Isı uygulaması geleneksel cam iyonomer simanın ve cam karbomerin matris formasyon reaksiyonunu hızlandırır.<sup>104,107</sup> Farklı polimerizasyon üniteleri kullanıldığında cam iyonomer siman örneklerinin alt ve üst yüzeyleri için mikrosertlik açısından belirgin bir fark görülmemiştir.<sup>108</sup>

### **2.1.3.6.4. Nanopartiküllerin Eklenmesi**

Kompozit rezinlere nanopartikül eklenmesinin kompozitlerin dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini arttırdığı saptanmıştır.<sup>109,110</sup> Yakın zamanda cam iyonomer simanlara da nanopartikül eklenmesi gündeme gelmiştir. Materyalin toz kısmına iterbiyum florür ve baryum sülfat nanopartiküllerinin eklenmesinin başlangıç sertleşme ve çalışma süresini kısalttığı, ancak baryum sülfatın fazla eklenmesinin sertleşme reaksiyonuna engel olduğu bildirilmiştir. Cam iyonomerlerin basma dayanıklılığının iterbiyum florür ve baryum sülfat eklenmesiyle azaldığı ve yüzey sertliğinin önemsiz oranda arttığı; daha fazla nano-partikül eklenmesiyle ise azaldığı bulunmuştur.<sup>111</sup>

Nano-partikül teknolojisiyle mine benzeri yapı oluşturulmak amacıyla cam karbomerler ortaya çıkmıştır. Cam karbomerlerde toza florapatit eklenmiştir.<sup>112</sup>

### **2.1.3.7. Cam Karbomerler**

Cam iyonomer esaslı olan ve son yıllarda kullanıma sunulan cam karbomer simanlar klinik kullanım alanları bakımından cam iyonomer simanlara

benzemektedir.<sup>113</sup> Cam iyonomer simanları geliştirmek için çalışmalar sonucu elde edilen restoratif materyaller *in vivo* olarak SEM yardımıyla incelenmiş ve mine benzeri bir yapının oluştuğu saptanmıştır. Cam iyonomer esaslı yeni bir materyal olan cam karbomer simanın gelişimine olanak sağlamıştır.<sup>114</sup> Cam karbomer simanların toz kısmı nano-partiküllü parçacıklar ve florapatit, likit kısmı poliakrilik asit içermektedir.<sup>112,115</sup> Cam karbomer simanlar kimyasal olarak sertleşmektedir. Sulu polimerik asit ve iyon salabilen temel cam arasında gerçekleşen bir asit baz reaksiyonu ile sertleşir. Bununla birlikte, genellikle cam iyonomer formülasyonlarında bulunmayan maddeleri de içerir.

115

Cam karbomer simanlarda reaktif camlar dialkilsiloksan ile işlenmiştir. Florosilikat cam tozunun, akil gruplarında 1 ve 4 karbon atomları içeren terminal hidroksil gruplarına sahip poly(dialkilsiloksan, sulu asit solüsyonu ile muamele edilmesi ve daha sonra işlem görmüş florosilikat cam tozunun sulu asit solüsyonundan ayrıştırılması ile elde edilmektedir.<sup>116</sup>

Siman içerine eklenen nano-partiküller (nano-florapatit ve nano-hidroksiapatit) materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır.<sup>8</sup> Kimyasal olarak sertleşen cam karbomer simanlar ısıyla optimize edilmektedir.<sup>113</sup>

Üretici firma cam karbomer simanların cam iyonomer simanlara göre daha iyi performans gösterdiğini, büzülme ve genleşmenin olmadığını, mükemmel flor salınımı gösterdiğini, abrazyona karşı daha az hassasiyetinin olduğunu, daha iyi bağlanma gösterdiğini, yüzey özelliklerinin daha iyi olduğunu, daha az çözündüğünü, daha az suya hassasiyetinin olduğunu ve sertliğinin daha iyi olduğunu bildirmektedir. Diğer avantajları olarak iyi akıcılığa sahip olması, fissür örtücü olarak kullanılabilmesi, sertleşme süresinin kısa olması, kaviteye uygulanabilirliğinin kolay olması, geliştirilmiş fiziksel özelliklerinden dolayı yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanılabilmesi, dentin replasmanında ve kor yapımında kullanılabilmesi belirtilmektedir.<sup>116</sup>

Sertleşme reaksiyonunun başlangıcında, silikon bazlı bir yüzey örtücü nem ve tükürük kontaminasyonundan materyali korumak için uygulanmaktadır.<sup>113</sup> Materyalin mekanik özelliklerini arttırmak için yüzey örtücü uygulandıktan sonra ısı açığa çıkaran yüksek enerjili LED ışık kaynağının kullanılmaktadır. Isı uygulamasının materyalin matris formasyon reaksiyonunu hızlandırdığı düşünölmektedir.<sup>104</sup>

Yeni geliştirilmiş bir restoratif dolgu materyali olduğu için cam karbomerlerle

ilgili literatürde çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Materyalin fiziksel özellikleri ve klinik başarıları hakkında bilgi sahibi olabilmek için daha çok *in vitro* ve *in vivo* çalışmaya ihtiyaç vardır.

## 2.2. Kavite Dezenfektanları

Restoratif diş tedavilerinde çürük dokusunun tamamen uzaklaştırılması ve oluşan kavitenin sızdırmaz bir şekilde kapatılması amaçlanır. Ağız ortamında yüksek sayıda ve çok çeşitli mikroorganizmalarla direkt ilişkide olan restorasyonun başarısını uzun dönem sürdürebilmesi için hem sızdırmaz bir şekilde kapatılmış hem de kavitenin rezidüel bakterilerden elimine edilmiş olması gerekmektedir.<sup>117</sup> Kavite preparasyonu sonrasında kavite duvarlarında kalan bakteriler, restorasyonun sızdırmazlığı sağladığı durumlarda bile, smear tabakası içinde çoğalabilmektedir.<sup>118</sup> Kavite preparasyonundan sonra kavite duvarları histolojik ve bakteriyolojik anlamda incelendiğinde, dişlerin sadece küçük bir bölümünün steril olduğu ve rezidüel bakterilerin bir yıldan uzun süre hayatta kalabildiği gösterilmiştir.<sup>119</sup>

Rezidüel bakterilerin eliminasyonu; hem dolgunun bağlanacağı alanın pürüzsüz ve temiz olmasını sağlayarak bağlantının sızdırmazlığına katkı sağlar hem de enfeksiyon kontrolünü sağlayarak pulpal inflamasyonu ve sekonder çürüğü önler. Bu yüzden diş hekimliğinde kavite dezenfektanlarının kullanımı uzun zamandır tercih edilmektedir.<sup>120</sup>

Gwinnett ve ark.<sup>121</sup> postoperatif duyarlılığı azaltmak ya da ortadan kaldırmak için bir dezenfektan yardımıyla kavite duvarlarında var olan bakterilerin uzaklaştırılmasının kavite preparasyonu ve restorasyon aşaması olarak klinik anlamda geniş kabul gördüğünü bildirmiştir. Kavite dezenfektanı olarak kullanılacak maddenin; dişte renklenme yapmaması, ağız florasındaki bakterilere karşı etkili olacak şekilde geniş spektrumlu olması, yapılacak restorasyonun bağlanmasını negatif yönde etkilememesi ve en önemlisi pulpal dokulara karşı irritan olmaması gereklidir. Fakat geçmiş dönemlerde kullanılan fenol, timol, potasyum siyanit ve gümüş nitrat gibi kavite dezenfektanları pulpa dokusuna irritan etki göstermektedir.<sup>122</sup> Bu nedenle günümüzde daha çok; klorheksidin glukonat, sodyum hipoklorit, fosforik asit, hidrojen peroksit gibi solüsyonların yanında ozon ve lazerden de yararlanılabilmektedir.<sup>123</sup> Bunlara ek olarak, son dönemde çay ağacı yağı ve aloe vera gibi bitkisel ekstraktların kavitedeki rezidüel

bakteri miktarını azalttığı gösterilmiştir.<sup>124</sup>

İyi ıslatabilirlik özelliği ve dezenfeksiyon etkinliği nedeniyle benzelkonyum klorid de kavite dezenfektanı olarak tercih edilmektedir.<sup>125</sup> Aynı zamanda benzelkonyum klorid dişe uygulandıktan sonra dentinde deproteinizasyon yaparak; yapıda pek çok düzensizlik ve anastamoz içeren poröz bir yapı oluşturur. Bu sayede bağlantıyı arttıracığı bildirilmiştir.<sup>126</sup>

### **2.2.1. Klorheksidin Glukonat**

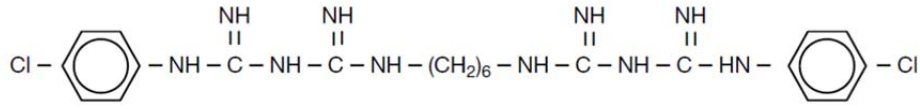
Klorheksidin glukonat, 1970'lerden beri oral antimikrobiyal ajan olarak kullanılan ve diş plaklarının oluşumunu ve ilerlemesini önleyen bir bis-guanid biyosittir.<sup>127</sup>

#### **2.2.1.1. Klorheksidin Glukonatın Kullanım Alanları**

Restoratif tedavide kavite dezenfeksiyonu olarak, endodontide irrigasyon solüsyonu ve medikament olarak ve periodontal tedavilerde oral gargara olarak kullanılmaktadır.<sup>128</sup> Cerrahi işlem öncesi ağız florası kontrolü için , plak kontrolü ve enfeksiyon tedavisi için %0.2-%0.12 konsantrasyonunda ağız gargarası olarak kullanılmaktadır. Oral antiseptikler arasında altın standart olarak kabul edilir.<sup>129</sup> Endodontik tedavide irrigasyon ajanı olarak %2 konsantrasyonda, restoratif tedavide kavite dezenfeksiyon aracı olarak %1-2 konsantrasyonda jel veya solüsyon formda kullanılır.<sup>130</sup> Direkt ya da indirekt pulpa kaplama tedavileri gibi derin kavitelere kullanımı başarı şansını artırır. Pameijer ve Stanley<sup>129</sup> yaptıkları çalışmalarında, ekspozite pulpaya %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonunun 60 saniye boyunca uygulandığında etkili bir hemostatik ajan olduğunu ve dentin köprüsü yapımını desteklediğini bildirmişlerdir.

#### **2.2.1.2. Klorheksidin Glukonatın Yapısı**

Klorheksidin glukonat, sentetik bir katyonik bis-guanid olup, iki biguanid grubu ve iki simetrik 4-klorofenil halkası, bir merkezi heksametilen zinciri ile bağlanmıştır.<sup>131</sup> Klorheksidin glukonat, bakterilerin hücre zarı üzerindeki fosfolipidler ve lipopolisakaridlerle etkileşime giren, pozitif yüklü, hidrofobik ve lipofilik bir moleküldür. Hücreye bir tür aktif veya pasif transport mekanizması yoluyla girer.<sup>132</sup>



Şekil 2.2. Klorheksidin glukonatın moleküler yapısı.<sup>133</sup>

### 2.2.1.3. Klorheksidin Glukonatın Etki Mekanizması

Temel olarak klorheksidin glukonatın, pozitif yüklü yapısı ve bakteriyel hücre duvarındaki negatif yüklü fosfat grupları arasında etkileşim sonucu gerçekleşir. Dolaylı olarak hücrenin osmotik dengesini değiştirir.<sup>128</sup> Hücrenin membran permeabilitesi değişerek klorheksidin glukonatın hücre içine penetrasyonu gerçekleşir.<sup>132</sup>

Ayrıca bakteri enzimlerini inhibe eder, metabolizma hızlarını yavaşlatır. *Adenozin trifosfat* (ATPaz) aktivitesini önleyici etkide bulunur.<sup>133</sup> Ayrıca klorheksidin glukonat, hücre membranı boyunca glikozun taşınmasından sorumlu ve fosforilasyonuna katılan metabolik enzim olan *fosfoenolpiruvat fosfotransferazı* ve dış yüzeylerinde mikrobiyal birikim için gerekli olan *glukosiltransferaz* enzimini inaktif hale getirir.<sup>134,135</sup>

Kendisi pozitif yüklü olduğu için, bakterilerin negatif yüklü yüzeylerine iyi tutunur. Pelikül ve plak formasyonunun azalmasına katkıda bulunur. Düşük konsantrasyonlarda bakteristatik iken, yüksek konsantrasyonlarda bakterisit etki gösterir.<sup>130</sup> Düşük konsantrasyonda (% 0,2) potasyum ve fosfor gibi düşük molekül ağırlıklı maddelerin serbestleşmesine neden olur iken, yüksek konsantrasyonda (% 2) ise, sitoplazmik içeriklerin çökmesi ile hücre ölümüne sebep olur.<sup>136</sup>

En yaygın formu olan klorheksidin glukonat, suda çözünür ve fizyolojik pH'da, pozitif yüklü klorheksidin bileşeni kolaylıkla açığa çıkar.<sup>131</sup> Alkali pH'da asidik pH'ya göre daha etkilidir ve etkisi organik madde ve sabun varlığında azalır.<sup>133</sup>

### 2.2.1.4. Klorheksidin Glukonatın Antimikrobiyal Etkinliği

Özellikle *S. mutans* olmak üzere gram (+) ve gram (-) mikroorganizmalara belli düzeylerde etkinliği vardır. Özellikle *S. mutans* klorheksidin glukonata hassasken, *Streptococcus sanguinis* da suşlar arasında duyarlılık bakımından büyük farklılık sergilemektedir.<sup>137</sup>

Gram (+) mikroorganizmalara etkinliği gram (-) mikroorganizmalara göre daha yüksektir. Gram (-) mikroorganizmalar arasında en az duyarlı olanlar; başta *Proteus*

olmak üzere *Klebsiella*, *Pseudomonas*, , *Actinobacter* ve *Enterobacter* suşlarıdır.<sup>137</sup> Gram (-) bakteriler arasında klorheksidin glukonat direncinin plazmit bazlı ya da transfer edilebilir olduğunu gösteren bir bulgu gösterilmemiştir.<sup>133</sup> Uzun dönem klorheksidin glukonat uygulanan köpeklerin plaklarında neden gram (-) çomak türlerinin baskın olduğunu bu durum açıklamaktadır.<sup>132</sup>

Kanal tedavisinde irrigasyon solüsyonu olarak kullanıldığında *Enterococcus faecalis*'e karşı kalsiyum hidroksitten daha yüksek etkinliği bulunmaktadır.<sup>138</sup> Basson ve Tait<sup>139</sup>, klorheksidin glukonatın *Actinomyces israelii* türüne etkinliğini, Gomes ve ark.<sup>140</sup> uygun form ve konsantrasyonda *Staphylococcus aureus* ve *E.faecalis*'e etkinliğini, Waltimo ve ark.<sup>141</sup> 5 dk'lık kullanımın *Candida albicans*'a etkinliğini göstermiştir. Bakterilerin kanal içinde çoğunlukla biyofilm oluşturduğu ve bu yapının da planktonik bakterilere göre daha dirençli olduğu bilinmektedir. Bu nedenle irrigasyon solüsyonunun planktonik bakterilere etkisinin yanında; kanalda görülen biyofilm oluşumuna da etkisi büyük önem taşımaktadır.<sup>128</sup> Clegg ve ark. klorheksidin glukonatın biyofilm üzerine etkisiz olduğunu söyler iken, Lima ve ark.<sup>142</sup> %2'lik KHG medikasyonunun 1 ve 3 günlük *E. faecalis*'e etkinliği olduğunu göstermiştir.

#### **2.2.1.5. Klorheksidin Glukonatın Kalıcılığı**

Dentinde medikament olarak klorheksidin glukonat kullanıldığında, dentinde varlığını devam ettirme gibi benzersiz bir özelliği vardır.<sup>132</sup> Uzun süreler boyunca, antimikrobiyal etkinliğini devam ettirecek seviyelerde dentine tutunur.<sup>143</sup> Bu kalıcılığı elde etmek için uzun süreli etkileşim ile dentinin klorheksidin glukonat ile doyurulmasına izin verilmelidir. Dolayısıyla, sadece irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmak yerine intrakanal bir ilaç olarak uygulanmalıdır.<sup>144</sup> Bunun aksine Leonardo ve ark.<sup>144</sup> irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan %2'lik klorheksidin glukonatın dentindeki rezidüel antimikrobiyal etkinliğinin 48 saat kadar devam ettiğini bildirmiştir. Rosenthal ve ark.<sup>143</sup> bu etkinin 12 hafta kadar sürdüğünü bildirmiştir.

#### **2.2.1.6. Klorheksidin Glukonatın Bağlanma Dayanımına Etkinliği**

Klorheksidin glukonat, diş yapısına karşı kuvvetli bir afiniteye ve iyi bir ıslatma kapasitesine sahiptir. Bu özelliklerinin bonding ajanının dentine bağlanma gücünü arttırdığı düşünülmektedir.<sup>145</sup> Sharma ve ark.<sup>119</sup> yaptığı bir çalışmada potasyum bazlı



kavite dezenfektanları, benzelkonyum klorid ve klorheksidin glukonatın self etch bonding sistemlerinin bağlanma kuvvetini azalttığını, asitlemenin ayrı yapıldığı etch and rinse sistemlerinde ise negatif etki göstermediği bildirilmiştir. Gürkan ve ark.<sup>146</sup> asitleme sonrası klorheksidin kullanıldığı ve yıkama yapılmadığı durumlarda klorheksidin bağlanma kuvvetini azalttığını göstermiştir. Bunu aksine, Hebling ve ark.<sup>147</sup>, Say ve ark.<sup>148</sup> yaptıkları çalışmalarda klorheksidin bağlanma kuvvetine herhangi bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Klorheksidin glukonatın MMP enzimini inhibe etme özelliği ile uygulanan bağlanma yüzeyi korunur. Klorheksidin glukonat, MMP-2, 8 ve 9'u inhibe eder.<sup>18</sup> Dentin içindeki MMP'lerin, hibrid tabakadaki korunmasız kollajen fibrillerinin parçalanmasında rol oynadığı bilinmektedir. Bu yüzden klorheksidin glukonat gibi MMP inhibitörleri dentin ve restorasyon arasındaki bağlantının artmasına katkıda bulunur.<sup>149</sup> Hasani ve ark.<sup>150</sup> klorheksidin glukonatın rezin modifiye cam iyonmer simanın dentine olan bağlanma dayanımını pozitif anlamda etkilediğini göstermiştir.

#### **2.2.1.7. Klorheksidin Glukonatın Mikrosızıntıya Etkinliği**

Uzun süren antimikrobiyal etkinliğinden dolayı, klorheksidin kök dentininde mikrosızıntıyı geciktirdiği düşünülmektedir.<sup>128</sup> Gomes ve ark.<sup>151</sup> çeşitli medikamentler uygulanan kanalların tekrar kontamine olması için gereken süreyi incelemiş ve bu sürenin klorheksidin glukonatta en uzun olduğunu bildirmiştir. Klorheksidin glukonatın kanal patlarının apikal bağlantısına etkisini inceleyen çalışmalarda<sup>152,153</sup>, klorheksidin glukonat ile irrigasyonun ya da medikasyonun apikal bölgede kanal patlarının bağlantısını negatif anlamda etkilemediği bildirilmiştir.

#### **2.2.1.8. Klorheksidin Glukonatın Toksisitesi ve Dezavantajları**

Klorheksidin glukonat ağız yıkama sularının uzun süreli kullanımına bağlı olarak dişlerde kahverengi lekelenmeler yapabilir.<sup>154</sup> Klorheksidin glukonat alerjisi nadir olmakla birlikte kontakt dermatite, deskuamatif gingivitise ve tat duyusunda değişikliklere neden olabilir.<sup>155</sup> Ayrıca, klorheksidin glukonat yüksek konsantrasyonlarda (%18) toksik etkileri vardır. %10'a varan konsantrasyonlar dokuyla temas için uygundur.<sup>156</sup>

Kullanım formu açısından değerlendirildiğinde, jel halindeki klorheksidin glukonatin periapikal dokulara toksisitesinin daha düşük olduğu gösterilmiştir. Jelin viskozitesi sayesinde periapikal dokulara taşıyıcı zarar verme riski azdır.<sup>136</sup>

Sanchez ve ark.<sup>157</sup> klorheksidin glukonatin embriyolojik fibroblastlara ve *S. aureus*'a karşı toksisitesini incelemiştir; bakterisidal dozda kullanıldığında fibroblastların ölümüne neden olduğunu, fibroblastları canlı tutacak dozda uygulandığında ise bakterisidal etkinliğinin olmadığını göstermiştir. Agarwal ve ark.<sup>158</sup> klorheksidin glukonatin periferik kandaki nötrofillerin yıkımına neden olduğunu göstermişlerdir. Ribeiro ve ark.<sup>159</sup> klorheksidin glukonatin genotoksik etkilerini araştırmış ve klorheksidin glukonatin DNA üzerinde herhangi bir zararlı etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Toksikite çalışmaları göz önüne alındığında klorheksidin glukonat hakkında kullanım sınırlandırılma düşünceleri oluşsa da Wennberg'ün<sup>160</sup> klorheksidin glukonatin diğer irrigasyon solüsyonlarından daha fazla toksik olmadığını gösterdiği makalesi, aslında genel olarak bakıldığında güvenli olduğunun bir göstergesidir.

### 2.2.2. Ozon

Trioksijen ya da tiratomik oksijen olarak bilinen ozon ( $O_3$ ), aktif atomik oksijen ( $O^+$ ) ile oksijen molekülünün ( $O_2$ ) birleşmesinden oluşmaktadır.<sup>161</sup> Ozon tabakası güneşten gelen, zararlı UV B ve C ışınlarının büyük bir kısmının emilimini gerçekleştirir. Havadan daha ağırdır, bu nedenle atmosferde çökmeye başlar ve havadaki mikroorganizmaları okside ederek havayı temizler. Yani dünyanın kendi kendini temizlemesini sağlar.<sup>162</sup>

Diş hekimliğine ilk defa 1920 yılında İsviçre'li bir diş hekimi olan Dr. Edwin Parr tarafından, klinik dezenfeksiyon sisteminin bir parçası olarak getirilmiştir. 1950 yılında Alman diş hekimi Dr. Edward Fisch tarafından sıvı formdaki ozon enfekte yara yüzeylerinin ve enfeksiyonların tedavisinde uygulanmıştır.<sup>163</sup>

Ozon sıvı ve gaz formda ve etki edebilecek konsantrasyonda; bakteri, virüs, mantar ve protozalara karşı etkilidir.<sup>164</sup> En kuvvetli oksidan maddelerden biri olan ozon, hücre duvarı ve sitoplazma membranını yıkıma uğratarak ya da hücre membranı geçirgenliğini değiştirerek hücre ölümüne neden olur.<sup>165</sup> Virüslerde ise viral kapsidlere zarar verir ve üreme döngüsünü bozar. Yapılan çalışmalar<sup>166-168</sup> mikroorganizmaların ozon üreten antikorlar ile tamamen parçalandığını belirtmektedir. Düşük dozda parazit

ölümüne yol açar iken insan hücrelerini etkilemez. HIV, hepatit A virüsü, poliomiyelit ve rotavirüs ozona karşı daha hassastır. Ozon ile *S. aureus* ve *A. hydrophili* hızlı bir şekilde inaktive olur.<sup>168</sup>

Ozonun metabolizmadaki en önemli etkilerinden bir tanesi; immün sistemin etkinliğini arttırmasıdır. 30 ile 55 ug/cc konsantrasyonunda ki ozon, metabolizmada IFN, TNF ve ILT-2'nin artışını sağlar.<sup>169</sup> Ayrıca, ozon sitokin üretimini arttırarak konak bağışıklığını arttırır.<sup>166</sup> AIDS gibi immün sistemi etkileyen hastalıklarda başarılı sonuçlar sergiler.<sup>170</sup>

Antibakteriyel özelliği ve iyileşmeyi arttırıcı etkisi ile tercih edilen ozonun antibakteriyel özelliği klorinden bir buçuk kat daha etkilidir. Ozon sudaki bakterilerin hücre membranlarını yırtarak 2 sn içerisinde etki eder iken, klorinin hücre içerisine girip bakterisit etki gösterebilmesi yaklaşık 30 dk sürer.<sup>171</sup> Sadece bu özelliği bile ozona cerrahi, dahiliye, dermatoloji, diş hekimliği gibi pek çok tıp branşında kullanım alanı sağlar.

Medikal ozon, ozon jeneratörleri tarafından; oksijen molekülünün parçalanıp, oluşan oksijenlerden birini başka bir oksijen atomu ile birleşmesi sonucu oluşur. Çalışma prensiplerine göre 3 farklı ozon jeneratörü bulunur; UV, düşük frekans ve corona-discharge. Çoğunlukla corona-discharge jeneratörü tercih edilir. Elektrik enerjisi ile oksijen molekülündeki bağlar parçalanır.<sup>165</sup>

Ozon diş hekimliğinde gaz formda kullanıldığında ortalama %95 oranında oksijen ile karıştırılarak kullanılır. Oldukça kararsız bir gaz olan ozon direkt solunduğunda toksik olabilir. Ozon dayanıksızdır ve kısa süre içinde kullanılmalıdır. Filtreden geçirilen ozon distile su ile birleştirildiğinde ozonize su oluşur. Böylece daha uzun süre muhafaza edilebilir.<sup>172</sup> Ozonize su; kök kanal dezenfeksiyonu ve kavite dezenfeksiyonu amacıyla, lezyon ve fistül tedavisinde, beyazlatmada, protezlerin dezenfeksiyonunda, alveolit ve çekim boşluklarının tedavisinde, eklem problemi semptomlarının rahatlatılmasında aft ve diğer stomatitlerin tedavisinde kullanılır.<sup>173</sup> Ayrıca, Lynch ve ark. ozonun diğer geleneksel diş hekimliği uygulamalarından daha az anksiyeteye neden olduğunu göstermiştir.<sup>174</sup>

Ozon, kavitasyon oluşmamış başlangıç çürüklerde bakteri sayısını azaltarak çürüğün ilerlemesini yavaşlatmaktadır.<sup>175</sup> Ozon endodontal patojenlerden; *P. endodontalis* ve *P. gingivalis* *E. Faecalis*'e karşı etkilidir.<sup>168,176</sup> Nagayoshi ve ark.<sup>168</sup>

plaktaki *S. mutans* oranının ozon ile azaldığını belirtmiştir. Bu durum dolaylı olarak çürüklerin önlenmesinde önemlidir. Ozon uygulaması dentin ıslanabilirliğini değiştirir ve biyofilm oluşumunu engeller, *S. mutans*'ın biyofilm oluşumunda rol oynayan ve mikroorganizmaların diş yüzeylerine adezyonunu sağlayan glikozil transferaz enzimini inhibe eder.<sup>177</sup> Ozon asidojenik bakterilerin ürettiği pürivik asidi dekarboksilleyerek karbondioksite dönüştürür, asidin mine yüzeyine zarar vermesini engeller.<sup>178</sup>

### 2.2.3. Lazer

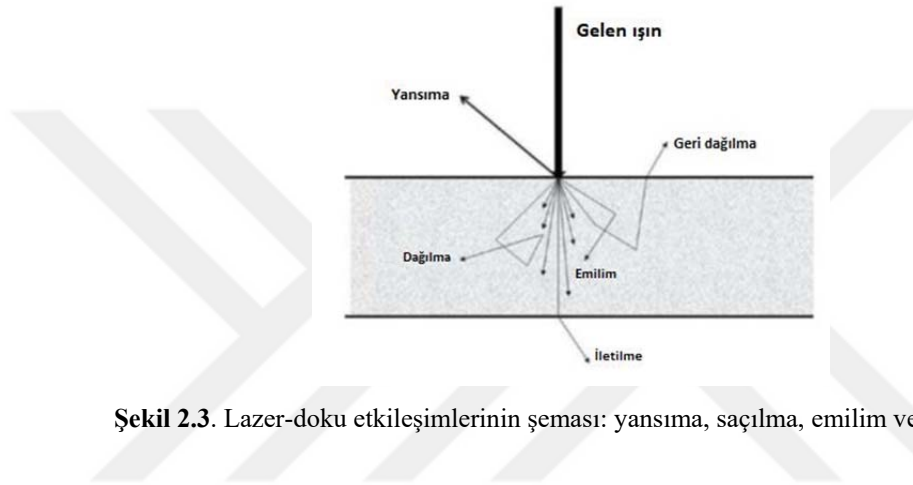
Açılımı "*uyarılmış radyasyonun dağılımı ile ışığın güçlendirilmesi*" olan lazer bir akronimdir ve Einstein'ın radyasyonun kuantum teorisine dayanır.<sup>179</sup> Lazer cihazları; çok kuvvetli, koherent (senkronize), belirli bir yönde, monokromatik (belli bir dalga boyuna sahip), paralel ve doğal yollarla başka hiçbir yerde bulunamayan bir ışık demeti meydana getirir. Lazer cihazından yayılan ışık demeti noniyonize radyasyondur, yani iyonize radyasyon kaynakları olan x ışını ve diğer kaynaklar gibi zararlı etkilere sahip değildir.<sup>180</sup>

Lazer ışık enerjisini yoğunlaştırarak güçlü bir hale getirir ve hedeflediği dokuda doğal ışıktan çok daha güçlü bir seviyede enerji ortaya çıkarır. Elektronun enerji seviyesine bağlı olarak yayılan foton belli bir dalga boyuna sahiptir ve bu dalga boyu lazerin karakteristik özelliklerini belirler.<sup>181</sup>

Tıpta geniş bir alanda kullanılan lazer diş hekimliğinde kullanımı 1964 yılında Goldman tarafından gerçekleştirilmiştir. Goldman'ın lazerin diş sert dokuları üzerindeki potansiyel etkilerini incelemesiyle başlayan süreç, lazerin diş hekimliğinin bir çok uygulamasında yer almasıyla sürmüştür.<sup>123</sup> Diş hekimliğinde kullanılan lazerler; CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Ar, diyottur. Gingivektomi, kuron boyu uzatma, frenektomi gibi yumuşak doku insizyonunda; kavite ve kanal dezenfeksiyonunda; kavite testinde; hipersensitivite tedavisinde; vitalite testinde kullanılmaktadır.<sup>180</sup> Endodontide lazer ilk olarak Weichman ve Johnson<sup>182</sup> tarafından yüksek güçte CO<sub>2</sub> lazer kullanarak *in vitro* ortamda apikal örtme sağlamak amacıyla kullanılmıştır. Amaçlarına ulaşamamışlardır, ancak endodontide lazer kullanımının kapısı açmışlardır. Lazer endodontide; pulpa diagnozu, pulpotomi, kanal duvarlarının modifikasyonu, kanal boşluğunun sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesinde, kanal dolgusunda, kanal dolgusunun uzaklaştırılmasında, endodontik cerrahide tercih

edilmektedir. <sup>183</sup> Her dalga boyunun etkili olduğu doku tipi vardır. Farklı her uygulama için farklı bir lazer türü kullanılır. <sup>184</sup>

Lazer doku ile temas ettiğinde emilebilir, yansiyabilir, saçılabilir ve çevre dokulara geçebilir (Şekil 4). <sup>185</sup> Doku tipi ve lazerin dalga boyuna göre bu etkilerin kombinasyonu ve derecesi değişir. Lazerin etkileri dokunun ısı iletkenliğine ve ısı kapasitesine göre şekillenmektedir. Biyolojik dokularda absorpsiyon genellikle; su molekülleri, pigment, protein molekülleri tarafından meydana gelmektedir.



Şekil 2.3. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim. <sup>185</sup>

Lazer, su ve su içeren organik bileşenlerde mikropatlamalara sebep olarak dişte termomekanik ablasyona neden olur. Moleküler su, yıkıcı patlamaya neden olana kadar buharlaşır. Yüksek basınç sonucu oluşan ardışık mikropatlama dokuda ablasyonun karakteristik özelliği olan mikrokrater benzeri oluşumlar meydana getirir. <sup>186</sup> Termomekanik etkileşim yoluyla oluşan ablasyon sonucu diş dokusu tamamen buharlaşmaz, parçalanır. Oluşan enerjinin büyük kısmı ablasyon süresinde harcanır, ancak kalan kısmı pulpa veya çevre dokularda termal yan etkilere neden olur. <sup>187</sup> Minimal ısı oluşumuna neden olan ideal lazerin ablasyon hızı yüksektir, enerjinin büyük kısmı ablasyon sırasında tüketilir. <sup>188</sup>

Lazerlerin etkisi; ışınlama mesafesine (ışının çıktığı yer ile doku arasındaki mesafe), yayılma moduna, ışınlama uzunluğuna, atım tekrarlama oranına (frekansı), enerjisine, ışınlama uzunluğuna, dokunun içeriğine ve bazı lazerler için hava/su soğutmasına bağlıdır. <sup>186</sup>

Mine yüzeyinde fiziksel ve kimyasal değişiklikler oluşturan lazer; dokunun asit direncinin artmasını sağlar. Birçok çalışma <sup>189-192</sup>; Lazerlerin dişin geçirgenliğini,

kristal yapısını, asitte çözünübilirliğini değiştirdiğini gösteren birçok çalışma vardır. <sup>189-</sup>  
<sup>192</sup> Kristal yapısı değişen diş, demineralizasyona daha dirençli bir hal alır. Ek olarak, lazerlerin flor alınımını arttırdığı ve flor salınım süresini uzattığı gösterilmiştir. <sup>193</sup>

Lazerler; yüksek güçlü lazerler ve düşük güçlü lazerler olarak iki grupta incelenebilir. Yüksek güçlü lazerler cerrahi lazerler olarak bilinir; kesme, koagülasyon, koterizasyon, ablasyon etkilerine sahiptir ve kavite preperasyonlarında kullanılabilir. Düşük güçlü lazerler; biyostimülasyon ve yara iyileşmesi amacıyla tercih edilebilir. <sup>186</sup> Diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen lazerler ve buldukları elektromanyetik spektrumlar Tablo 3'te yer almaktadır.

**Çizelge 2.2.** Çeşitli lazerlerin dalga boyları ve buldukları spektrumlar. <sup>194</sup>

Morötesi	Görülebilir Işık	Kızılötesi (yakın)	Kızılötesi (orta)	Kızılötesi (uzak)
Excimer 308 nm	Mavi diyot 445 nm	Diyot 810 nm	ErCr: YSGG 2780 nm	CO <sub>2</sub> 9300 nm
	Mavi argon 470 - 488 nm	Diyot 940 nm	Er: YAG 2940 nm	CO <sub>2</sub> 9600 nm
	Yeşil argon 514 nm	Diyot 970 nm		CO <sub>2</sub> 10600 nm
	Yeşil KTP 532 nm	Nd: YAG 1064 nm		
	Kırmızı diyot 635 - 675 nm	Nd: YAP 1340 nm		

Smear tabakası rezidüel bakteri kaynağıdır. Bu bakterilerin enzimatik aktivitelerini sürdürdüğü ve bu durumun restorasyonda başarısızlığa neden olduğu düşünülmektedir. Lazerler, smear tabakayı ortadan kaldırarak rezidüel bakterileri elimine eder. Kavite dezenfeksiyonunda önemli bir yeri vardır. <sup>195</sup>

#### 2.2.4. Benzalkonyum Klorür

Benzalkonyum klorür alkilbenzildimetil amonyum klorürlerin bir karışımıdır ve geniş antimikrobiyal aktiviteye sahip bir kuaterner amonyum grubu içeren azotlu katyonik maddedir. <sup>196</sup> Benzalkonyum klorür *S. mutans*, *S. salivarius* ve *S. aureus* gibi mikroorganizmalara karşı güçlü bir antimikrobiyal ajan olarak tanımlanmıştır. <sup>197,198</sup> Ancak bu aktivitenin klorheksidinle kıyaslandığında küçük olduğu bildirilmiştir. <sup>197</sup>

Ayrıca, Klorheksidin glukonat gibi benzalkonyum klorür de rezidül aktiviteye sahiptir.<sup>195</sup>

Benzalkonyum klorür, bakterilerin hücre duvarlarındaki fosfat gruplarına ve membran lipopolisakaritlerine katyonik olarak bağlanarak etki gösterir. Benzalkonyum klorür, sitoplazmik membranın seçici geçirgenliğini bozarak bakterisidal etki göstermektedir.<sup>195</sup>

### 2.2.5. Hidrojen Peroksit

Hidrojen peroksit ( $H_2O_2$ ) bakteri sporlarına, virüslere ve mayalara karşı antibakteriyel etkiye gösterirler. Oluşturduğu serbest hidroksil (OH) radikalleri ile mikroorganizmaların hücresel komponentlerine (DNA, protein, lipit vs.) saldırarak etki ederler.<sup>199</sup> Hidrojen peroksitin *S. Mutans* üzerindeki antibakteriyel etkinliğine ek olarak, özellikle çukur agar metodunda *L Acidophilus* ve *S. Aureus*'a olan antibakteriyel etkinliği klorheksidin glukonattan daha fazladır.<sup>200</sup>

### 2.2.6. Sodyum Hipoklorit

Sodyum Hipoklorit (NaOCl) 1920 yılında diş hekimliği kliniğinden bir antimikrobiyal ajan olarak endodontide ilk kez kullanılmıştır. Sodyum hipoklorit en yaygın kullanımı olan antimikrobiyal ajandır.<sup>201</sup> Dentin yüzeyi ile temasa geçen sodyum hipoklorit, sodyum klorür ve oksijene ayrılarak dentin matriksinde oksidasyona neden olur.<sup>202</sup>

Sodyum hipokloritin rezidüel bakteriler karşısında güçlü antimikrobiyal etkinliğe ve mükemmel doku çözme etkisine sahip olduğu belgelenmiştir.<sup>203,204</sup> Sodyum hipoklorite su ile karıştırıldığında aktif klor içeren güçlü bir okside edici ajan olan hipokloroz asit (HClO) oluşur. Aktif klorür, bakteri hücreesindeki önemli enzimlerin sülfidril gruplarında irreversible oksidasyon yapar, hücrenin metabolik aktivitesini bozarak antibakteriyel etki gösterir. Antibakteriyel etki klor ve oksijen salınımına ek olarak, yüksek konsantrasyona da bağlıdır.<sup>205</sup> Ayrıca alkalen yapısı sayesinde kavite asiditesini nötr hale getirerek bakterilerin çoğalmasını engeller.<sup>205</sup>

NaOCl uygulamasının bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkisi kullanılan test yöntemi ve adeziv sistem bileşimine bağlı olarak değişmektedir. Artırıcı, azaltıcı ya da etkisiz olabilir.<sup>195,206,207</sup> NaOCl'nin kavite dezenfektanı olarak

kullanılması dentindeki kollejeni uzaklaştırdığı ve adeziv sistem ile elde edilen hibridizasyonu bozduğu için tercih edilememektedir. Bağlanma dayanımını azalttığı belirtilmektedir.<sup>206</sup> Correr ve ark.<sup>208</sup> ise süt dişleri üzerinde yaptıkları çalışmada kullanılan adeziv sistemden bağımsız olarak, %10 NaOCl çözeltisinin 60 saniye boyunca uygulanmasının makaslama bağlanma dayanımını etkilemediğini göstermişlerdir.

### 2.2.7. İyodin Bazlı Dezenfektanlar

İyodin bazlı dezenfektanlar mikroorganizmalar üzerinde geniş kapsamlı etkileri olan kararsız çözeltilerdir. Bu ajanların antibakteriyel etkileri, bu solüsyonlardaki moleküler iyodine (I<sub>2</sub>) bağlanır.<sup>132</sup> Diş hekimliği kliniğinde dezenfeksiyon amacıyla farklı iyot çözeltileri kullanılmıştır; iyotpotasyum iyodür (I<sub>2</sub>-KI), potasyum iyodür/bakır sülfat (I<sub>2</sub>-KI / CuSO<sub>4</sub>) gibi.

İyodin bazlı dezenfektanlar bakterisidal etkilidir. İyodin, proteinlere, nükleotidlere ve yağ asitlerine saldırarak bakteri hücrelerini tahrip etme yeteneğine sahiptir.<sup>209</sup> Plak bakterilerini elimine ettiği ve ortadan kaldırdığı bildirilmiştir.<sup>210,211</sup> Simratvir ve ark.<sup>212</sup> erken çocukluk çağı çürükleri bulunan çocuklarda %10 PVP-I'nın (provid-iyodin) *S. mutans* sayıları üzerindeki etkinliğini değerlendirmiş ve %10 PVP-I'nın 12 aylık tedaviden sonra *S. mutans* seviyelerini önemli ölçüde azalttığını bulmuştur.

Başka bir çalışmada, Xu ve ark.<sup>213</sup>, tükürükte bulunan *S. mutans* miktarını azaltmak için 6 ay boyunca, çürük lezyonları bulunan 6-9 yaşındaki çocuklara PVP-I / florür uygulaması yapmışlardır. Fakat, 1 yıl sonra PVP-I / florür, normal florür ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi.

### 2.2.8. Naturel Dezenfektanlar

Diş hekimliği uygulamalarında geleneksel tıbbın yardımcısı olarak natürel tarapötiklerin kullanımı son yıllarda artmaktadır. Natürel olarak üretilen farklı dezenfektanlar antimikrobiyal etkileri ve restoratif prosedürler üzerindeki etkileri için test edilmiştir. Propolis, salvadora persica ve morinda citrifolia en çok bilinenleridir.<sup>214,215</sup>



### 2.2.8.1. Propolis

Propolis veya arı tutkalı, bazı ağaç tomurcuklarında bulunan ve bal arıları tarafından toplanan reçine benzeri bir maddedir. Bu ürünlerin bazı sağlık durumlarını tedavi etmek için olası yeteneklerine ek olarak, *S. mutans* ve diğer oral patojenlere karşı antimikrobiyal etkinliği belgelenmiştir.<sup>216,217</sup>

Akca ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada<sup>217</sup>, hem klorheksidin glukonatın hem de propolisin etkilerinin *Streptococcus*'un biyofilmlerine karşı eşit olduğu bulunmuştur ve yazarlar Gram-negatif bakteriler ile karşılaştırıldığında Gram- pozitif bakterilere karşı propolisin daha etkili olduğunu göstermişlerdir.

Propolis özlü dezenfektanların restoratif tedaviler üzerindeki etkilerini değerlendiren birçok çalışma vardır.<sup>218-220</sup> Arslan ve ark.<sup>220</sup> "etch and rinse" adeziv sistemlerinin kullanıldığı çalışmada, %30 propolis ekstresinin diğer kavite dezenfektanlarından önemli bir farklılığının olmadığını göstermişlerdir.

### 2.2.8.2. Salvadora Persica

Salvadora persica (misvak) yıllarca ağız hijyeninin geliştirilmesinde rol oynayan doğal bir diş fırçası olarak kullanılmıştır.<sup>221</sup> Birçok çalışma Salvadora persica ekstresinin karyojenik patojenlere karşı antibakteriyel etkiye sahip olduğunu ortaya koymuştur.<sup>222,223</sup> Ek olarak, az sayıda çalışma misvak kullananların kullanmayanlara göre çürük seviyelerinin düşük olduğunu göstermiştir.<sup>224,225</sup> Ayrıca, salvadora persica ekstresinin dentin üzerine uygulandığında smear tabakasını çıkardığı bildirilmiştir.<sup>226,227</sup>

Salama ve ark. tarafından yapılan bir çalışma<sup>228</sup> salvadora persica'nın 1 mg / ml etanol ekstresini, kavite dezenfektanı olarak süt dişlerinde Sınıf V kompozit restorasyonlarında %0.2 klorheksidin glukonat ve %1.3 NaOCl ile karşılaştırılmış ve test edilen çözeltiler arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösterilmemiştir.

### 2.2.8.3. Morinda Citrifolia

Morinda citrifolia, geniş bir yelpazede tedavi edici ve besinsel değerlere sahip tropikal bir ağaçtır. Morinda citrifolia suyu (MCJ)'nin oral patojenlere karşı etkileri belgelenmiştir.<sup>216,229</sup> Kandaswamy ve ark.<sup>216</sup>, MCJ'nin antimikrobiyel etkisinin

propolisinkine eşit olduğunu, klorheksidin glukonattan düşük olduğunu göstermişlerdir. Literatürde %6 MCJ'nin smear tabakasını ortadan kaldırdığını gösteren çalışmalar vardır.<sup>229,230</sup>

### 2.3. Yapay Çürük Modelleri

Tıp ve diş hekimliğinde özellikle materyaller ve kabiliyetleri konusunda daha fazla bilgi edinebilmek amacıyla birçok *in vitro* model kullanılmaktadır. Yapay çürük modelleri özellikle florid salınımı, remineralizasyon kabiliyetleri ve antibakteriyel özelliklerinin test edilmesi amacı ile tercih edilmektedir.<sup>231,232</sup>

#### 2.3.1. PH Siklus Modelinin Kullanıldığı *İn Vitro* Demineralizasyon / Remineralizasyon

*İn vitro* pH siklus modeli, asidik koşullarda lokal çözünme fazının apatit mineral fazıyla doymamış olduğu mine kristallerinin çözünmesinin gerçekleştiği (demineralizasyon) ya da lokal çözünme fazının apatit mineral fazı ile aşırı doymuş olduğu ve demineralize minenin tamirinin gerçekleştiği (remineralizasyon) *in vivo* şartları taklit edebilmek amacıyla oluşturulmuştur. *İn vivo* şartlarda demineralizasyon ve remineralizasyon süreçleri gün içerisinde peş peşe gerçekleşmektedir. Genellikle *in vitro* pH döngüsü deneylerinde, örnekler her gün yaklaşık 6 saat süreyle demineralizasyona günün geri kalan kısmında ise remineralizasyona tabi tutulmaktadır.<sup>233</sup>

Dental materyalin içerisindeki floridin etkinliğinin test edildiği çalışmalarda pH siklus modeli başarılı ve güvenilir sonuçları ile tercih edilmektedir. Bu modellemede simultane olarak demineralizasyon ve remineralizasyon hakkında net sonuçlar elde edilebilmektedir. Solüsyonlar düzenli olarak yenilenmekte ve solüsyon içeriklerinin değişerek sonuçlara yanlış etki etmesi engellenmektedir.<sup>234</sup> Bu yöntemin demineralizasyon fazında, florid seviyesinin az olduğu 4,3 gibi düşük pH'ya sahip asetik asit, kalsiyum ve fosfat içeren asit tamponları kullanılmaktadır. Remineralizasyon solüsyonu içerisinde yer alan kalsiyum ve fosfat iyonları, doğal tükürük seviyesinde olmalıdır. Örnekler, çalışmanın amaçları ve planlamasına uygun şekilde belirli bir süre demineralizasyon solüsyonunda tutulur, belirli zamanlarda solüsyonlar yenilenir.<sup>235,236</sup>

### **2.3.2. Asit Tamponlarının Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli**

PH seviyesi ayarlanmış, asitli jelatin jeli veya kalsiyum, fosfat ve florid içeren solüsyonların kullanıldığı en basit yapay çürük yöntemidir. Tampon solüsyonlarında; laktik asit, asetik asit veya her ikisi birden kullanılabilir. Bu yöntemde; örnekler mine veya diş köklerinde pencereler oluşturularak günler hatta aylarca tampon solüsyonlarında bekletilmektedir. Bu lezyonlar histolojik olarak doğal lezyonlara benzer özellikler göstermektedir.<sup>237,238</sup> Bu solüsyonlarda önemli olan içerdikleri kalsiyum, fosfat ve florid yoğunluklarının bilinmesi ve pH derecesinin dikkatli bir şekilde ayarlanmasıdır. Asit olarak sitrik ve hidroklorik asitler mine içerisine penetre olamadığından ve sadece yüzeysel madde kaybına neden olan bir demineralizasyon sağladıklarından bu modelleme yönteminde tercih edilmezler. Solüsyonun pH derecesinin 4,5-5,0 arasında olması gerekmektedir. İçerisinde buldukları kalsiyum ve fosfat iyonlarını hızlı bir şekilde demineralize alan içerisine bırakmalarını için solüsyonun jel halinde olması önemlidir. Bu durumun remineralizasyon sürecini yavaşlattığı bildirilmektedir.<sup>239,240</sup>

### **2.3.3. Bakteriler Tarafından Üretilen Asitlerin Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli**

Bu yöntemde yüzeylelerinde pencereler hazırlanmış dişler, *S. mutans* gibi bakterilerin bulunduğu bir ortama yerleştirilirler. İnkübasyon öncesi termal siklus işlemi de yapılabilmektedir. Ortamdaki kalsiyum, fosfat ve florid iyon seviyelerinin kontrol altında tutulmaması ve pH değerinin düşüşünün kontrolsüz olması bu yöntemin dezavantajlarıdır.<sup>241</sup>

### **2.3.4. İn Vivo Hayvan Modelleri**

Pek çok hayvan çalışmasında denek olarak ratlar kullanılmaktadır ve bu çalışmaların sonuçları insanda yapılan çalışmalar ile benzer sonuçlar ortaya sergilemektedir. Ancak hayvan çalışmaları pahalı, zaman alıcıdır. Deney öncesi çalışmada kullanılacak materyallerin hayvan sağlığına zarar vermediği kanıtlanmış olmalıdır. Dental materyallerin, ratlarda test edilmesindeki diğer bir zorluk ise diş boyutlarının restorasyon açısından küçük olmasıdır. Ayrıca ratların tükürük özellikleri insan tükürüğünden çok farklı olması, elde edilen sonuçların daha dikkatli değerlendirilmesi gerektirmektedir.<sup>242,243</sup>

### 2.3.5. Çekimi Planlanmış Dişlerde Yapılan Çalışmalar

Doğal demineralizasyon ve remineralizasyon olaylarını en doğru şekilde yansıtan çalışmalardır. Dişlerin, tükürük ve plak bulunan doğal ortamda bulunmaları ve beslenme kontrolünün sağlanabilmesi nedeni ile sonuçları güvenilirdir. Çekimi planlanmış dişlere ortodontik braketler yapıştırılarak plak birikimi sağlanabilir. Bu yöntemle florid salan kompozitler, antibakteriyel ajanlar ve florid salan simanlar hızlı ve güvenilir bir şekilde test edilmektedir.<sup>244</sup>

### 2.4. Bağlanma Kuvveti Testleri

Hızla gelişmekte olan adeziv diş hekimliğinde, kullanıma sunulan yeni ürünün klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan *in vivo* testler uzun zaman gerektiren, standardizasyonu zor, maliyeti yüksek metotlardır. Bu nedenle araştırmacılar bağlanma direncinin belirlenmesinde, parametreleri değiştirilebilir, etkin ve çabuk sonuç veren, sonuçları kıyaslanabilir *in vitro* testleri *in vivo* testlerden daha fazla tercih ederler.<sup>245,246</sup>

*In vitro* koşullar altında aşağıdaki test yöntemleri ile dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına bağlanma dayanımları belirlenmektedir.<sup>247-249</sup>

- Makaslama (shear)
- Çekme (tensile)
- Tek Düzlem Makaslama (single plane shear)
- Mikro Makaslama (micro-shear)
- Makaslama Delme (shear punch)
- Mikro Makaslama Delme (micro shear punch)
- Oblik Çekme (oblique-tensile)
- Mikro Çekme (micro tensile)

Makaslama ve çekme testleri bağlantı direnç testlerinin en yaygın olarak kullanılanlarıdır. Makaslama ve çekme testleri restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilimleri taklit ederek dental materyalin direncini araştırırlar.<sup>250</sup> Bu testler genellikle geniş varyasyon katsayıları olan sonuçlar ortaya koyarlar, çünkü pek çok faktör bu tip testlerin sonuçlarını etkileyebilir.<sup>251,252</sup> Bağlanma işlemi ve test

uygulamasında farklı bir gerilime neden olmamak gerekmektedir. ISO dokümanlarında hem bağlanma işlemi hem de test işlemi esnasında sabitlemeyi güvenli sağlayabilecek özel ekipmanlar belirlenmiştir. Bağlanma kuvvetlerini ölçmede, örnekler üzerine uygulanan kuvvetin rotasyonel ya da bükücü kuvvetler oluşturulmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir.<sup>252</sup>

Makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testleri doksanların ortalarına kadar genellikle 3-6 mm çapında geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde gerçekleştirilmiştir. Buna “makro” makaslama ve çekme testleri adı verilmiştir.<sup>253</sup> Daha sonra dişlerde bölgesel değişimlerin bağlanma dayanımlarına etkisini değerlendiren mikro-makaslama testleri ve daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikro-çekme testleri kullanılmaya başlanmıştır.<sup>254</sup>

Fakat minimal donanım ve örnek hazırlama gerektirmesi, yapımının kolay olması nedeniyle konvansiyonel makaslama ve çekme testleri daha çok tercih edilmektedir.<sup>255</sup> mikro bağlanma testlerinin artmakta olan ününe rağmen derlemeler konvansiyonel makaslama ve çekme testlerine dayanarak yapılmıştır. Dental adezyon hakkında birçok mevcut bilgi büyük bağlanma yüzeyleri olan örnekler üzerinde yapılan testlerden elde edilmektedir ve son yıllarda makro testler kullanılarak yayımlanan makalelerin sayısı halen yüksektir.<sup>256</sup>

#### **2.4.1. Çekme Testi**

Çekme testlerinde hazırlanmış diş yüzeyine 90° açı ile kopma kuvveti uygulanmalıdır. Ayrıca test cihazı, adeziv materyal ve diş yüzeyi arasındaki doğru konumu korumalıdır. Bu amaçla ISO dokümanlarında özel ekipmanlar bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi sağlamak için tanımlanmıştır.<sup>252</sup>

Çekme testlerinde stres dağılımının uniform olarak dağılımı için diş ile adeziv arasındaki konum doğru olarak sağlanmalıdır. Pratikte bunu sağlamak zordur. Örneğin konumunda ve uygulanan kuvvetin doğrultusundaki en ufak sapma, kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve sonucun etkilenmesine neden olmaktadır.<sup>257</sup>

#### **2.4.2. Makaslama Testi**

Makaslama testlerinde diş yüzeyine paralel olarak kopma kuvveti uygulanmalıdır. ISO 11405 dokümanında, makaslama testinde kullanılacak test cihazı,

örneğin sabitlenmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm'lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanır.<sup>252</sup> Ayrıca diş-adeziv bağlanma yüzeyine olabildiğince en yakın noktadan yüzeyin teması sağlanmalıdır, aksi takdirde dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur. Makaslama testlerinin, çekme kuvvetleri ile karşılaştırıldığında ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği bildirilmektedir.<sup>258</sup> Yük uniform bir şekilde dağılır. Makaslama testleri, bağlanma testleri içinde en sık ve kolay uygulananıdır.<sup>259</sup>

Herhangi bir adeziv sistem için en çok rapor edilen özellik makaslama bağlanım dayanımıdır. Tipik bir testte; dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik seramik restorasyon veya rezin esaslı dolgu materyali bağlanır. Kuvvet kırılma oluşuncaya kadar uygulanır ve veriler kaydedilir.<sup>260</sup>

Test sonrası kopma yüzeylerinin ışık mikroskobu altında incelenmesiyle başarısızlık tipleri belirlenebilmektedir. Oluşum şekillerine göre kopma tipleri; adeziv kopma, diş dokusu veya restoratif materyalde kohesiv kopma ve bunların her ikisinin de beraber görüldüğü karışık kopma olarak ayrılmaktadır. Adeziv kopmalar, farklı materyaller (aderent ile adeziv materyali) arasında; koheziv kopmalar, aynı materyalin kendi içinde (aderentin veya adeziv materyalin kendi içerisinde) meydana gelen kopmalardır. Hem adeziv hem de koheziv kopma tiplerinin aynı anda görüldüğü kopmalar ise karışık kopmadır.<sup>261</sup>

## **2.5. Yaşlandırma İşlemleri**

### **2.5.1. Isısal Çevrim (Termal Siklus) İşlemi**

Restoratif materyallerin ısısal genleşme katsayıları diş dokusundan farklıdır. İn vivo deneylere uygunluk sağlanabilmesi için *in vitro* deneylerde, ağız içinde yemek yeme, sıvı tüketimi ve nefes alma gibi olaylardan doğan sıcaklık değişimlerinin taklit edilmesi gerekir. Isısal çevrim işleminde örnekler ısı dereceleri farklı olan banyolarda belirli sürelerde tutulmaktadır. Çok sayıda çevrim uygulanarak bu işlem devam etmektedir. Isısal çevrim işlemindeki sıcaklık ve çevrim sayısı restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleriyle direk ilişkilidir.<sup>262</sup>

Bağlayıcı ajanın dayanıklılığını ölçen testlerin önemli bir bileşeni olarak ısı banyosu işlemi görülmektedir. İlk olarak Nelson ve ark. Sıvılarda ısı değişiklikleri

nedeniyle marjinal sızıntıların meydana geldiğini göstermiştir.<sup>263</sup> Dental materyallerin *in vivo* kullanımını taklit etmek için yapılan ısısız çevirim çalışmalarında standart bir işlem sayısı ve ısı aralığı yoktur. Çevirim sayıları geniş bir aralıkta değişmektedir; 100 – 50000 gibi. Çoğu zaman isteğe bağlı olarak bu sayılar değiştirilmektedir ve bu nedenle çalışmalar arasında bağlantı kurmak zordur.<sup>264</sup> Yaklaşık olarak günde 20 – 50 adet benzer çevirimin ağız içinde meydana geldiği düşünülürse, materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına 10000 ısısız çevirim karşılık gelmektedir.<sup>262</sup> Canlılarda diş yüzeylerinde oluşabilecek sıcaklık değerleri için pek çok sayıda farklı görüş mevcuttur. Genelde ısısız çevirim çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak ise kaynama derecesinin yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-60 °C, 4-58 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C olarak sıralanabilir.<sup>264,265</sup> Su banyoları arasındaki transfer süresi, yapılan araştırmalarda 3-15 saniye arasında değişmektedir.<sup>266</sup> Transfer süresinin daha kısa olmasının ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha iyi taklit edeceği bildirilmektedir.<sup>267</sup>

Alınan gıda ve sıvılarla ağız içi sıcaklığın 0-70 °C arasında, restorasyonların iç yüzey sıcaklığının ise 9-52 °C arasında değiştiği gösterilmiştir.<sup>268</sup> Bununla beraber oral kavitede görülen sıcaklık değişiminin genellikle 5-55 °C arasında olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle termal siklus işlemi 5-55 °C arasında olacak şekilde yapılmaktadır.<sup>269</sup>

Ağız içi sıcaklığın en yüksek ve en düşük olduğu değerlerin bir gün içerisinde 20-50 kez meydana geldiği ve bu nedenle 10.000 siklusun 1 yıllık oral kullanıma denk geldiği bildirilmiştir.<sup>262,270</sup>

### 2.5.2. Yapay Tükürükte Bekletme

Ağız ortamını taklit etmek için sadece su kullanmak yetersiz kalmaktadır. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyasının dikkate alınması gerektiği; bu nedenle inorganik içerikli, enzim içeriği olmayan yapay tükürük kullanımının çok daha doğru bir yaklaşımdır.<sup>271</sup>

Ağız ortamının kimyasal içeriğini taklit etmek için doğal tükürük yerine yapay tükürük kullanılır test materyali olarak. Doğal insan tükürüğü enzim, mikroorganizma, protein gibi kişiden kişiye farklılık gösteren ayırıcılar içerdiği için kullanımı zor ve doğru bir yaklaşım değildir. Yapay tükürük kullanımı standardizasyonu sağlamak

açısından daha kolay bir yöntemdir. <sup>271</sup>

1931 yılında Souder ve Sweeney tarafından dental amalgamlardaki cıvanın toksik etkisinin araştırılması amacıyla ilk defa yapay tükürük kullanılmıştır. Araştırmacılar o günden günümüze kadar yeni formüller üretmeye devam etmişlerdir. Çok farklı yapay tükürük solüsyonları çalışmalarda kullanılmaktadır. <sup>272</sup>

### **2.5.3. Suda Bekletme**

Bu yöntemde örneklet 37 °C sıvı içerisinde belirlenen bir süre bekletilir. <sup>273,274</sup> bekleme süresi birkaç aydan 4-5 yılıkadar değişebilir. Kısa süreli beklemelerde bile bağlanma kuvvetinin önemli ölçüde azaldığını gösteren çalışmalar vardır. <sup>20,273-275</sup>

### **2.5.4. Okluzal Yükleme**

Mekanik yükleme stresini taklit etmek için *in vitro* koşullarda benzer stresler yüklenmelidir. Çiğneme simülatörlerinde bunlar için iyi bir örnektir. Örnekler burada yaşlandırıldıktan sonra bağlanma etkinliği ölçülür. <sup>276</sup>



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı olanaklarından faydalanılarak yapıldı.

Çalışmamızda kullanılan çekilmiş insan süt azı dişleri için etik kurul onayı Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alındı (Ek 1).

Çalışmamızda cam iyonomer dolgu materyal yerleştirilmeden önce dezenfeksiyon amaçlı klorheksidin glukonat uygulamalarının dentine olan bağlanma dayanımı etkileri *in vitro* şartlarda insan süt molar dişleri kullanılarak araştırıldı. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama test yöntemi seçildi.

#### 3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda 3 adet cam iyonomer bazlı restoratif materyal kullanıldı. (GC Equia, GCP Glass Fill (Cam Karbomer) ve Ketac Molar Aplicap) Kimyasal bileşimi, üreticisi tablo 1'de sunuldu.

Çizelge 3.1. Kullanılan cam iyonomer simanlar, içerikleri ve üretici firmalar

Materyal	Kimyasal Bileşimi	Üretici Firma
GC Equia	Floralüminosilikat cam, distile su , poliakrilik asit	GC Int., Tokyo, Japon
GCP Glass Fill	Cam nanoparçacıklar, nanoflor/hidroksiapatit, likit slika	GCP Dental, Vianen, Hollanda
Ketac Molar Aplicap	Ultra ince radyoopak alüminokalsiyumlantan florsilikat cam, polikarbonat acit	3M ESPE, ABD

**Çizelge 3.2.** Kullanılan diğer materyaller, içerikleri ve üretici firmalar

Materyal	Kimyasal Birleşimi	Üretici Firma
GC Cavity Conditioner	%20 poliakrilik asit, %3 alüminyum klorid heksahidrat, %77 distile su	GC Int., Tokyo, Japon
GC Equia Coat	%30-40 üretan metakrilat, %40-50 metilmetakrilat, %10-15 silikon dioksit %1-5 fosforik ester monomer	GC Int., Tokyo, Japon
GCP Gloss	Modifiye polisiloksan	GCP Dental, Vianen, Hollanda
Ketac Glaze	%95 Disiklopentildimetilen diakrilat	3M ESPE, ABD
Ketac Conditioner	%20-30 poliakrilik asit, %70-80 su	3M ESPE, ABD
Consepsis	%2 klorheksidin glukonat	Ultradent, Güney Ürdün, ABD

### 3.2. Dişlerin Seçimi ve Yüzeylerinin Hazırlanması

Makaslama bağlanma deneyi için çeşitli nedenlerden dolayı çekilmiş 78 adet çürüksüz restorasyonsuz süt mandibular ve maksiller ikinci molarlar kullanıldı. Dişler çekim sonrası çalışma zamanına kadar oda sıcaklığındaki distile suda saklandı ve su periyodik olarak her hafta değiştirildi. Çekilmiş süt molar dişlerin kan ve yumuşak doku artıkları periodontal kürele temizlendikten sonra akan su altında yıkandı. Dişler radyografik olarak ve ışık mikroskobu (Olympus, Bx50, Tokyo, Japon) altında incelendi. Çürük, kırık, çatlak ya da hipoplazi saptanmayan, koronal bölgede internal rezorpsiyonu olmayan, kök kısmı rezorbe olmuş ya da olmamış, koronal kısmı sağlıklı olan dişler çalışmaya dahil edildi.

Okluzal düzleme paralel düz bir dentin yüzeyi elde etmek için dişlerin koronal 1/3 kısmı yüksek hızdaki bir el aleti ve elmas fissür frez ile kesilerek uzaklaştırıldı. Mine dokusunun tamamen çıkarıldığından emin olmak için optik bir mikroskop altında dişler incelendi. Diş yüzeyi 240, 320, 400, 600, 800 grenli silikon karbür kağıtların her biri ile diş yüzeyinden 4 defa geçerek su altında zımparalandı. Zımparalama işlemi sırasında her bir silikon karbür kağıttan sonra diş 90° döndürüldü. Böylelikle smear tabakası standardize edildi.

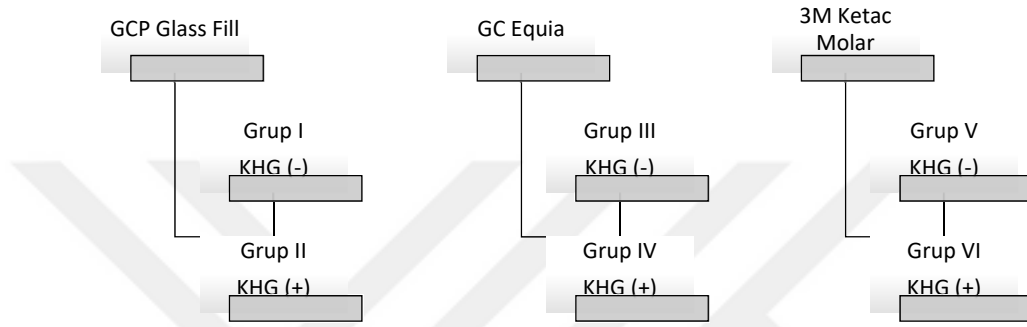
Yapay olarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri oluşturmak için örnekler pH döngü prosedürüne maruz bırakıldı. Demineralize solüsyonu pH'sı 4,8 olacak şekilde 2.2 mM CaCl<sub>2</sub>, 2.2 mM NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, ve 50 mM asetik asit ile oluşturuldu. Remineralize solüsyonu pH'sı 7 olacak şekilde 1.5 mM CaCl<sub>2</sub>, 0.9 mM NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, ve 0.15 M KCl ile oluşturuldu. 14 gün boyunca örneklerin her birine oda sıcaklığındaki 5 ml'lik demineralize solüsyonunda 8 saat, daha sonra remineralize solüsyonunda 16 saat olacak şekilde çevrim yapıldı. Solüsyonlar günlük yenilendi. Döngü sonucu dentinde yapay remineralize dokusu oluştu. Dişler pH döngü prosedüründen sonra 24 saat suda bekletildi.



**Şekil 3.1.** Dişlerin pH döngü prosedürü, 5 ml'lik solüsyonun içinde süt molar diş

Yapay remineralize doku oluşturulmuş süt molar dişler mezio-distal boyutları ölçülerek boyutlarına göre sınıflandırıldı. Daha sonra rastgele 6 gruba ayrıldı. Her bir grupta 13 adet diş yer almaktadır.

- Grup I – GCP Glass Fill
- Grup II – Klorheksidine + GCP Glass Fill
- Grup III – GC Equia
- Grup IV – Klorheksidin + GC Equia
- Grup V – Ketac Molar Aplicap
- Grup VI – Klorheksidin + Ketac Molar Aplicap



Şekil 3.2. Gruupların dizaynı

### 3.3. Süt Molar Diş Deney Gruuplarının Hazırlanması

Grup 3 ve 5 için dentin yüzeyine ilk olarak üretici firma önerileri doğrultusunda asidik içeriği olan bir dentin şartlandırıcı uygulandı Grup 1'e ise herhangi bir dentin şartlandırıcı uygulanmadı. Daha sonra 20'lik şırınga kullanılarak distile suyla 10 saniye boyunca yıkandı. Arta kalan su dentin yüzeyinin aşırı kurummasını engellemek için bir gazlı bez yardımı ile alındı. Dolgu materyali üretici firma talimatlarına göre karıştırılarak dişin merkezinde yer alacak şekilde 3 mm çapında 3 mm yüksekliğinde bir silindir kalıp yardımıyla uygulandı. Simanın adaptasyonunu iyileştirmek ve hava kabarcığı oluşumunu önlemek için gloss kaplı eldivenli parmak ile presleme yapıldı. Fazla materyal paslanmaz çelik bir el aleti ile alındı. Sertleşmede en iyi sonucu almak için  $1200 \text{ mW/cm}^2$  çıkışa sahip olan bir ışık cihazı (D-Light Duo) 60 sn (max  $60^\circ\text{C}$  ya da  $140^\circ\text{F}$ ) uygulandı. Klinik sertleşme olduğunda silindir kalıp uzaklaştırıldı.



Şekil 3.3. Dentin yüzeyine dolgu materyalinin uygulanması

Grup 4 ve 6'da bu aşamalara ek olarak asit aşamasından sonra yani dolgunun uygulanmasından önce dentin yüzeyine %2'lik klorheksidin glukonat içeren bir kavite dezenfektanı (Consepsis) 30 saniye üretici firma tarafından sağlanan aplikatör uçları kullanılarak uygulandı, yıkama yapılmadı, basınçlı hava ile materyal yüzeyden uzaklaştırıldı. Grup 2 de dentin şartlandırıcı olmadan dentin yüzeyine klorheksidin glukonat jeli uygulandı.



Şekil 3.4. %2'lik klorheksidin glukonat içeren kavite dezenfektanı Consepsis. <sup>277</sup>

Restorasyonların yerleştirilmesinden sonra tüm numuneler 37 °C 'de distile suda 24 saat süreyle saklandı. Her bir test grubundaki numuneler 5 °C ve 55 °C arasında, her bir banyoda 30 saniye bekleme süresi, 5 saniye transfer süresi ile 5000 kez ısı çevrildi.



Şekil 3.5. Termalsiklus işlemi

### 3.4. Deney Grubu Örneklerine Makaslama Testinin Uygulanması

Makaslama testini uygulayabilmek için dişlerin yerleştirileceği akrilik blokları hazırlamak amacıyla universal test cihazındaki (Testometric Ax, M500-25kN, Rochdale, İngiltere) yuvanın boyutları ölçülerek bu ölçülere uygun silikon kalıplar hazırlandı. Dolgu materyali uygulanıp termal siklus yapılan dişler okluzal yüzeyi yer düzlemine paralel olarak açıkta kalacak şekilde silikon kalıplarda hazırlanan soğuk akrilik içine yerleştirildi Örnekler hazırlanmalarını takiben, universal test makinesine bağlanana kadar 24 saat süre ile oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Şekil 3.6. Testometric Ax, M500-25kN, Rochdale, İngiltere

Örneklerin içine gömüldüğü akrilik kalıplar makaslama testi için kullanılacak olan universal test cihazındaki yuvaya yerleştirilerek bir vida yardımı ile sabitlendi.



Şekil 3.7. Bağlanma dayanım testinin uygulanışı

Yükleme ucu örnek yüzeyine gelen kuvvetin paralel gelmesini sağlayacak şekilde ayarlandı. Cihazın hareket eden parçasına bağlanan yüklemeye ucu ile cam iyonomer dolgu materyali kopana kadar okluzal yüzeye paralel olacak şekilde kuvvet uygulandı. (S=1 mm/min, Break sensitivity=5, Cell=2500 kgf)

Newton cinsinden maksimum kırılma yükü kaydedildi ve aşağıdaki denkleme göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri Mega Pascal (MPa) cinsinden hesaplandı.

$$\text{Makaslama bağlanma dayanımı (MPa)} = \text{Kırılma yükü (N)} / \text{Yüzey alanı (mm}^2\text{)}$$

Yüzey alanı (A) aşağıdaki denklemlerle hesaplanmıştır:

$$A = \pi r^2 \text{ yani } A = 3,14 \times (1,5)^2 = 7,06$$

### 3.5. Verilerin İstatistiksel Analizi

Çalışmada örneklem genişliğinin belirlenmesinde G Power paket programı kullanılmıştır. Örneklem hesaplaması ve power analizlerinin sonucunda her grupta en az 13 örnek olması gerektiği kararlaştırıldı. Gruplardan elde edilen ölçüm ortalamalarının karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark tespit edildiği için farkın hangi

gruptan kaynaklandığının belirlenmesi amacıyla TUKEY testi yapıldı. Analizler %95 güven düzeyinde SPSS 20.0 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0,05 olarak alındı.





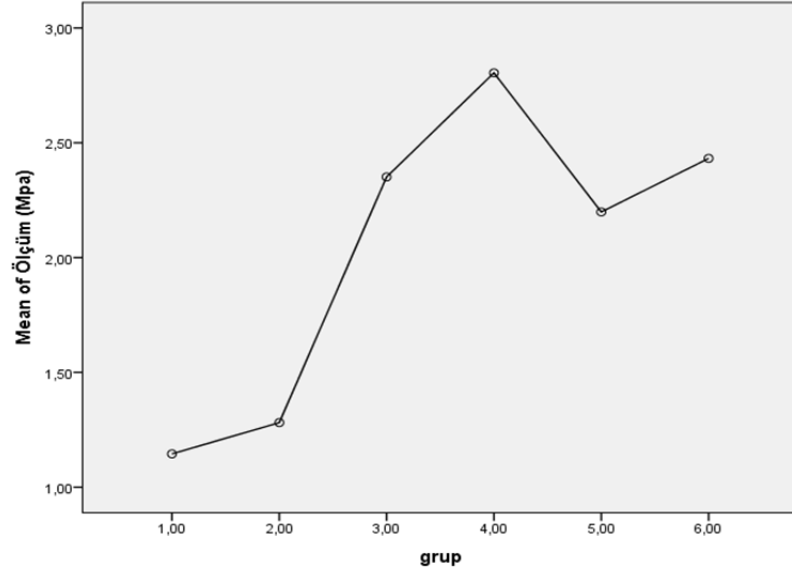
## 4. BULGULAR

Çalışmamızda cam iyonomer materyaller yerleştirilmeden önce dezenfeksiyon amaçlı klorheksidin glukonat uygulamasının dentin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi karşılaştırıldı.

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri ortalama olarak cam karbomer uygulanan grup için 1,15 MPa, cam karbomer ve klorheksidin glukonat uygulanan grup için 1,28 MPa, GC Equia uygulanan grup için 2,35 MPa, GC Equia ve klorheksidin glukonat uygulanan grup için 2,80 MPa, Ketac Molar uygulanan grup için 2,20 MPa, Ketac Molar ve klorheksidin glukonat uygulanan grup için 2,43 MPa olarak bulundu. Bütün grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri çizelge 4.1 ve şekil 4.1’de gösterildi.

**Çizelge 4.1.** Grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri

	n	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maximum
Grup 1	13	1,15	0,61	0,20	2,07
Grup 2	13	1,28	0,65	0,13	2,14
Grup 3	13	2,35	1,11	0,45	3,85
Grup 4	13	2,80	1,51	0,34	5,48
Grup 5	13	2,20	1,19	0,45	4,76
Grup 6	13	2,43	1,42	0,57	5,25



Şekil 4.1. Örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri.

Ölçümlerin gruplara göre ortalamalarının istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile incelendi. Sonuçları çizelge 4.2’de verildi.

Çizelge 4.2. Tek yönlü varyans analizi

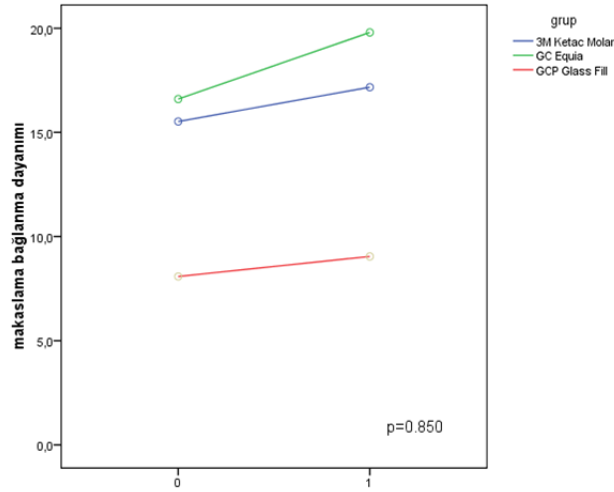
	Kareler Toplamı	sd	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arası	29,074	5	5,815	4,503	0,001*
Grup içi	92,964	72	1,291		
Total	122,038	77			

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre grup ölçüm ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ( $p < 0,05$ ). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan TUKEY testi sonuçları çizelge 4.3’te verildi.

**Çizelge 4.3.** Tukey testi sonuçları, örneklerin birbiri ile karşılaştırılması  $p < 0,05$

	g1	g2	g3	g4	g5
g1	X				
g2	0,761	X			
g3	0,008*	0,019*	X		
g4	0,000*	0,001*	0,313	X	
g5	0,021*	0,043*	0,733	0,178	X
g6	0,005*	0,012*	0,857	0,406	0,602

Tukey testi sonuçlarına göre; Grup III,IV,V ve VI ortalamaları Grup I ve II ortalamalarından anlamlı derecede daha büyük olup Grup I ve II arasında ve Grup III, IV, V ve VI arasında anlamlı farklılık bulunmadı.



**Şekil 4.2.** Materyallerin klorheksidin açısından değerlendirilmesi

GCP, GC ve 3M gruplarında klorheksidin uygulandıktan sonra makaslama bağlanma dayanımı 3 grupta da artmıştır. Ancak bu artışlar gruplar arasında istatistik olarak anlamlı değildir.

## 5. TARTIŞMA

Kavite preparasyonu ve çürüğün uzaklaştırılmasından sonra, çürüğün temizleme yöntemine bakılmaksızın mikroorganizmalar dentin yüzeyinde kalır. Bazı yazarlar kavitenin restorasyonu sonrası geride kalan bakterilerin öldüğünü söyler. Ancak çalışmalar, 1 yıla kadar kavite duvarlarında bırakılan mikroorganizmaların yaşayabileceğini ve mikrosızıntı varlığında sekonder çürüklere neden olabileceğini dolayısıyla tedavinin başarısız olmasına yol açtığını göstermiştir. Hazırlanan kavitenin sterilizasyonu Black talimatlarından biridir. Bu nedenle, restorasyon öncesi hazırlanan kaviteye dezenfektan uygulanması tavsiye edilir ve bu amaçla antimikrobiyal özelliklere sahip bazı ajanlar, kavitenin steril edilmesi için denenmiştir.<sup>278</sup>

Klorheksidin glukonat geniş etki spektrumuna sahip bir antiseptiktir.<sup>197</sup> Klorheksidin glukonat *S. mutans*'a karşı en etkili antimikrobiyal ajanlardan biridir. Bakterilerin, amino asitlerin ve hidroksiapatitlerin yüzeyine yapışan klorheksidin glukonat, uzun süreli antimikrobiyal etki gösterir. Meiers ve Kresin<sup>117</sup> diş preparasyonundan sonra ve dentin bonding ajanının uygulanmasından önce kavite dezenfeksiyonu kullanımının rezidüel çürük potansiyelini azaltmaya yardımcı olacağını bildirmişlerdir. Klorheksidin glukonat uygulamasından sonra, klorheksidin glukonatın maksimum verimliliğinden yararlanmak için boşluğun durulanmaması önerilir. Ancak, klorheksidin glukonatın diş ile adeziv restorasyonun bağlanmasını negatif yönde etkileyeceği konusunda endişeler bulunmaktadır.<sup>150</sup>

Klorheksidin glukonatın diş yüzeyine etkisini açıklayan birkaç teori bulunmaktadır. Bağlanma dayanımını arttırdığına yönelik üç teori vardır; (1) smear tabakasını değiştirerek bağlanma dayanımına etki eder,<sup>117</sup> (2) dentinde bulunan fosfat ( $PO_4^{3-}$ ) ile reaksiyona girer, dentin yüzey enerjisini düşürür ve bonding ajanlarının dentini ıslatabilirliklerini artırır,<sup>279</sup> (3) dentindeki kollejenleri bozarak hibrit tabakayı yetersiz hale getiren, güçsüzletiren MMP'leri inhibe eder.<sup>280</sup> Klorheksidin glukonatın bağlanma dayanımını azalttığı yönündeki teori ise; Klorheksidin glukonat solüsyonu kalıntılarının dentindeki Ca ile reaksiyona girdiği ve bu nedenle dentine olan bağlanma dayanımını azalttığı yönündedir.<sup>278</sup> Sınırlı olumsuz sonuçlara rağmen, klorheksidin glukonatın kompozit rezin materyallerin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisine ilişkin birçok çalışma, klorheksidin olumsuz bir etkisinin olmadığını ortaya

koymuştur.<sup>19,281</sup>

Diş hekimliğinde, operatörler eksik diş dokusunun yapay bir malzeme ile değiştirilmesinde hem estetik hem de fonksiyonel restorasyonlar açısından problemle karşılaşmaktadır. Diş hekiminin istenilen sonucu elde etme kabiliyeti, oral kavitedeki mevcut risklere uygun materyalin mevcudiyeti gibi bazı temel faktörlerle sınırlandırılmıştır. İdeal restoratif materyal dişin fiziksel özelliklerine sahip olmalı ve aynı zamanda diş estetik olarak taklit edebilmelidir.<sup>282</sup> 19. Yüzyılın ilk yarısında amalgam ve altın diş hekimliği için koruyucu materyaller olarak geliştirilmiştir.<sup>34</sup> Bununla birlikte, zayıf estetik özellikleri dental simanların geliştirilmesine ve estetik açıdan kabul edilebilir restoratif materyallerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Cam iyonomer simanlar bu yönde bir adımdı ve şimdi dental pratikte en sık kullanılan restoratif materyallerden biri haline gelmiştir.

Geleneksel cam iyonomer simanlar diş yüzeyine kimyasal adezyon, flor salma, bakteriosid etki ve remineralizasyonu artırma gibi avantajlı özelliklerinden dolayı restoratif materyal olarak kullanılmaktadır.<sup>115</sup> Ancak, bu avantajlarına rağmen cam iyonomer simanlar amalgam ve kompozit rezin gibi birinci seçenek restoratif materyal olarak kabul edilmez. Başlangıç sertleşme reaksiyonundan sonra aşınma dirençlerinin eksikliği, düşük sıkışma ve eğilme dayanımı göstermeleri, yavaş sertleşme reaksiyonu göstermeleri, nem hassasiyetlerinin olması ve renk uyumunun olmaması cam iyonomer simanların bilinen en olumsuz özellikleridir.<sup>283</sup> Bu da cam iyonomer siman kullanım alanını restorasyon üzerindeki stres düzeyinin minimal olduğu durumlarla sınırlamaktadır. Tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen su emilimi, cam iyonomerlerde de tamamen kontrol altına alınamayan ve materyallerin klinik başarısını etkileyen faktörlerdendir. Cam iyonomer simanla restore edilen dişlerde birkaç yıl sonra gözlenen başarısızlığın nedeni olarak; erken su emilimi, erken çözünme, yorgunluğa bağlı kırılmalar ve kenar açılmaları gösterilebilir.<sup>34</sup> Son 20 yıl içerisinde, mükemmel restoratif dolgu materyali için arayışlar devam etmektedir. Çalışmalar çoğunlukla kompozit rezin materyaller üzerine yoğunlaşsa da, cam iyonomer simanlarda da önemli gelişmeler olmuştur. Materyale, metal partiküllerin eklenmesi, rezin modifiye cam iyonomer simanların bulunması, doldurucu boyutunun azaltılarak viskozitenin artırılması cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla ortaya çıkmıştır.<sup>284</sup>

Cam iyonomer simanın fiziksel özelliklerini arttırmaya yönelik gelişmeler, daha yüksek toz/sıvı oranı, daha düşük su içeriği, gelişmiş eğilme dayanımına sahip olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların ortaya çıkmasına yol açan nano-partiküllere odaklanmıştır. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların, geleneksel cam iyonomer simandan daha yüksek dayanımı, daha fazla aşınma direnci ve eğilme dayanımı vardır. Ayrıca nem kontaminasyonuna karşı hassasiyetleri daha azdır ve daha fazla florür içerirler.<sup>285</sup>

Malzemenin daha fazla gelişmesine yönelik olarak içerisine bir dolgu maddesi olan florapatitli nano-boyutlu partiküller eklenmiştir ve cam karbomer simanın gelişmesine yol açmıştır.<sup>115</sup> Nano boyutlu partiküllerin kullanılması, daha iyi bir tepkime süreci için yüzey alanını artırırken, florapatitin dahil edilmesi, cam iyonomeri florapatit benzeri bir malzemeye dönüştürmektedir.<sup>114</sup> Malzemenin dayanımını ve saydamlığını geliştirmek amacıyla, simana karbon bazlı biyoyumlu bir katkı maddesi ilave edilmiştir.<sup>8</sup> Ayrıca simanın ince yapısı sayesinde, kompozit rezin restoratif materyallere benzer şekilde pürüzsüz ve cilalı bir yüzey elde edilir. Cam karbomer simanlar rezin, solvent ve metal gibi serbest monomer içermezler. Mine ve dentine asit uygulaması gerektirmezler. Radyopaklığı sayesinde postoperatif diagnozu kolaydır. Yüksek enerjiye sahip LED ile polimerize edilmesinin bu materyale yüksek mekanik özellikler sağlayacağı belirtilmiştir.<sup>286</sup>

Cam iyonomer bazlı materyallerin antibakteriyel etkisi ile ilgili kesin olmayan kanıtlar bulunmaktadır.<sup>287,288</sup> Bu nedenle, diğer restoratif materyaller gibi cam iyonomer bazlı materyalleri uygulamadan önce kavite duvarlarının dezenfekte edilmesi tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda alt ve üst süt molar dişlerde yapay olarak oluşturulmuş remineralize dokuya uygulanan 3 farklı geleneksel cam iyonomer materyalinin makaslama bağlanım dayanımı üzerine klorheksidin glukonatın etkisinin *in vitro* olarak karşılaştırılması yapılmıştır.

Laboratuvar çalışmalarında klinik ortama en yakın ortamı oluşturmak için çeşitli nedenlerle kaybedilmiş insan dişleri kullanılmaktadır. Çekilen dişlerin saklanması genellikle distile su ve serum fizyolojik kullanılır. Bu solüsyonlara formalin, glutaraldehit, timol, kloramin, etilen oksit ve sodyum hipoklorit mikroorganizma üremesini önlemek amacıyla eklenebilir. Ancak bu solüsyonların ilavesi uygulanacak restoratif materyalin bağlanma dayanımını etkileyebilir.<sup>289,290</sup> Pashley ve ark.<sup>291</sup> köpek

kanin dişlerinde yaptıkları bir *in vitro* çalışmada, diş çekiminden sonra farklı sürelerde bekleyen dişlere materyalleri uygulamış ve bekleme süresinin bağlanma dayanımına etkisi olmadığını tespit etmiştir. Ek olarak Kitasako ve ark.<sup>290</sup> dişlerin depolandığı solüsyonun 1 yıl boyunca gün aşırı değiştirildiğinde değiştirilmeyene kıyasla bağlanma dayanımının istatistiksel olarak azaldığını göstermişlerdir. Çalışmamızda dentin kalınlığının, meziodistal ve bukkolingual boyutunun yeterli genişlikte olması sebebiyle alt ve üst süt molar dişler kullanılmıştır. Çekilen dişler üzerindeki artık dokular temizlendikten sonra oda sıcaklığında distile suda bekletilmişlerdir. Distile su haftada bir olacak şekilde periyodik olarak yenilenmiştir. 6 ay içerisinde çalışma için gerekli diş sayısı elde edilmiş ve çalışmaya başlanmıştır.

Dişin çekilmesinden sonra geçen sürenin uzunluğunun bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olmadığı anlaşılmıştır. Ancak dentin yüzeylerinin ıslaklığı, pulpa basıncı ve dentin kalınlığı özellikle adeziv materyallerin bağlanma dayanımlarının test edildiği *in vitro* deneylerde çok önemli değişkenlerdir.<sup>292,293</sup> Dentin kalınlığı makaslama bağlanma dayanımını belirlemede önemlidir. Yüzeysel dentinden pulpaya doğru ilerlendiğinde tübül sayısı ve genişliği ve buna bağlı olarak dentin geçirgenliği artmaktadır. Bu durum sebebiyle derin dentinde bağlanma dayanım değerleri azalmaktadır.<sup>294</sup> Bu nedenle çalışmamızı mine dentin sınırının hemen altında bulunan yüzeysel dentinde gerçekleştirdik. Yüzeysel dentinde daha geniş bir intertubuler alan ve solid dentin vardır. Diş yüzeyine kimyasal olarak bağlanan cam iyonomer simanın yüzeysel dentinde daha fazla bağlanma dayanımı göstermesi karboksil grupları ile etkileşime giren kalsiyum iyonlarının miktarının solid dentinde daha fazla olmasına bağlanabilir.<sup>294</sup>

Dentin derinliğinin dışında dentin tübüllerinin yerleşimi, çalışılan dentinin lokasyonu da bağlanma dayanımını etkileyebilir. Schiltz-Taing ve ark.<sup>295</sup> ve Çehreli ve Akça<sup>296</sup> okluzal yüzeye paralel olarak hazırlanan kesitlerde dentin tübüllerinin okluzal yüzeye dik olarak uzandığını ve adezivlerin etkilendiğini göstermişlerdir. Ancak Sattabanasuk ve ark. yaptıkları çalışmada makaslama bağlanma dayanımının dentin derinliğinden, tübül yöneliminden (perpendiküler, paralel) ve bonding materyalinden etkilenebileceğini, ancak dentinin lokasyonundan (okluzal, servikal) etkilenmeyeceğini tespit etmiştir.<sup>297</sup> Phrukkanon ve ark.<sup>298</sup> bu verileri desteklemektedir. Bu sebeple biz çalışmamızda okluzal yüzeye paralel horizontal kesit kullandık.

Bir frez yardımıyla diş yüzeyi prepare edildiğinde dentin yüzeyinde smear tabakası gelişir.<sup>299</sup> Bu tabaka yüzey ıslanabilirliğini azaltır ve diş ile restorasyon arasındaki bağlantının zayıf olmasına neden olur.<sup>300</sup> Barros ve ark.<sup>301</sup> elmas ya da karbür frez ile kesilen dentin yüzey özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada karbür frez ile hazırlanan yüzeylerde daha az rezidüel smear tıkaçları görülmüştür. Çalışmamızda mine dokusunu uzaklaştırmada klinik koşulları simüle etmek için 1mm'lik fissür frez ile yüksek hızlı el aleti su altında kullanıldı. Oluşan smear tabakasının standardizasyonunu sağlamak amacıyla 240, 320, 400, 600 ve 800 grenli slikon karbür zımpara yapılmıştır.

Pulpanın yakınlığı ve diş boyutunun küçük olması nedeniyle çürükten etkilenmiş süt dişi örneklerinin toplanması zordur. Bu nedenle örneklerin standardizasyonu için çürüksüz süt dişlerinde yapay çürük lezyonları oluşturulmuş ve çalışmamızda bunlar kullanılmıştır. Yapay çürük lezyonları, düz bir bağlanma yüzeyi oluşturulabileceği ve dentinin demineralizasyon derecesinin standardizasyonunun sağlanabilmesi açısından avantajlıdır.<sup>302</sup> Biz de çalışmamızda yapay olarak oluşturulmuş çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri kullandık.

Klorheksidin glukonat uygulamasının asit içeren solüsyonların uygulanmasından önce ya da sonra uygulanacağı tartışmalı bir konudur. Chang ve ark.<sup>303</sup> klorheksidin uygulama metotlarının (asit öncesi/sonrası, yıkama var/yok) bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, asit sonrası klorheksidin uygulamasının yapıldığı dişlerde termal siklus yaşlandırması sonrası bağlanma dayanımının daha az düşüş gösterdiğini ve klorheksidin uygulamasından sonra distile su ile yıkamanın yapılıp yapılmamasının bağlanma dayanımını etkilemediğini göstermişlerdir. Kang ve ark.<sup>304</sup> ise asitleme sonrası klorheksidin uygulamasının termal siklus yaşlandırması yapılan dişlerde bağlanma dayanımını arttırdığını ve klorheksidin uygulama süresinin bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olmadığını göstermişlerdir. Bu çalışmaların ışığında bizde çalışmamızda poliakrilik asit uygulamasından sonra 30 sn boyunca klorheksidin uyguladık.

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri partikül boyutu ya da porozite dağılımı gibi mikro yapıları ile yakından ilişkilidir.<sup>6,305</sup> Cam ve likitin içeriğindeki değişimler, toz/likit oranı ve karıştırma yöntemi (siman yapısına hava girişine bağlı porozite oluşumundan dolayı) materyalin mekanik özelliklerini etkiler.<sup>6,306</sup> Simanın



viskozitesinin artması porozitenin artışına neden olur. Nomoto ve ark.<sup>51</sup> restoratif amaçla kullanılan bir cam iyonomer simanda %0,2'lik porozite varlığında dayanıklılığın %10 oranında azaldığını göstermişlerdir. Günlük kullanımda, doğru toz/likit oranının standardizasyonu ve el ile karıştırma zorluğu nedeniyle klinisyenler için kapsül formları geliştirilmiştir. Kullanımının kolay olması, standart ve yüksek toz likit oranı, homojen ve uygun kıvam gibi avantajları vardır. Elle karıştırmayla kıyaslandığında kapsül formda daha az porozite olduğu gösterilmiştir.<sup>80</sup> Molina ve ark.<sup>80</sup>, kapsül formundaki yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların kopma dayanımının, eğme ve basma dirençlerinin elle karıştırılanlara göre anlamlı düzeyde yüksek olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmaların ışığında çalışmamızda kapsül formdaki cam iyonomerleri tercih ettik. Bu klinisyenin elle karıştırma sırasında doğru toz/likit oranını tutturamaması ve karıştırmanın tam yapılamaması gibi hataların önüne geçer.

Isı genellikle kimyasal reaksiyonları hızlandırır. Bu nedenle cam iyonomer simanlara ısı uygulanmasının da asit-baz reaksiyon hızını arttırması beklenir.<sup>307</sup> Bazı çalışmacılar cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için cam iyonomer simanı ısıtmaya çalışmıştır.<sup>104,105</sup> Isı uygulandığında, kinetik enerjinin de eklenmesiyle reaksiyon hızı artabilir. Ayrıca yüksek sıcaklıklar, sıvının buharlaşması yoluyla toz ve sıvı oranını arttırabilir ve böylece malzemenin mekanik özellikleri iyileşir.<sup>98</sup> Gavic ve ark.<sup>308</sup> farklı güç yoğunluğuna sahip ışın cihazlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasında 60 saniye boyunca ısı işlemin uygulanmasının malzemenin incelenen tüm derinliklerinde mikro sertliği arttırdığını bildirmişlerdir. Gorseta ve ark.<sup>309</sup> ise üç farklı LED kaynağını kullandıkları çalışmada, materyalin dayanımını arttırmak için en az 1000 mW/cm<sup>2</sup> çıkışlı bir cihazın kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Biz de bu çalışmaların ışığında cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu sırasında ısı işlem uygulaması yaptık.

Cam iyonomer simanları test eden *in vitro* çalışmalar, karşılaştırmayı zorlaştıran büyük standart sapmalara sahiptir.<sup>310</sup> Restorasyon çiğneme sırasında makaslama stresine maruz kaldığından makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi önemlidir.<sup>278</sup> Makaslama bağlanma dayanımı, materyallerin bağlanma performanslarını değerlendirmek için basit ve yaygın olarak kullanılan bir testtir,<sup>311</sup> özellikle düşük bağlanma dayanımı gösteren cam iyonomer simanlarla ilgili olarak diğer testlerin

uygulanabilirliği zor olabilir.<sup>312</sup> Makaslama bağlanma dayanım testi uygulanan çalışmalarda, uygulanan kuvvet miktarının 0,5-5 mm/dk aralığında değiştiği görülmüştür.<sup>313,314</sup> Hara ve ark.<sup>314</sup> yaklaşma hızı farklılıklarının bağlanma dayanım sonuçlarını ve kırılmanın olduğu tabakayı etkilediğini göstermişlerdir. Oshida ve ark.<sup>315</sup> yaklaşma hızının 1mm/dk altında olması halinde gerinim duyarlılığının olmadığını bildirmiştir. Bu alışmalar ışıkta çalışmamızda 1mm/dk yaklaşım hızını kullandık.

Cam iyonmer simanlar, diş sert dokularına mekanik ve kimyasal olarak bağlanan restoratif materyallerdir. Cam iyonmer materyali ile diş yüzeyi arasında iyon transferi olmaktadır. Bu nedenle smear tabakasının uzaklaştırılması önemlidir. Cam iyonmer siman uygulanmadan önce yüzey düzenleyici uygulamanın bağlanmayı artırdığı gösterilmiştir.<sup>316</sup> Poliakrilik asit geleneksel cam iyonmer simanlar için en çok tercih edilen yüzey düzenleyicidir. Kavite preparasyonundan sonra oluşan smear tabakası poliakrilik asit uygulamasından sonra temizlenir, hidroksiapatit ve poliakrilik asit arasında kimyasal etkileşim meydana gelir. Ayrıca yüzeyde mikroporoziteler oluşturarak mekanik bağlanmayı da artırır.<sup>317</sup>

Olegario ve ark. cam karbomer, yüksek viskoziteli bir cam iyonmer siman ve kompomer kullandıkları 3 yıl takipli bir *in vivo* alışmada<sup>318</sup>, cam karbomerin sağ kalım oranının diğerlerinden anlamlı derecede daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Olegario ve ark. *in vitro* olarak sağlam ve rkten etkilenmiş dentinde cam karbomer ve yüksek viskoziteli cam iyonmer simanın mikro-makaslama bağlanım dayanımını incelediği bir başka çalışmada aynı şekilde cam karbomer materyalinin makaslama bağlanma dayanımının yüksek viskoziteli cam iyonmer simandan daha düşük olduğunu göstermişlerdir.<sup>319</sup> Bu alışmalar bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Zainuddin ve ark.<sup>10</sup> cam karbomer dolgu materyalinin sertleşme reaksiyonu sırasında içeriğinde bulunan hidroksiapatit kristallerinin kısmen tükendiğini göstermişlerdir. Poliakrilik asidin karboksil grupları ile materyal içeriğinde bulunan hidroksiapatitin kimyasal etkileşime girdiği ve materyalin diş yüzeyine bağlanmak için gerekli olan karboksil iyon konsantrasyonunun azaldığını ne sürmüşlerdir. Bizim alışmamızda ve diğer çalışmalarda gösterilen düşük cam karbomer bağlanma dayanımı da benzer şekilde açıklanabilir. Ayrıca, cam karbomer materyalinde sertleşme sırasında internal çatlaklar oluştuğu gösterilmiştir.<sup>115</sup> Bu çatlakların malzemenin makaslama bağlanma dayanımını azaltabileceğini varsayıyoruz.

Termal siklus yöntemi yapay yaşlandırma yöntemleri arasında en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişler üzerindeki etkisini taklit eder ve diş-restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı ilişkisini gösterir.<sup>320</sup> Termal siklus sırasında sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve diş materyal arayüzünde tekrar eden genleşme ve büzülme streslerine neden olabilir.<sup>321</sup> Mohammed ve ark tarafından yapılan çalışmada<sup>285</sup> yüksek viskoziteli cam iyonomer ve cam karbomer simanın makaslama bağlanma dayanım değerleri incelenmiştir. Cam karbomerin makaslama bağlanma dayanımının yüksek viskoziteli cam iyonomer simandan düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da cam karbomerin yüksek viskoziteli cam iyonomer simana göre gösterdiği düşük değerler bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Bununla birlikte Mohammed ve ark.'larının çalışmasındaki cam karbomer sonuçlarına bakıldığında bizim çalışmamızda cam karbomer sonuçlarının daha düşük çıktığı görülmüştür. Bunun bizim çalışmamızda kullandığımız termal çevrim miktarına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca Mohammed ve ark. yaptıkları çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak daimi dişleri kullanmışlardır. Süt dişlerinin inorganik içeriği daha azdır. Bu durum bizim çalışmamızdaki düşük sonuçlara bir açıklık getirmektedir

Glavina ve ark. tarafından yapılan çalışmada<sup>107</sup> cam karbomer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı geleneksel cam iyonomer simandan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla paralellik göstermemektedir. Ayar ve Güven cam karbomer ve cam iyonomer simanı karşılaştırdıkları çalışmalarında<sup>322</sup>, her iki materyalinde mine yüzeyinde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu da makaslama bağlanma dayanım testini minede yapan Glavina ve ark.'larının sonuçlarının bizim çalışmamızdan yüksek olmasına açıklık getirmektedir.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar daha küçük cam partiküllerine ve daha yüksek toz/sıvı oranına sahiptir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında, daha yüksek dayanıma, daha fazla aşınma direncine, daha az nem hassesiyetine ve daha yüksek çözünme direncine sahiptirler.<sup>323</sup> Somani ve ark.<sup>324</sup> süt dişi dentinine 3 farklı cam iyonomer simanın 500 termal siklus sonrası makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmıştır ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın makaslama bağlanma dayanımının geleneksel cam

iyonomer simandan yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda ise yüksek viskoziteli ve geleneksel cam iyonomer simanın makaslama bağlanım dayanımları arasındaki fark anlamlı değildir. Sonuçlar bizim çalışmamızdan farklıdır. Bunun nedeni, ilk sertleşme reaksiyonunu hızlandırmak amacıyla  $1200 \text{ mW/cm}^2$  çıkışlı ışık cihazı kullanmamıza bağlı olabilir. Dentinal sıvı ve simanın içerdiği sıvı miktarı, cam iyonomer simanın diş sert dokularına bağlanmasında önemli rol oynar. Çünkü su asit-baz reaksiyonun ve iyon değişiminin meydana geldiği ortamdır.<sup>325</sup> Bu nedenle, yüksek yoğunluklu ışıkla sertleşme reaksiyonu hızlandırılan materyalin içerisinde bulunan suyun buharlaşması materyalin kötü bağlanma dayanımı değerleri için bir açıklama olabilir.

Poggio ve ark.<sup>317</sup> %20'lik poliakrilik asit, %37'lik fosforik asit, self-etch adeziv gibi farklı yüzey işlemlerinin geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanın makaslama bağlanım dayanımı üzerine etkisi değerlendirmiştir. Poliakrilik asit uygulanan grubun bağlanma dayanımı diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Cam iyonomer siman uygulamasından önce diş yüzeyine ön muamele yapılması bağlanma dayanımı büyük ölçüde arttırılabileceği için sonuçları etkileyebilir. Substrat yüzeyinin etkili bir şekilde temizlenmesini ve ıslanmasını sağlayan bu maddeler, diş ile hidrojen bağlar kurabilen çeşitli fonksiyonel gruplar içerir.<sup>326</sup> Meerbeek ve ark.<sup>327</sup> geleneksel cam iyonomer siman uygulamasından önce dentin şartlandırıcı uygulandığında iki farklı bağlanma mekanizması olduğunu göstermişlerdir. Poliakrilik asit işlemi diş yüzeyini temizler smear tabakasını ortadan kaldırır ve kollajen fibrilleri 0.5-1 mm derinliğe kadar açığa çıkarır ve daha sonra cam iyonomer siman kollajenler arasına diffüze olarak mikro-mekanik bağlantı sağlar. Ek olarak, poliakrilik asidin karboksil gruplarının hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile iyonik etkileşiminden elde edilen kimyasal bağlanma sağlar. Bu da hidrolitik degradasyona karşı direnci artırır.<sup>327,328</sup> Biz çalışmamızda üretici firma talimatları doğrultusunda grup I ve II'ye herhangi bir dentin şartlandırıcı uygulamadık. Grup III, IV, V ve VI'ya ise poliakrilik içeren dentin şartlandırıcı uyguladık. Bu durumun grupların makaslama bağlanma dayanımları arasındaki farklılık üzerinde etkisi olabilir.

Klorheksidin glukonatin restoratif tedavi üzerindeki etkileri, kullanılan adeziv sisteme, klorheksidin glukonatin formuna ve konsantrasyonuna ve yaşlandırma sürecine göre değişiklik gösterir. %2'lik konsantrasyondaki klorheksidin glukonatin "etch and

rinse” sistemlerde kompozitten önce uygulandığında 6 aya kadar bağlanma dayanımını koruduğu görülmüştür.<sup>329,330</sup> Günaydın ve ark.<sup>330</sup> yaptıkları *in vitro* çalışmada klorheksidin uygulanmış ve uygulanmamış Sınıf I kompozit restorasyonların bağlanım dayanımlarını değerlendirmiştir. 5000 termal döngü yapılmış dişlerde bağlanım dayanım değerleri klorheksidin uygulanan grupta daha yüksektir. Bu durum çalışmamızla paralellik göstermiştir. Bilindiği gibi zayıf asitler MMP’leri aktive etme potansiyeline sahiptirler. Klorheksidin ile muamele edilmiş numunelerde elde edilen yüksek değerler klorheksidin MMP’ler üzerindeki inhibisyon etkisi ile ilişkili olabilir.<sup>331</sup>

Sheikh Hasani ve ark.<sup>150</sup> tarafından yapılan çalışmada, iki termal siklus protokolü sonrası daimi dişlere uygulanan rezin modifiye cam iyonomer simanın makaslama bağlanma dayanımı üzerinde klorheksidin glukonatın etkisi incelenmiştir. 500 termal siklusta klorheksidin glukonat uygulanan grubun makaslama bağlanma dayanımı klorheksidin glukonat uygulanmayan gruptan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. 6000 termal siklusta ise klorheksidin glukonat uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasındaki makaslama bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu çalışma bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. 5000-6000 termal siklus yani çok sayıda çevrim termal şoka neden olarak, materyalin dentine olan makaslama bağlanma dayanımını azaltmış olabilir. 500 termal siklus için, klorheksidin glukonatın dentin şartlandırıcı uygulanmış dentin yüzüne uygulanmasından sonra daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı göstermesi smear tabakası çıkarıldıktan sonra dentin yüzey enerjisini arttırmasından kaynaklanabilir. Artan yüzey enerjisi restoratif materyal tarafından daha yüksek ıslanabilirliğe neden olabilir.

Dursun ve ark. rezin modifiye cam iyonomer simanın dentine olan makaslama bağlanım dayanımı üzerinde klorheksidin glukonatın uzun dönem etkilerini incelemiştir.<sup>332</sup> 6 ve 12 aylık bekleme sonrası klorheksidin glukonat uygulanmayan grubun makaslama bağlanma dayanımı uygulanan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durum güçlü katyonik özelliklere sahip olan klorheksidin glukonatın<sup>155</sup>, rezin modifiye cam iyonomer simanın anyonik karboksil grupları ile reaksiyona girebileceğini ve kalsiyum ve aliminyum ile yarışarak bağlanma dayanımını azaltabileceği şeklinde açıklanmıştır. Bu sonuç bizim çalışmamızla tutarlılık göstermemektedir. Bu durum klorheksidin solüsyonunun fiziksel yapısına bağlanabilir.

Klorheksidin glukonat uygulanan “self-etch” sistemlerinin başarısızlık nedenlerini klorheksidin glukonat solüsyonunun uygulanmasından sonra ardında kalan neme bağlayan çalışmalar bulunmaktadır.<sup>333,334</sup> Bu durum “self-etch” sistemden önce uygulanan %1 klorheksidin glukonat jelinin bağlanma dayanımını neden değiştirmedini açıklayabilir.<sup>119,333</sup> Dursun ve ark. tarafından yapılan çalışmada %0.05’lik klorheksidin glukonat solüsyonu kullanılmıştır. Biz ise çalışmamızda jel formdaki %2’lik klorheksidin glukonat tercih ettik. Klorheksidin glukonatın jel formu dentin yüzeyini ıslatmaz ve çözelti formunda olduğu gibi dentinal tübüllere nüfus etmez.

Bazı çalışmalarda<sup>303,304</sup> klorheksidin glukonatın termal döngü sonrası materyalin bağlanma dayanımı üzerindeki istatistiksel olarak anlamlı etkisi bizim çalışmamızda görülmemiştir. Sayısal olarak bir farklılık vardır. Ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu durum cam iyonomer simanların bağlanma dayanım değerlerinin sayısal olarak daha düşük olmasına bağlanabilir. Braga ve ark. yazdıkları bir derlemede, tabakalar arasındaki elastisite modülü uyumsuzluğunun artmasının, ara yüzdeki gerilme konsantrasyonunu arttırdığını ve bunun daha düşük bağlanma dayanımı değerleri ile sonuçlandığını göstermiştir.<sup>256</sup> Çalışmamızda bulduğumuz düşük bağlanma dayanımı değerleri diş ile cam iyonomer arasındaki yüksek elastisite modülü farkına bağlı olarak açıklanabilir.

Çürüksüz ve çürükten etkilenen dişlere uygulanan materyallerin bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalar<sup>319,335,336</sup> çürükten etkilenmiş dentinde materyalin bağlanma dayanımının sağlam dentinden daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Diğer çalışmalarda<sup>324,337</sup> materyalin sayısal olarak makaslama bağlanım değerlerine bakıldığında bizim çalışmamızda bu değerlerin daha düşük olması buna bağlanabilir. Bu durum çürükten etkilenmiş dentinde restoratif materyalin bağlanması için önemli faktörler olan, açığa çıkmış kollajenin daha fazla olmasına ve hidroksiapatit kristallerinin daha az olmasına bağlanabilir. Ayrıca, çürükten etkilenmiş dentinde gözlenen yüksek porozite, restoratif materyalin hatalı infiltrasyonuna neden olarak dentin ve restoratif materyal arasında daha düşük bağlanma dayanımına yol açabilir.

Bu *in vitro* çalışmanın limitasyonları arasında, ağız boşluğunda restorasyonun dayanıklılığını bozan çigneme kuvvetleri ve asit ve enzimlerle oluşan kimyasal saldırılar gibi biyolojik değişiklikleri taklit edememe vardır. Klorheksidin glukonatın

benzer koşullarda dentin ve cam iyonomer simanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için daha fazla laboratuvar ve klinik çalışma yapılması önerilmektedir.



## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

- Cam iyonomer esashı dolgu materyali yerleştirilmeden önce kavite dezenfeksiyonu amacıyla %2'lik klorheksidin glukonat (Consepsis) uygulamasının bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemediği görölmüştür. Bu nedenle süt dişlerinde cam iyonomer siman restorasyon işleminden önce rezidüel bakterilerin neden olabileceği başarısızlıkları önlemek amacıyla kavite duvarlarını dezenfeksiyonu için %2'lik klorheksidin glukonat uygulamasının yapılması önerilmektedir.
- Pratik olarak manipölasyonu ve uygulaması zor olan Cam Karbomer'in makaslama bağlanma dayanımı üretici firma iddialarının aksine geleneksel ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simandan düşük bulunmuştur. Bu bilgi diş hekiminin klinik uygulama için malzeme seçimine ışık tutabilir.

Bu çalışmada, %2'lik klorheksidin glukonat jeli ile kavite dezenfeksiyonu uygulamasının süt dişlerinde uygulanan cam iyonomer siman restorasyonlarının bağlanma dayanımı üzerine etkileri in-vitro olarak değerlendirilmiştir. Ancak, ağız içi koşulların *in vitro* çalışmalarda tam olarak yansıtılması mümkün olmadığı için bu *in vitro* çalışmada elde edilen verilerin uzun dönem klinik çalışmalarla takibi ve desteklenmesi önerilmektedir.



## KAYNAKLAR

1. **Garbui BU, De Azevedo CS, Zezell DM, Aranha ACC, Matos AB.** Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomed Laser Surg.* **2013**;31(9):453-460.
2. **Kotsanos N, Nikolaos K, Topitsoglou V, et al.** The early fluoride release pattern of an aged glass ionomer treated with fluoride. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* **2007**;15(3):135-141.
3. **Davidovich E, Weiss E, Fuks AB, Beyth N.** Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Am Dent Assoc.* **2007**;138(10):1347-1352.
4. **Cho, Cheng.** A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *Jl.* **1999**;65(9):491-495.
5. **Sidhu SK.** Glass-ionomer cement restorative materials: A sticky subject? *Aust Dent J.* **2011**;56(Suppl. 1):23-30.
6. **Xie D, Brantley W a, Culbertson BM, Wang G.** Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* **2000**;16(2):129-138.
7. **Frankenberger R, Tay FR.** Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater.* **2005**;21(5):397-412.
8. **Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I.** Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater.* **2008**;4(2):432-440.
9. **Subramaniam P, Girish Babu K, Jayasurya S.** Evaluation of solubility and microleakage of glass carbomer sealant. *J Clin Pediatr Dent.* **2015**;39(5):429-434.
10. **Zainuddin N, Karpukhina N, Law R V., Hill RG.** Characterisation of a remineralising glass carbomer ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater.* **2012**;28(10):1051-1058.
11. **Di Hipólito V, Rodrigues FP, Piveta FB, et al.** Effectiveness of self-adhesive luting cements in bonding to chlorhexidine-treated dentin. *Dent Mater.* **2012**;28(5):495-501.
12. **Botelho MG.** Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement. *Caries Res.* **2003**;37(2):108-114.
13. **Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D.** Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clin Diagn Lab Immunol.* **1999**;6(3):437-439.
14. **Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR.** Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Practitioner.* **2005**;249(1675):741-746.
15. **Sanabe ME, Costa CA, Hebling J.** Exposed collagen in aged resin-dentin bonds produced on sound and caries-affected dentin in the presence of chlorhexidine. *J Adhes Dent.* **2011**;13(2):117-124.
16. **Yiu, Cynthia K. Y.; Hiraishi, Noriko; Tay, Franklin R.; King NM.** Effect of chlorhexidine incorporation into dental adhesive resin on durability of resin-dentin bond. *Journal of Adhesive Dentistry,* **2012**; 14.4.

17. **Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR.** Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *J Dent Res.* **2010**;89(12):1499-1504.
18. **Pashley DH, Tay F, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho R et al.** Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research,* **2004**; 83.3: 216-221.
19. **Carrilho MRO, Carvalho RM, de Goes MF, et al.** Chlorhexidine preserves dentin bond *in vitro.* *J Dent Res.* **2007**; 86(1):90-94.
20. **De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al.** Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* **2003**; 82(2):136-140.
21. **Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H.** In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 Years. *J Dent Res.* **2000**; 79(6):1385-1391.
22. **Carrilho MRO, Geraldeli S, Tay F, et al.** *In vivo* preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res.* **2007**; 86(6):529-533.
23. **Molin C.** Amalgam? Fact and fiction. *Eur J Oral Sci.* **1992**; 100(1):66-73.
24. **Fuks AB.** The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent.* **2002**; 24(5):448-455.
25. **Osborne JW, Summitt JB, Roberts HW.** The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent.* **2002**; 24(5):439-447.
26. **Osborne JW.** Three-year clinical performance of eight amalgam alloys. *Am J Dent.* **1990**; 3(4):157-159.
27. **Leinfelder KF.** Composite resins. *Dent Clin North Am.* **1985**; 29(2):359-371.
28. **Jackson RD, Morgan M.** The new posterior resins and: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* **2000**; 131(3):375-383.
29. **Altun C.** Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gulhane Med J.* **2005**; 47(1):77-82.
30. **Giachetti L, Scaminaci Russo DS, Bambi C GR.** A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract,* **2006**; 7.4: 79-88.
31. **Bowen RL, Washington DC.** *Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate.* U.S. Patent No 3,066,112, **1962.**
32. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's restorative dental materials.* Elsevier Health Sciences, **2018.**
33. **Wilson AD, Kent BE.** The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol.* **2007**; 21(11):313-313.
34. **Lohbauer U.** Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? Properties, limitations and future trends. *Materials (Basel).* **2010**; 3(1):76-96.
35. **Nicholson JW.** Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* **1998**; 19(6):485-494.
36. **McLean JW.** Clinical applications of glass-ionomer cements. *Oper Dent.* **1992**; Suppl 5:184-190.
37. **Mount GJ.** *An Atlas of Glass-Ionomer Cements : A Clinician's Guide.* Martin Dunitz; **2003.**
38. **Erickson RL, Glasspoole EA.** Bonding to Tooth Structure: A Comparison of Glass-Ionomer and Composite-Resin Systems. *J Esthet Restor Dent.* **1994**; 6(5):227-244.

39. **Sidhu SK, Schmalz G.** The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* **2001**; 14(6):387-396.
40. **Albers HF.** *Tooth-Colored Restoratives : Principles and Techniques.* PMPH-USA, **2002.**
41. **Lund RG, da Silva AF, Demarco FF, Del-Pino FAB, Piva E, Michelon D.** Band cementation materials: solubility and fluoride release. *Oral Health Prev Dent.* **2008**; 6(4):323-329.
42. **Brook IM, Hatton P V.** Glass-ionomers: bioactive implant materials. *Biomaterials.* **1998**; 19(6):565-571.
43. **Giacomelli É, Gonçalves Mota E, Mitsuo H, et al.** Development of glass ionomer cement modified with seashell powder as a scaffold material for bone formation. *Revista Odonto Ciência,* **2011**; 26(1): 40-44.
44. **Matsuya S, Maeda T, Ohta M.** IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. *J Dent Res.* **1996**; 75(12):1920-1927.
45. **Basso GR, Della Bona A, Gobbi DL, Cecchetti D.** Fluoride release from restorative materials. *Braz Dent J.* **2011**; 22(5):355-358.
46. **Wassell RW, McCabe JF, Walls AW.** Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater.* **1992**; 8(4):218-223.
47. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al.** Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* **2003**; 28(3):215-235.
48. **Small IC, Watson TF, Chadwick A V, Sidhu SK.** Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials.* **1998**; 19(6):545-550.
49. **Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C.** Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *Int J Paediatr Dent.* **2003**; 13(6):434-440.
50. **Kim D, Abo-Mosallam H, Lee HY, Lee JH, Kim HW, Lee HH.** Biological and mechanical properties of an experimental glass-ionomer cement modified by partial replacement of CaO with MgO or ZnO. *J Appl Oral Sci.* **2015**; 23(4):369-375.
51. **Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S.** Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* **2004**; 20(10):972-978.
52. **Francisconi LF, Scaffa PMC, Barros VRDSP, Coutinho M, Francisconi PAS.** Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *Journal of Applied Oral Science.* **2009**; 17(5), 364-369.
53. **Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu S, Takahashi N.** Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dent Mater.* **2009**; 25(6):703-708.
54. **Gandolfi MG, Chersoni S, Acquaviva GL, Piana G, Prati C, Mongiorgi R.** Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. *Dent Mater.* **2006**; 22(5):441-449.
55. **Zhao IS, Mei ML, Zhou ZL, Burrow MF, Lo EC-M, Chu C-H.** Shear bond strength and remineralisation effect of a casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate-modified glass ionomer cement on artificial "caries-affected" dentine. *International journal of molecular sciences.* **2017**; 18.8: 1723.

56. **Kovarik RE, Haubenreich JE, Gore D.** Glass ionomer cements: A review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material. *J Long Term Eff Med Implants.* **2005**; 15(6):655-671.
57. **Hatton PV, Hurrell-Gillingham K, Brook IM.** Biocompatibility of glass-ionomer bone cements. *J Dent.* **2006**; 34(8):598-601.
58. **Kassem M, Mosekilde L, Eriksen EF.** Effects of fluoride on human bone cells in vitro: differences in responsiveness between stromal osteoblast precursors and mature osteoblasts. *Eur J Endocrinol.* **1994**; 130(4):381-386.
59. **Marie PJ, De Vernejoul MC, Lomri A.** Stimulation of bone formation in osteoporosis patients treated with fluoride associated with increased dna synthesis by osteoblastic cells in vitro. *J Bone Miner Res.* **2009**; 7(1):103-113.
60. **Mousavinasab M, Namazikhah MS, Sarabi N, Jajarm HH, Bidar M, Ghavamnasiri M.** Histopathology study on pulp response to glass ionomers in human teeth. *J Calif Dent Assoc.* **2008**; 36(1):51-55.
61. **Önal B, Pamir T.** The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc.* **2005**; 136(11):1547-1555.
62. **Sidhu SK, Watson TF.** Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *Journal of dental research,* **1998**; 77(9): 1749-1759.
63. **Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM.** Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* **1999**; 15(1):71-78.
64. **Do Nascimento AB, Fontana UF, Teixeira HM, Costa CA.** Biocompatibility of a resin-modified glass-ionomer cement applied as pulp capping in human teeth. *Am J Dent.* **2000**; 13(1):28-34.
65. **Nicholson JW, Croll TP.** Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int.* **1997**; 28(11):705-714.
66. **Eskandarizadeh A, Parizi MT, Goroochi H, Badrian H, Asadi A, Khalighinejad N.** Histological assessment of pulpal responses to resin modified glass ionomer cements in human teeth. *Dent Res J (Isfahan).* **2015**; 12(2):144-149.
67. **Sidhu SK.** Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. *Am J Dent.* **1994**; 7(2):115-118.
68. **Almuhaiza M.** Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal. *J Contemp Dent Pract.* **2016**; 17(4):331-336.
69. **Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer JM.** Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dent Mater.* **1999**; 15(1):21-32.
70. **Christensen GJ.** Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc.* **1997**; 128(4):479-480.
71. **Crisp RJ, Burke FJ.** Evaluation of the handling of a new compomer and novel dispensing system in general dental practice. *Quintessence Int.* **1998**; 29(12):775-779.
72. **Sales D, Sae-Lee D, Matsuya S, Ana ID.** Short-term fluoride and cations release from polyacid-modified composites in a distilled water, and an acidic lactate buffer. *Biomaterials.* **2003**; 24(10):1687-1696.

73. **Vermeersch G, Leloup G, Vreven J.** Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil.* **2001**; 28(1):26-32.
74. **Nicholson JW, Alsarheed M.** Changes on storage of polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil.* **1998**; 25(8):616-620.
75. **Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ.** Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* **1998**; 80(3):280-301.
76. **Nicholson JW.** Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater.* **2007**; 23(5):615-622.
77. **Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F.** Four-year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance of a Glass Ionomer Restorative System. *Oper Dent.* **2015**; 40(2):134-143.
78. **Scholtanus JD, Huysmans MCD.** Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: A retrospective study. *J Dent.* **2007**; 35(2):156-162.
79. **Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S.** The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent.* **2006**; 34(8):566-573.
80. **Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE.** Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci.* **2013**; 21(3):243-249.
81. **Dowling AH, Fleming GJP.** Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent.* **2009**; 37(2):133-140.
82. **Türkün L, Kanik Ö.** A prospective six-year clinical study evaluating reinforced glass ionomer cements with resin coating on posterior teeth: quo vadis? *Oper Dent.* **2016**; 41(6):587-598.
83. **Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH.** A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal*, **2008**; 27(3): 315-339.
84. **Gordan VV., Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA.** A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: Results at eight years. *J Am Dent Assoc.* **2007**; 138(5):621-627.
85. **Deliperi S, Bardwell DN, Wegley CM.** In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: Self-etch vs total-etch adhesives. *Operative dentistry.* **2006**; 31(2): 227-232.
86. **Gonzalez EH, Yap AUJ, Hsu SCY.** Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *Oper Dent.* **2004**; 29(5):578-585.
87. **Okuyama K, Murata Y, Pereira PNR, Miguez PA, Komatsu H, Sano H.** Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *Am J Dent.* **2006**; 19(2):123-127.
88. **Bansal R.** A comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after recharging from aesthetic restorative materials: An in vitro study. *J Clin Diagnostic Res.* **2015**; 11-14.
89. **Jyothi K, Annapurna S, Kumar AS, Venugopal P, Jayashankara C.** Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *J Conserv Dent.* **2011**; 14(4):409-413.

90. **Sengul F, Gurbuz T.** Clinical evaluation of restorative materials in primary teeth class II Lesions. *J Clin Pediatr Dent.* **2015**; 39(4):315-321.
91. **Gordan VV, Blaser PK, Watson RE, et al.** A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface prereacted glass ionomer filler: results from a 13-year recall examination. *J Am Dent Assoc.* **2014**; 145(10):1036-1043.
92. **Shafiei F, Abouheydari M.** Microleakage of class V methacrylate and silorane-based composites and nano-ionomer restorations in fluorosed teeth. *Journal of Dentistry,* **2015**; 16(2): 100.
93. **Kanık Ö, Türkün, LŞ.** Restoratif cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,* **2016**; 37(2), 54-65.
94. **Markovic DL, Petrovic BB, Peric TO.** Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BMC Oral Health.* **2008**; 8(1):1-8.
95. **Mitra SB, Oxman JD, Falsafi A, Ton TT.** Fluoride release and recharge behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer compared with that of other fluoride releasing materials. *Am J Dent.* **2011**; 24(6):372-378.
96. **Rao A, Upadhyay S.** Nanoionomer: Evaluation of microleakage. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* **2011**; 29(1):20.
97. **Eronat N, Yilmaz E, Kara N, Topaloglu AA.** Comparative evaluation of microleakage of nano-filled resin-modified glass ionomer: An in vitro study. *Eur J Dent.* **2014**; 8(4):450-455.
98. **Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG.** A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials.* **2001**; 22(11):1401-1406.
99. **Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S.** Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements part II setting times and compressive strengths. *J Mater Sci.* **2004**; 39(14):4631-4632.
100. **Baloch F, Mirza A, Baloch D.** An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. *Int J Health Sci (Qassim).* **2010**; 4(2):149-155.
101. **Moshaverinia A, Chee WW, Brantley WA, Schricker SR.** Surface properties and bond strength measurements of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent.* **2011**; 105(3):185-193.
102. **Moshaverinia A, Brantley WA, Chee WWL, et al.** Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dent Mater.* **2010**; 26(12):1137-1143.
103. **Moshaverinia A, Ansari S, Roohpour N, Reshad M, Schricker SR, Chee WW.** Effects of N-vinylcaprolactam containing polyelectrolytes on hardness, fluoride release and water sorption of conventional glass ionomers. *J Prosthet Dent.* **2011**;105(5):323-331.
104. **Woolford MJ.** Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *J Dent.* **1994**; 22(6):360-363.
105. **Kleverlaan CJ, Van Duinen RNB, Feilzer AJ.** Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* **2004**; 20(1):45-50.

106. **Goršeta K, Glavina D, Vranić DN, Škrinjarić I.** Microhardness of the new developed Glasscarbomer cement. In *88th General Session and Exhibition of the International Association for Dental Research*. **2010**.
107. **Glavina D, Goršeta K, Vranić DN, Škrinjarić I.** Enamel shear-bond strength of Glass Carbomer after heating with three polymerization units. In *22nd Congress of the International Association of Paediatric Dentistry*. **2009**.
108. **Glavina D, Goršeta K, Vranić DN, Škrinjarić I.** Retention of GlassCarbomer sealant after 6 months of clinical trial. In *88th General Session of the International Association for Dental Research*. **2010**.
109. **Disney JA, Graves RC, Stamm JW, Bohannon HM, Abernathy JR, Zack DD.** The University of North Carolina Caries Risk Assessment study: further developments in caries risk prediction. *Community Dent Oral Epidemiol*. **1992**; 20(2):64-75.
110. **Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Mäkelä M, Worthington HV.** Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane database of systematic reviews*, **2013**, (3).
111. **Pretice L, Tyas M, Burrow M.** The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dent Mater*. **2006**; 22(8):746-751.
112. **Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MCDNJM, Frencken JE.** Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater*. **2012**; 28(5):554-560.
113. **Menne-Happ U, Ilie N.** Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent*. **2013**; 41(3):223-230.
114. **Van Duinen RNB, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ.** In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent*. **2004**; 17(4):223-227.
115. **Cehreli SB, Tiralı RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC.** Microleakage of newly developed glasscarbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent*. **2013**; 7(1):15-21.
116. **Van Den Bosch WF VDR.** *Self hardening glass carbomer composition*. U.S. Patent Application No 10/559,900, **2006**.
117. **Meiers JC, Kresin JC.** Cavity disinfectants and dentin bonding. *Oper Dent*. **1996**; 21(4):153-159.
118. **Bin-Shuwaish MS.** Effects and effectiveness of cavity disinfectants in operative dentistry: A literature review. *J Contemp Dent Pract*. **2016**; 17(10):867-879.
119. **Sharma V, Rampal P, Kumar S.** Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants-SEM study. *Contemp Clin Dent*. **2011**; 2(3): 155.
120. **Türkün M, Türkün LS, Kalender A.** Effect of cavity disinfectants on the sealing ability of nonrinsing dentin-bonding resins. *Quintessence Int*. **2004**; 35(6):469-476.
121. **Gwinnett AJ.** Effect of cavity disinfection on bond strength to dentin. *J Esthet Dent*. **1992**; 4 Suppl:11-13.
122. **Karanika-Kouma A, Dionysopoulos P, Koliniotou-Koubia E, Kolokotronis A.** Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. *J Oral Rehabil*. **2001**;28(2):157-160.

123. **Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R.** Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* **1965**; 70(3):601-606.
124. **Patri G, Sahu A.** Role of herbal agents - Tea tree oil and aloe vera as cavity disinfectant adjuncts in minimally invasive dentistry-an in vivo comparative study. *J Clin Diagnostic Res.* **2017**; 11(7): DC05.
125. **Sharma V, Nainan MT, Shivanna V.** The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. *J Conserv Dent.* **2009**; 12(3):109-113.
126. **Wang Y, Spencer P.** Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res.* **2003**; 82(2):141-145.
127. **Puig Silla M, Montiel Company JM, Almerich Silla JM.** Use of chlorhexidine varnishes in preventing and treating periodontal disease. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2008**;13(4):E257-60.
128. **Kanisavaran ZM.** Chlorhexidine gluconate in endodontics: an update review. *Int Dent J.* **2008**;58(5):247-257.
129. **Quintas V, Prada-López I, Donos N, Suárez-Quintanilla D, Tomás I.** Antiplaque effect of essential oils and 0.2% chlorhexidine on an in situ model of oral biofilm growth: a randomised clinical trial. *PLoS one*, **2015**; 10(2), e0117177.
130. **Filoche SK, Soma K, Sissons CH.** Antimicrobial effects of essential oils in combination with chlorhexidine digluconate. *Oral Microbiol Immunol.* **2005**;20(4):221-225.
131. **Greenstein G, Berman C, Jaffin R.** Chlorhexidine: An adjunct to periodontal therapy. *J Periodontol.* **1986**; 57(6):370-377.
132. **Athanasiadis B, Abbott P V, Walsh LJ.** The use of calcium hydroxide, antibiotics and biocides as antimicrobial medicaments in endodontics. *Aust Dent J.* **2007**; 52(1 Suppl):S64-82.
133. **Russell AD.** Chlorhexidine: antibacterial action and bacterial resistance. *Infection.* **1986**; 14(5):212-215.
134. **Scheie AA, Eggen KH, Rølla G.** Glucosyltransferase activity in human in vivo formed enamel pellicle and in whole saliva. *Scand J Dent Res.* **1987**; 95(3):212-215.
135. **Marsh PD, Keevil CW, McDermid AS, Williamson MI, Ellwood DC.** Inhibition by the antimicrobial agent chlorhexidine of acid production and sugar transport in oral streptococcal bacteria. *Arch Oral Biol.* **1983**;28(3):233-240.
136. **Gomes BPFA, Souza SFC, Ferraz CCR, et al.** Effectiveness of 2% Chlorhexidine Gel and Calcium Hydroxide against *Enterococcus Faecalis* in Bovine Root Dentine in Vitro. *International Endodontic Journal*, **2003**; 36(4): 267-275.
137. **Emilson CG.** Susceptibility of various microorganisms to chlorhexidine. *Scand J Dent Res.* **1977**; 85(4):255-265.
138. **Heling I, Steinberg D, Kenig S, Gavrilovich I, Sela MN, Friednab M.** Efficacy of a sustained-release device containing chlorhexidine and Ca(OH)<sub>2</sub> in preventing secondary infection of dentinal tubules. *Int Endod J.* **1992**; 25(1):20-24.
139. **Basson NJ, Tait CM.** Effectiveness of three root canal medicaments to eliminate *Actinomyces israelii* from infected dentinal tubules in vitro. *SADJ.* **2001**; 56(11):499-501.



140. **Gomes BPF, Ferraz CCR, Vianna ME, Berber VB, Teixeira FB, De Souza-Filho FJ.** In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J.* **2001**; 34:424-428.
141. **Waltimo TMT, Ørstavik D, Sirén EK, Haapasalo MPP.** In vitro susceptibility of *Candida albicans* to four disinfectants and their combinations. *Int Endod J.* **1999**; 32(6):421-429.
142. **Lima KC, Fava LRG, Siqueira JF.** Susceptibilities of *Enterococcus faecalis* biofilms to some antimicrobial medications. *J Endod.* **2001**; 27(10):616-619.
143. **Rosenthal S, Spångberg L, Safavi K.** Chlorhexidine substantivity in root canal dentin. **2004**; 98:488-492.
144. **Komorowski R, Grad H, Yu Wu X, Friedman S.** Antimicrobial substantivity of chlorhexidine-treated bovine root dentin. *J Endod.* **2000**; 26(6):315-317.
145. **Pilo R, Cardash HS, Oz-Ari B, Ben-Amar A.** Effect of preliminary treatment of the dentin surface on the shear bond strength of resin composite to dentin. *Oper Dent.* **2001**; 26(6):569-575.
146. **Gürkan S, Bolay Ş, Kiremitçi A.** Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil.* **1999**; 26(10):836-840.
147. **Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L TF.** Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Journal of dental research*, **2005**; 84(8): 741-746.
148. **Say EC, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gülmez T.** In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int.* **2004**; 35(1):56-60.
149. **Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay F et al.** Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *Journal of dental research*, **2015**; 94(2), 241-251.
150. **Sheikh Hasani Y, Paryab M, Saffarpour A, Javad Kharazifard M, Shahrabi M.** The effect of disinfection with chlorhexidine on the shear bond strength of equia resin-modified glass ionomer cement to dentin in permanent teeth after two thermocycling protocols. *Journal of Dentistry*, **2017**; 18(4): 265.
151. **Gomes BPF, Sato E, Ferraz CCR, Teixeira FB, Zaia AA, Souza-Filho FJ.** Evaluation of time required for recontamination of coronally sealed canals medicated with calcium hydroxide and chlorhexidine. *International Endodontic Journal*, **2003**; 36(9), 604-609.
152. **Ferguson DB, Marley JT, Hartwell GR.** The Effect of Chlorhexidine Gluconate as an Endodontic Irrigant on the Apical Seal: Long-term Results. *J Endod.* **2003**; 29(2):91-94.
153. **Engel GT, Goodell GG, McClanahan SB.** Sealer Penetration and Apical Microleakage in Smear-free Dentin After a Final Rinse with Either 70% Isopropyl Alcohol or Peridex. *J Endod.* **2005**; 31(8):620-623.
154. **Flotra L.** Different modes of chlorhexidine application and related local side effects. *J Periodontal Res.* **1973**; 8(s12):41-44.
155. **Mohammadi Z, Abbott P V.** The properties and applications of chlorhexidine in endodontics. *Int Endod J.* **2009**; 42(4):288-302.
156. **Lacerda-Santos R, Sampaio GA de M, Moura M de FL, et al.** Effect of Different Concentrations of Chlorhexidine in Glass-ionomer Cements on In Vivo Biocompatibility. *J Adhes Dent.* **2016**; 18(4):325-330.

157. **Sanchez IR, Nusbaum KE, Swaim SF, Hale AS, Henderson RA, McGuire JA.** Chlorhexidine diacetate and povidone-iodine cytotoxicity to canine embryonic fibroblasts and staphylococcus aureus. *Vet Surg.* **1988**; 17(4):182-185.
158. **Agarwal S, Piesco N, Peterson D, Charon J, Suzuki J, Godowski K et al.** Effects of sanguinarium, chlorhexidine and tetracycline on neutrophil viability and functions in vitro. *Journal of periodontal research,* **1997**; 32(3): 335-344.
159. **Ribeiro DA, Scolastici C, Lepage P, et al.** Genotoxicity of antimicrobial endodontic compounds by single cell gel (comet) assay in Chinese hamster ovary (CHO) cells. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology,* **2005**; 99(5): 637-640.
160. **Wennberg A.** Biological evaluation of root canal antiseptics using in vitro and in vivo methods. *Scand J Dent Res.* **1980**; 88(1):46-52.
161. **Gupta S, Deepa D.** Applications of ozone therapy in dentistry. *J Oral Res Rev.* **2016**; 8(2):86.
162. **Solomon S.** Stratospheric ozone depletion: A review of concepts and history. *Rev Geophys.* **1999**; 37(3):275-316.
163. **Eregowda NI, Poornima P.** Ozone in Dentistry. *Indian J Dent Adv.* **2015**; 07(01).
164. **Saini R.** Ozone therapy in dentistry: A strategic review. *J Nat Sci Biol Med.* **2011**; 2(2):151-153.
165. **Bocci V.** Ozone as Janus: This controversial gas can be either toxic or medically useful. *Mediators Inflamm.* **2004**; 13(1): 3-11.
166. **Azarpazhooh A, Limeback H.** The application of ozone in dentistry: A systematic review of literature. *J Dent.* **2008**; 36(2):104-116.
167. **Polydorou O, Pelz K, Hahn P.** Antibacterial effect of an ozone device and its comparison with two dentin-bonding systems. *Eur J Oral Sci.* **2006**; 114(4):349-353.
168. **Nagayoshi M, Fukuizumi T, Kitamura C, Yano J, Terashita M, Nishihara T.** Efficacy of ozone on survival and permeability of oral microorganisms. *Oral Microbiol Immunol.* **2004**; 19(4):240-246.
169. **Kaul R, Angrish P.** Ozone Therapy-A Paradigm Shift in Dentistry. *International Journal of Health Sciences and Research (IJHSR),* **2015**; 5(5): 410-415.
170. **Elvis AM, Ekta JS.** Ozone therapy: A clinical review. *J Nat Sci Biol Med.* **2011**; 2(1):66-70.
171. **Nogales CG, Ferrari PH, Kantorovich EO, Lage-Marques JL.** Ozone therapy in medicine and dentistry. *J Contemp Dent Pract.* **2008**; 9(4):75-84.
172. **Estrela C, Estrela CRA, Decurcio DA, Hollanda ACB, Silva JA.** Antimicrobial efficacy of ozonated water, gaseous ozone, sodium hypochlorite and chlorhexidine in infected human root canals. *Int Endod J.* **2007**; 40(2):85-93.
173. **Baysan A, Lynch E.** The use of ozone in dentistry and medicine. *Prim Dent Care.* **2005**; 12(2):47-52.
174. **Baysan A, Lynch E.** Effect of ozone on the oral microbiota and clinical severity of primary root caries. *Am J Dent.* **2004**; 17(1):56-60.
175. **Stübinger S, Sader R, Filippi A.** The use of ozone in dentistry and maxillofacial surgery: a review. *Quintessence Int.* **2006**; 37(5):353-359.

176. **Hems RS, Gulabivala K, Ng Y-L, Ready D, Spratt DA.** An in vitro evaluation of the ability of ozone to kill a strain of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J.* **2005**; 38(1):22-29.
177. **Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani, Zilm PS.** The inability of *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus acidophilus* to form a biofilm in vitro on dentine pretreated with ozone. *Aust Dent J.* **2008**; 53(4):349-353.
178. **Rueggeberg FA.** Substrate for adhesion testing to tooth structure— Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dent Mater.* **1991**; 7(1):2-10.
179. **Peng Q, Juzeniene A, Chen J, et al.** Lasers in medicine. *Reports Prog Phys.* **2008**; 71(5).
180. **Freitas PM de, Simoes A.** *Lasers in dentistry: guide for clinical practice.* John Wiley & Sons, **2015**.
181. **Lee BS, Lin PY, Chen MH, et al.** Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *dental materials,* **2007**; 23(5): 570-578.
182. **Weichman JA, Johnson FM, Nitta LK.** Laser use in endodontics: Part II. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* **1972**; 34(5):828-830.
183. **Mohammadi Z.** Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J.* **2009**; 59(1):35-46.
184. **Verma S, Chaudhari P, Maheshwari S, Singh R.** Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* **2012**; 3(2):124.
185. **Zezell DM, Ana PA, Correa PR, Jr WV.** Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation. In: *Developments in heat transfer.* InTech, **2011**.
186. **Li ZZ, Code JE, Van de Merwe WP.** Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med.* **1992**; 12(6):625-630.
187. **Wakabayashi H, Hamba M, Matsumoto K, Tachibana H.** Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. *Lasers Surg Med.* **1993**; 13(6):605-610.
188. **Diaci J, Gaspirc B.** Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J Laser Heal Acad.* **2012**; 2012(1).
189. **Apel C, Meister J, Schmitt N, Gräber HG, Gutknecht N.** Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers Surg Med.* **2002**; 30(5):337-341.
190. **He H, Yu J, Song Y, Lu S, Liu H, Liu L.** Thermal and Morphological Effects of the Pulsed Nd:YAG Laser on Root Canal Surfaces. *Photomed Laser Surg.* **2009**; 27(2):235-240.
191. **Wen X, Liu L, Nie X, Zhang L, Deng M, Chen Y.** Effect of Pulse Nd:YAG Laser on Bond Strength and Microleakage of Resin to Human Dentine. *Photomed Laser Surg.* **2010**; 28(6):741-746.
192. **Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F.** Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er:YAG, and CO<sub>2</sub> lasers. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* **2004**; 71(1):7-15.

193. **ZeZell DM, Boari HGD, Ana PA, Eduardo CDP, Powell GL.** Nd:YAG laser in caries prevention: A clinical trial. *Lasers Surg Med.* **2009**; 41(1):31-35.
194. **Olivi G, De Moor R, DiVito E.** *Lasers in endodontics: scientific background and clinical applications.* Springer **2016.**
195. **Dinç G.** Kavite dezenfektanlarının antibakteriyel özellikleri, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkileri (derleme). *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* **2012**; 22.
196. **Sabatini C, Pashley DH.** Aging of adhesive interfaces treated with benzalkonium chloride and benzalkonium methacrylate. *Eur J Oral Sci.* **2015**; 123(2):102-107.
197. **Turkun M, Ozata F, Uzer E, Ates M.** Antimicrobial substantivity of cavity disinfectants. *Gen Dent.* **2005**; 53(3):182-186.
198. **Güneş Ş, Bahsi E, Ince B, et al.** Comparative Evaluation of the Effects of Ozone, Diode Laser, and Traditional Cavity Disinfectants on Microleakage. *Ozone Sci Eng.* **2014**; 36(2):206-211.
199. **Block SS.** *Disinfection, sterilization, and preservation.* Lippincott Williams & Wilkins, **2001.**
200. **Türkün M, Türkün LS, Ergücü Z, Ateş M.** Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectants? *Am J Dent.* **2006**; 19(3):166-170.
201. **Spencer HR, Ike V, Brennan PA.** Review: The use of sodium hypochlorite in endodontics - Potential complications and their management. *Br Dent J.* **2007**; 202(9):555-559.
202. **Tulunoglu O, Ayhan H, Olmez A, Bodur H.** The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *J Clin Pediatr Dent.* **1998**; 22(4):299-305.
203. **Mohammadi Z, Giardino L, Palazzi F, Shahriari S.** Effect of initial irrigation with sodium hypochlorite on residual antibacterial activity of tetraclean. *N Y State Dent J.* **2013**; 79(1):32-36.
204. **Sassone LM, Fidel RAS, Fidel SR, Dias M, Hirata Junior R.** Antimicrobial activity of different concentrations of NaOCl and chlorhexidine using a contact test. *Brazilian Dental Journal,* **2003**; 14(2), 99-102.
205. **Piva E, Martos J, Demarco FF.** Microleakage in amalgam restorations: influence of cavity cleanser solutions and anticariogenic agents. *Oper Dent.* **2001**; 26(4):383-388.
206. **Perdigão J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, García-Godoy F.** Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Materials,* **2000**; 16(5): 311-323.
207. **Arias VG, Bedran-de-Castro AKB, Pimenta LA.** Effects of sodium hypochlorite gel and sodium hypochlorite solution on dentin bond strength. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* **2005**; 72(2):339-344.
208. **Correr GM, Puppini-Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MC, Consani S.** Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding in primary teeth. *Journal of Adhesive Dentistry* **2004.**
209. **Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM.** Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod Top.* **2005**; 10(1):77-102.
210. **Da Silva NRFA, Calamia CS, Coelho PG, et al.** Effect of 2% iodine disinfecting solution on bond strength to dentin. *J Appl Oral Sci.* **2006**;14(6):399-404.
211. **Caufield PW, Gibbons RJ.** Suppression of streptococcus mutans in the mouths of humans by a dental prophylaxis and topically-applied iodine. *J Dent Res.* **1979**; 58(4):1317-1326.

212. **Simratvir M, Singh N, Chopra S, Thomas AM.** Efficacy of 10% Povidone Iodine in children affected with early childhood caries: an in vivo study. *J Clin Pediatr Dent.* **2010**; 34(3):233-238.
213. **Xu X, Li JY, Zhou XD, Xie Q, Zhan L, Featherstone JDB.** Randomized controlled clinical trial on the evaluation of bacteriostatic and cariostatic effects of a novel povidone-iodine/fluoride foam in children with high caries risk. *Quintessence Int.* **2009**; 40(3):215-223.
214. **Prabhakar AR, Balehosur D V., Basappa N.** Comparative evaluation of shear bond strength and fluoride release of conventional glass Ionomer with 1% ethanolic extract of propolis incorporated glass Ionomer cement –invitro study. *J Clin Diagnostic Res.* **2016**; 10(5):ZC88-ZC91.
215. **Little JW.** Complementary and alternative medicine: Impact on dentistry. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* **2004**; 98(2):137-145.
216. **Kandaswamy D, Venkateshbabu N, Gogulnath D, Kindo AJ.** Dentinal tubule disinfection with 2% chlorhexidine gel, propolis, morinda citrifolia juice, 2% povidone iodine, and calcium hydroxide. *Int Endod J.* **2010**; 43(5):419-423.
217. **Akca AE, Akca G, Topçu FT, Macit E, Pıkdöken L, Özgen IŞ.** The comparative evaluation of the antimicrobial effect of propolis with chlorhexidine against oral pathogens: An in vitro study. *BioMed research international,* **2016**; 2016.
218. **Oznurhan F, Ozturk C, Ekeci ES.** Effects of different cavity-disinfectants and potassium titanyl phosphate laser on microtensile bond strength to primary dentin. *Niger J Clin Pract.* **2015**; 18(3):400-404.
219. **Kalyoncuoglu E, Gönüloğlu N, Özsezer Demiryürek E, Bodrumlu E.** Effect of propolis as a root canal irrigant on bond strength to dentin. *J Appl Biomater Funct Mater.* **2015**; 13(4):0-0.
220. **Arslan S, Yazici AR, Görücü J, et al.** Comparison of the effects of Er,Cr:YSGG laser and different cavity disinfection agents on microleakage of current adhesives. *Lasers Med Sci.* **2012**; 27(4):805-811.
221. **Halawany HS.** A review on miswak (*Salvadora persica*) and its effect on various aspects of oral health. *Saudi Dent J.* **2012**; 24(2):63-69.
222. **Al-Ayed MSZ, Asaad AM, Qureshi MA, Attia HG, Almarrani AH.** Antibacterial activity of *Salvadora persica* L.(Miswaq) extracts against multidrug resistant bacterial clinical isolates. *Evidence-based Complement Altern Med.* **2016**; 2016:1-5.
223. **El-Latif Hesham A, Alrumman SA.** Antibacterial activity of Miswak (*Salvadora persica*) extracts against isolated and genetically identified oral cavity pathogens. *Technol Heal Care.* **2016**; 24:S841-S848.
224. **Sathananthan K, Vos T, Bango G.** Dental caries, fluoride levels and oral hygiene practices of school children in Matebeleland South, Zimbabwe. *Community Dent Oral Epidemiol.* **1996**; 24(1):21-24.
225. **Baghdady VS, Ghose LJ.** Comparison of the severity of caries attack in permanent first molars in Iraqi and Sudanese schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol.* **1979**; 7(6):346-348.
226. **Balto H, Ghandourah B, Al-Sulaiman H.** The efficacy of *Salvadora persica* extract in the elimination of the intracanal smear layer: A SEM study. *Saudi Dent J.* **2012**; 24(2):71-77.
227. **Sofrata AH, Claesson RLK, Lingström PK, Gustafsson AK.** Strong antibacterial effect of miswak against oral microorganisms associated with periodontitis and caries. *J Periodontol.* **2008**; 79(8):1474-1479.

228. **Salama F, Balto H, Al-Yahya F, Al-Mofareh S.** The effect of cavity disinfectants on microleakage of composite restorations in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent.* **2015**;16(4):295-300.
229. **Podar R, Kulkarni G, Dadu S, Singh S, Singh S.** In vivo antimicrobial efficacy of 6% Morinda citrifolia, Azadirachta indica, and 3% sodium hypochlorite as root canal irrigants. *Eur J Dent.* **2015**; 9(4):529.
230. **Saghiri MA, García-Godoy F, Asgar K, Lotfi M.** The effect of Morinda Citrifolia juice as an endodontic irrigant on smear layer and microhardness of root canal dentin. *Oral Sci Int.* **2013**;10:53-57.
231. **Duckworth RM, Lynch RJM.** Fluoride uptake to demineralised enamel: A comparison of sampling techniques. *Caries Res.* **1998**; 32(6):417-421.
232. **Erickson RL, Glasspoole EA.** Model Investigations of Caries Inhibition by Fluoride-Releasing Dental Materials. *Adv Dent Res.* **1995**; 9(3):315-323.
233. **Featherstone JDB.** Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dental Materials,* **1996**; 12(3): 194-197.
234. **Staninec M, Giles WS, Saiku JM, Hattori M.** Caries penetration and cement thickness of three luting agents. *Int J Prosthodont.* **1988**; 1(3):259-263.
235. **Featherstone JDB, Glana R, Shariati M, Shields CP.** Dependence of in vitro demineralization of apatite and remineralization of dental enamel on fluoride concentration. *J Dent Res.* **1990**; 69(2\_suppl):620-625.
236. **Featherstone JD.** Fluoride, remineralization and root caries. *Am J Dent.* **1994**; 7(5):271-274.
237. **Schemehorn BR, Orban JC, Wood GD, Fischer GM, Winston AE.** Remineralization by fluoride enhanced with calcium and phosphate ingredients. *J Clin Dent.* **1999**; 10(1 Spec No):13-16.
238. **Featherstone JDB, Mellberg JR.** Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res.* **1981**; 15(1):109-114.
239. **Ten Cate JM.** In situ models, physico-chemical aspects. *Adv Dent Res.* **1994**; 8(2):125-133.
240. **Featherstone JDB, Rodgers BE.** Effect of acetic, lactic and other organic acids on the formation of artificial carious lesions. *Caries Res.* **1981**;15(5):377-385.
241. **White DJ.** Use of synthetic polymer gels for artificial carious lesion preparation. *Caries Res.* **1987**; 21(3):228-242.
242. **Bowen WH.** Interpretation and use of microbiological findings in dental caries. *Oral Microbiol Immunol.* **1986**; 1(1):82-84.
243. **Stookey GK, Warrick JM, Miller LL, Greene AL.** Animal caries models for evaluating fluoride dentifrices. *Adv Dent Res.* **1995**; 9(3):198-207.
244. **O'Reilly MM, Featherstone JDB.** Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1987**; 92(1):33-40.
245. **Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ.** Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater.* **2000**; 16(3):180-187.

246. **Yeşilyurt C, Bulucu B.** Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract.* **2006**; 7(2):26-36.
247. **Degrange M, Charrier JL, Anal JP, Asmussen E.** Bonding of luting materials for resinbonded bridges: clinical relevance of in vitro tests. *J Dent.* **1994**; 22:S28-S32.
248. **Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR.** Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* **1998**; 14(6):394-398.
249. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil.* **2005**; 32(4):296-303.
250. **Al-Salehi SK, Burke FJ.** Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* **1997**; 28(11):717-723.
251. **Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G.** A critique of bond strength measurements. *J Dent.* **1989**; 17(2):61-67.
252. Specification T. Technical Specification ?? Iso / Ts. **2015**; 2003.
253. **Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S.** The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res.* **1991**; 70(5):889-893.
254. **Shimada Y, Tagami J.** Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* **2003**; 28(1):20-27.
255. **Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, et al.** Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* **2008**; 10(1):7-16.
256. **Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA.** Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* **2010**; 26(2):e38-e49.
257. **Eliades G.** Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent.* **1994**; 22(2):73-81.
258. **Leinfelder KF.** Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am.* **2001**; 45(1):1-6.
259. **Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM.** Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* **1995**; 11(2):117-125.
260. **Swift EJ, Pawlus MA, Vargas MA.** Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent.* **1995**; 20(4):138-143.
261. **Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, et al.** Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater.* **2002**; 18(5):359-369.
262. **Gale MS, Darvell BW.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry,* **1999**; 27(2): 89-99.
263. **Nelsen RJ, Paffenbarger GC, Wolcott RB.** Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc.* **1952**; 44(3):288-295.
264. **Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA.** Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *J Esthet Restor Dent.* **2007**;19(6):340-353.

265. **Palmer DS, Barco MT, Billy EJ.** Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* **1992**; 67(3):325-327.
266. **Dos Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG.** Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med.* **2005**; 16(8):727-732.
267. **Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B.** In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* **2004**; 8(3):130-138.
268. **Barclay CW, Spence D, Laird WRE.** Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil.* **2005**; 32(12):886-894.
269. **Ernst CP, Cortain G, Spohn M, Rippin G, Willershausen B.** Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: An in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dent Mater.* **2002**; 18(4):351-358.
270. **De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, et al.** Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater.* **2005**; 21(11):999-1007.
271. **Musanje L, Darvell BW.** Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater.* **2003**; 19(5):414-422.
272. **Leung VW, Darvell BW.** Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent.* **1997**; 25(6):475-484.
273. **De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al.** A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res.* **2005**; 84(2):118-132.
274. **Abdalla AI, Feilzer AJ.** Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent.* **2008**; 36(8):611-617.
275. **Shono Y, Terashita M, Shimada J, et al.** Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent.* **1999**; 1(3):211-218.
276. **Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, et al.** Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* **2003**; 67B(2):712-721.
277. **Slurry CA, Reactivity HF.** *Consepsis® Scrub* **2015**.
278. **Suma NK, Shashibhushan KK, Reddy VS.** Effect of dentin disinfection with 2% chlorhexidine gluconate and 0.3% iodine on dentin bond strength: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* **2017**; 10(3):223-228.
279. **Perdigao J, Denehy GE, Swift EJ.** Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent.* **1994**; 7(2):81-84.
280. **Brackett WW, Tay FR, Brackett MG, Dib A, Sword RJ, Pashley DH.** The Effect of chlorhexidine on dentin hybrid layers *In Vivo.* *Oper Dent.* **2007**; 32(2):107-111.
281. **Campos EA, Correr GM, Leonardi DP, Barato-Filho F, Gonzaga CC, Zielak JC.** Chlorhexidine diminishes the loss of bond strength over time under simulated pulpal pressure and thermo-mechanical stressing. *J Dent.* **2009**; 37(2):108-114.
282. **LeSage BP.** Aesthetic anterior composite restorations: A guide to direct placement. *Dent Clin North Am.* **2007**; 51(2):359-378.



283. **Wiegand A, Buchalla W, Attin T.** Review on fluoride-releasing restorative materials-Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* **2007**; 23(3):343-362.
284. **Peez R, Frank S.** The physical-mechanical performance of the new Ketac™ Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent.* **2006**; 34(8):582-587.
285. **Mohammed NY, Sharaf AA, Talaat DM, Hanaf SA.** Evaluation of shear bond strength of nanoparticles glass carbomer and high viscosity glass ionomer in primary teeth dentin (in vitro study) *Alexandria Dental Journal*, **2018**; 43(1), 17-21.
286. **Ertürk ÇT, Dülgergil AT.** Diş hekimliği restoratif uygulamalarında yeni materyal olarak cam karbomer siman. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2016**; 26(3): 517-523.
287. **Yap AU, Khor E, Foo SH.** Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent.* **1999**; 24(5):297-305.
288. **Sanders BJ, Gregory RL, Moore K, Avery DR.** Antibacterial and physical properties of resin modified glass-ionomers combined with chlorhexidine. *J Oral Rehabil.* **2002**; 29(6):553-558.
289. **DeWald JP.** The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations. *Dent Mater.* **1997**; 13(2):74-81.
290. **Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J.** The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater.* **2000**; 16(1):1-6.
291. **Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH.** Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res.* **1988**; 67(2):467-470.
292. **Perdigão J.** Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* **2010**; 26(2):24-37.
293. **Mitchem JC, Gronas DG.** Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc.* **1986**; 113(2):285-287.
294. **Tedesco TK, Calvo AFB, Domingues GG, Mendes FM, Raggio DP.** Bond strength of high-viscosity glass ionomer cements is affected by tubular density and location in dentin? *Microsc Microanal.* **2015**; 21(4):849-854.
295. **Schiltz-Taing M, Wang Y, Suh B, Brown D, Chen L.** Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Oper Dent.* **2011**; 36(1):86-91.
296. **Cehreli ZC, Akça T.** Effect of dentinal tubule orientation on the microtensile bond strength to primary dentin. *J Dent Child (Chic).* **2003**; 70(2):139-144.
297. **Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J.** The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent.* **2004**; 29(3):333-341.
298. **Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ.** The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent.* **1999**; 27(4):265-274.
299. **Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ.** Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med.* **1997**; 8(3):306-335.
300. **Martínez-insua A, Rivera G, Santana-penín UA.** Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*, **2000**; 84(3): 280-288.

301. **Barros JA, Myaki SI, Nör JE, Peters MC.** Effect of bur type and conditioning on the surface and interface of dentine. *J Oral Rehabil.* **2005**; 32(11):849-856.
302. **Marquezan M, Corrêa FNP, Sanabe ME, et al.** Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Arch Oral Biol.* **2009**; 54(12):1111-1117.
303. **Chang YE, Shin DH.** Effect of chlorhexidine application methods on microtensile bond strength to dentin in class I cavities. *Oper Dent.* **2010**; 35(6):618-623.
304. **Kang HJ, Moon HJ, Shin DH.** Effect of different chlorhexidine application times on microtensile bond strength to dentin in Class I cavities. *Restor Dent Endod.* **2012**; 37(1):9
305. **Guggenberger R, May R, Stefan KP.** New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, **1998**; 19(6): 479-483.
306. **Fleming GJP, Kenny SM, Barralet JE.** The optimisation of the initial viscosity of an encapsulated glass-ionomer restorative following different mechanical mixing regimes. *J Dent.* **2006**; 34(2):155-163.
307. **Gorseta K, Glavina D, Skrinjaric I.** Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements. *Aust Dent J.* **2012**; 57(4):453-457.
308. **Gavic L, Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, et al.** Influence of thermo-light curing with dental light-curing units on the microhardness of glass-ionomer cements. *Int J Periodontics Restorative Dent.* **2016**; 36(3):425-430.
309. **Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Moshaverinia A, Glavina D, Lynch E.** Effect of different thermo-light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *J Prosthet Dent.* **2017**; 118(1):102-107.
310. **Ro EY.** Evaluation of Shear Bond Strength of Two Resin- Modified Glass-Ionomer Cements. **2003.**
311. **Cheng JT, Itoh K, Kusunoki M, Hasegawa T, Wakumoto S, Hisamitsu H.** Effect of dentine conditioners on the bonding efficacy of one-bottle adhesives. *J Oral Rehabil.* **2005**; 32(1):28-33.
312. **Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MAR, Atta MT.** Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *J Oral Rehabil.* **2006**; 33(2):110-116.
313. **Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H.** Shear bond strength of an etch-and-rinse adhesive to Er:YAG laser- and/or phosphoric acid-treated dentin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* **2013**; 7(2):67-73.
314. **Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL.** Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* **2001**; 17(2):165-169.
315. **Oshida Y, Miyazaki M.** Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng.* **1996**; 6(2):87-100.
316. **Baig MS, Fleming GJP.** Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *J Dent.* **2015**; 43(8):897-912.
317. **Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M.** Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements Corresponding author : **2014**; (1):15-22.
318. **Olegário IC, Hesse D, Mendes FM, Bonifácio CC, Raggio DP.** Glass carbomer and compomer for ART restorations: 3-year results of a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* **2018**; 1-10.

319. **Olegário IC, Malagrana APVFP, Kim SSH, et al.** Mechanical properties of high-viscosity glass ionomer cement and nanoparticle glass carbomer. *J Nanomater.* **2015**; 2015.
320. **El-Araby AM, Talic YF.** The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* **2007**; 8(2):17-24.
321. **Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MMN, Feilzer AJ.** Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *Am J Dent.* **2007**; 20(4):250-254.
322. **Kerim Ayar M, Esad Guven M.** Bond strength of glass carbomer material to enamel and dentin following different surface pretreatments. *J Adhes Sci Technol.* **2017**; 31(17):1929-1937.
323. **Katumacgagi Suresh, j. Nagarathna.** Evaluation of shear bond strengths of fuji II and fuji IX with and without salivary contamination on deciduous molars-an In vitro study. *Archives of Oral Sciences & Research*, **2011**; 1(3): 139-45.
324. **Somani R, Jaidka S, Singh DJ, Sibal GK.** Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Various Glass Ionomer Cements to Dentin of Primary Teeth: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* **2016**; 9(3):192-196.
325. **Yiu CKY, Tay FR, King NM, Pashley DH, Sidhu, SK, Neo JCL, Wong SL.** Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. *Journal of dental research*, **2004**; 83(4), 283-289.
326. **Powis DR, Follerås T, Merson SA, Wilson AD.** Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res.* **1982**; 61(12):1416-1422.
327. **Meerbeek B Van, Yoshida Y, Inoue S, Munck J De, Landuyt K Van, Lambrechts P.** Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *J Dent.* **2006**; 34(8):615-618.
328. **Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al.** Evidence of Chemical Bonding at Biomaterial-Hard Tissue Interfaces. *J Dent Res.* **2000**; 79(2):709-714.
329. **Francisconi-dos-Rios LF, Casas-Apayco LC, Calabria MP, Francisconi PAS, Borges AFS, Wang L.** Role of chlorhexidine in bond strength to artificially eroded dentin over time. *J Adhes Dent.* **2015**; 17(2):133-139.
330. **Gunaydin Z, Yazici A, Cehreli Z.** In vivo and in vitro effects of chlorhexidine pretreatment on immediate and aged dentin bond strengths. *Oper Dent.* **2016**; 41(3):258-267.
331. **Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B.** Activation of gelatinolytic / collagenolytic activity in dentin by self - etching adhesives. *Eur J Oral Sci.* **2006**; 114(2):160-166.
332. **Dursun E, Goff S Le, Attal J, DN R.** Effect of Chlorhexidine Application on the Longterm Shear Bond Strength to Dentin of aResin modified Glass Ionomer. *J Prosthodont Res.* **2010**; 54(4):153-158.
333. **Singla M, Aggarwal V, Kumar N.** Effect of chlorhexidine cavity disinfection on microleakage in cavities restored with composite using a self-etching single bottle adhesive. *J Conserv Dent.* **2011**; 14(4):374-377.
334. **Hiraishi N, Yiu CKY, King NM, Tay FR.** Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. *J Dent.* **2009**; 37(6):440-448.
335. **Kucukyilmaz E, Savas S, Kavrik F, Yasa B, Botsali MS.** Fluoride release / recharging ability and bond strength of glass ionomer cements to sound and caries - affected dentin. *Nigerian journal of clinical practice*, **2017**; 20(2): 226-234.

336. **Alves FB, Lenzi TL, Reis A, Loguercio AD, Carvalho TS, Raggio DP.** Bonding of simplified adhesive systems to caries-affected dentin of primary teeth. *J Adhes Dent.* **2013**; 15(5):439-445.
337. **Shebl EA, Etman WM, Genaid TM, Shalaby ME.** Durability of bond strength of glass-ionomers to enamel. *Tanta Dent J.* **2015**; 12(1):16-27.



## EKLER

### EK-1

#### T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı	Tarih
71	1 Aralık 2017

KARAR NO 20- Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda, Yrd. Doç. Dr. Ceren Deveci yönetiminde, Araş. Gör. Dt. Dilan Şen tarafından yürütülmesi öngörülen, "Süt Dişlerinde Çürükten Etkilenmiş Dentine Uygulanan Farklı Cam İyonomer Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımları Üzerinde Klorheksidinin Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

BAŞKAN	Doç Dr Selim Kadioğlu Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
ÜYELER	Prof Dr Davut Alptekin Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	Prof Dr Dinçer Yıldızdaş Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Prof Dr Gülşah Seydaoğlu Biyostatistik Anabilim Dalı	
	Prof Dr Gürhan Sakman Genel Cerrahi Anabilim Dalı	
	Prof Dr Murat Gündüz Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı	
	Doç Dr Ezgi Özyılmaz Saraç Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Av. Zehra Bulut Hukukçu Üye	Toplantıya Katılmadı
	Dr Neşe Kayrın Kurum Dışı Üye	

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana  
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

## ÖZGEÇMİŞ

Dilan Suveren 1991 yılında Kayseri’de doğdu. İlk ve ortaöğrenimini Derviş Güneş İlköğretim Okulunda tamamladı. 2009 yılında Sami Yangın Anadolu Lisesinde lise eğitimini tamamlayarak mezun oldu. Aynı yıl lisans eğitimine Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde başlayarak 2014 yılında mezun oldu. Bir yıl Mersin’de özel bir klinikte çalıştıktan sonra 2015 yılında Diş Hekimliği Uzmanlık Sınavı ile Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. 2018 yılında “Süt Dişlerinde Çürükten Etkilenmiş Dentine Uygulanan Farklı Cam İyonomer Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımları Üzerinde Klorheksidinin Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu uzmanlık tez çalışmasına başladı.