



T.C.  
DICLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**TRİKALSİYUM SİLİKAT ESASLI BİYOMATERYALLERİN  
FARKLI İÇERİKTEKİ CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF  
SİMANLARA BAĞLANIM DAYANIMININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Hanife Betül KARAASLAN

UZMANLIK TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN

DİYARBAKIR 2022





T.C.  
DICLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**TRİKALSİYUM SİLİKAT ESASLI BİYOMATERYALLERİN  
FARKLI İÇERİKTEKİ CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF  
SİMANLARA BAĞLANIM DAYANIMININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Hanife Betül KARAASLAN

UZMANLIK TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN

DİYARBAKIR 2022



## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar tüm safhalarda etik dışı davranışımın bulunmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakların da kaynaklar listesinde yer aldığını, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın bulunmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir biçimde hazırladığımı beyan ederim.

.../.../2022

Hanife Betül KARAASLAN

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, klinik ve akademik tüm çalışmalarımnda hiçbir zaman desteğini esirgemeyen, her zaman bana yol gösteren tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki ve bilimsel paylaşımlarıyla üzerimde emeği olan kıymetli hocalarım, Sayın Prof. Dr. Sema Çelenk'e, Sayın Prof. Dr. İzzet Yavuz'a, Sayın Prof. Dr. Buket Ayna'ya, Sayın Dr. Öğr. Üyesi İsmet Rezani Toptancı'ya, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ebru Akleyin'e ve Sayın Dr. Dt. Ayşe Günay'a,

Tez konumu proje olarak değerlendirerek destekleyen ve çalışmamın maddi giderlerini karşılayan Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na, Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım ve desteğini gördüğüm tüm çalışma arkadaşlarıma ve klinik personeline,

Beni dünyaya getiren, sonsuz bir özveriyle şekillendiren, her yolumu aydınlatan benim ilk öğretmenim ve annem Ayla Okumuş'a ve bugünlere gelmemde emeği çok büyük olan sevgili babam Yunus Okumuş'a, canım kardeşim Begüm Nur Şeke'ye ve aramıza yeni katılan sevgili yiğenim İnci Şeke'ye,

Hayatıma girdiği ilk andan itibaren her alanda olduğu gibi uzmanlık eğitimim süresince de bana tüm kalbiyle inanan; özverisi ile destek olan, zor günlerimde sevgisi ile bana ilham ve güç veren, sevgili hayat arkadaşım Abdullah Karaaslan'a,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

\* Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı 'na DİŞ.21.006 numaralı proje ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

<b>BEYAN</b> .....	<b>i</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>SEMBOLLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>vii</b>
<b>TABLO DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİL DİZİNİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>RESİM DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>1.ÖZETLER</b> .....	<b>1</b>
1.1.Türkçe Özet.....	1
1.2.İngilizce Özet .....	3
<b>2. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>5</b>
<b>3. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>8</b>
3.1. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller .....	8
3.1.1. Portland Simanı .....	8
3.1.2. Mineral Trioksit Aggregate (MTA) .....	9
3.1.2.1. Kimyasal bileşimi ve içeriği .....	9
3.1.2.2. Hazırlanışı .....	9
3.1.2.3. Sertleşme mekanizması ve süresi .....	10
3.1.2.4. Fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri.....	11
3.1.2.5. Klinik kullanım alanları .....	12
3.1.2.6. Dezavantajları .....	13

3.1.3. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman (CEM) .....	13
3.1.4. Biodentine .....	14
3.1.4.1. İçeriği, hazırlanışı ve sertleşme mekanizması .....	14
3.1.4.2. Fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri .....	15
3.1.4.3. Klinik kullanım alanları .....	18
3.1.4.4. Dezavantajları .....	19
3.1.5. Bioaggregate .....	19
3.1.6. TheraCal LC .....	20
3.1.7. MTA Plus .....	22
3.1.8. Neo MTA Plus .....	22
3.1.9. Neo MTA 2 .....	23
3.2. Cam İyonomer Simanlar .....	25
3.2.1. Cam iyonomer simanların genel özellikleri .....	25
3.2.2. Cam iyonomer simanların sınıflandırılması .....	26
3.2.2.1. Cam iyonomer simanların kullanım alanına göre sınıflandırılması .....	26
3.2.2.2. Cam iyonomer simanların içeriğine göre sınıflandırılması .....	26
3.2.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar .....	27
3.2.4. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar .....	28
3.2.5. Poliasit Modifiye Kompozit Resinler (Kompomerler) .....	28
3.2.6. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar .....	30
3.2.6.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar- Chemfil Rock (Çinko ilave edilmiş YVCIS) .....	31
3.2.7. Giomerler .....	31

3.2.8. Nanoiyonomerler .....	33
3.2.9. Cam karbomerler .....	34
3.2.10. Equia Forte HT (Cam hibrit restoratif materyal) .....	36
3.3. Çocuk Diş Hekimliğinde Cam İyonomer Simanların Gelecekteki Yeri .....	37
3.4. Makaslama Bağlanım Dayanımı Testleri .....	38
<b>4. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>39</b>
4.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller .....	39
4.2. Örneklerin Hazırlanması .....	41
4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testleri .....	44
4.4. İstatistiksel Analiz .....	46
<b>5. BULGULAR .....</b>	<b>47</b>
<b>6. TARTIŞMA .....</b>	<b>54</b>
<b>7. SONUÇ .....</b>	<b>64</b>
7.1. Öneriler .....	65
<b>8. KAYNAKLAR .....</b>	<b>66</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>95</b>
<b>10. EKLER .....</b>	<b>96</b>
10.1. Etik Kurul Onay Belgesi .....	96
<b>11. ORJİNALLİK RAPORU .....</b>	<b>97</b>

## SEMBOLLER

**3CaO.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Trikalsiyum aluminat

**3 CaO.SiO<sub>2</sub>:** Trikalsiyum silikat

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alüminyum oksit

**Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Bizmut oksit

**Ca:** Kalsiyum

**CaCl<sub>2</sub>:** Kalsiyum klorit

**CaO:** Kalsiyum oksit

**Ca<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Trikalsiyum oksit

**C°:** Santigrad derece

**FeO:** Demir oksit

**K<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>:** Potasyum sülfat

**MgO:** Magnezyum oksit

**Na<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>:** Sodyum sülfat

**P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>:** Fosfor pentoksit

**Ph:** Asitlik bazlık derecesi

**SiO<sub>2</sub>:** Silisyum dioksit

**SO<sub>3</sub>:** Kükürt trioksit

**Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub>:** Tantal oksit

**ZrO<sub>2</sub>:** Zirkonyum oksit

## **KISALTMALAR**

- ART:** Atravmatik Restoratif Tedavi  
**BD:** Biodentine  
**Bis-GMA:** Bisfenol glisidil dimetakrilat  
**Bis-MPEPP:** Bisfenol A etoksilat dimetakrilat  
**CEM:** Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Siman  
**CH:** Kalsiyum Hidroksit  
**CIS:** Cam İyonomer Siman  
**FASG:** Floro-boro almina silikat cam  
**FC:** Formokrezol  
**FDA:** Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi  
**FS:** Ferrik Sülfat  
**HEMA:** Hidroksietil metakrilat  
**mm:** Milimetre  
**mm<sup>2</sup>:** Milimetrekaare  
**mm/dk:** Milimetre/dakika  
**Mpa:** Megapascal  
**MTA:** Mineral Trioksit Agregat  
**PC:** Portland Simanı  
**PEGDMA:** Polietilen glikol dimetakrilat  
**PLA:** Polilaktik Asit  
**RMCIS:** Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman  
**sn:** Saniye  
**S-PRG:** Önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer dolgu  
**TC:** Theracal  
**TEGDMA:** Trietilen glikol dimetakrilat  
**UDMA:** Üretan dimetakrilat  
**YVCIS:** Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

## TABLO DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Tez çalışmasında kullanılan materyaller ve içerikleri, lot numaraları ve üretici firmaları.....	40
<b>Tablo 2.</b> Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Tüm Gruplardaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.....	47
<b>Tablo 3.</b> Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu .....	49
<b>Tablo 4.</b> Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyaller Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.....	50
<b>Tablo 5.</b> Biyomateryal Gruplarında Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyaller Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu ...	51
<b>Tablo 6.</b> Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyallerde Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu .....	52
<b>Tablo 7.</b> Biyomateryal-restoratif materyal arasında gözlenen kırılma tipi yüzdeleri ....	53

## ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Deney gruplarının şematik olarak gösterilmesi .....	43
Şekil 2. Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Tüm Gruplar Arasındaki Farklılıklar .....	48
Şekil 3. Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılıklar .....	49



## RESİM DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Araştırmada kullanılan materyaller ve ışık cihazları .....	39
<b>Resim 2.</b> Üç boyutlu yazıcı yardımıyla elde edilen 4 mm çapında ve 2 mm derinlikte silindirik boşluğu bulunan PLA blok örnekleri .....	41
<b>Resim 3.</b> Biyomateryal ile doldurulmuş PLA blok örneği .....	42
<b>Resim 4.</b> Makaslama bağlanma dayanımını ölçmede kullanılan cihaz .....	44
<b>Resim 5.</b> Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması .....	45
<b>Resim 6.</b> Tez çalışmasında kullanılan stereomikroskop .....	45

## 1. ÖZETLER

### 1.1. Türkçe Özet

#### **Trikalsiyum Silikat Esaslı Biyomateryallerin Farklı İçerikteki Cam İyonomer Esaslı Restoratif Simanlara Bağlanım Dayanımının Değerlendirilmesi**

**Öğrencinin Adı ve Soyadı:** Hanife Betül KARAASLAN

**Danışman:** Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN

**Anabilim Dalı:** Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

**Amaç:** Bu çalışma, trikalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin farklı içerikteki cam iyonomer esaslı restoratif simanlara olan makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesini amaçlamaktadır.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda, polilaktik asit (PLA) filamentten yapılmış 4 mm çapında ve 2 mm derinlikte boşlukları bulunan 96 adet standardize blok, üç boyutlu yazıcı yardımıyla elde edildi. Hazırlanan trikalsiyum silikat içerikli biyomateryaller (NeoMTA2 ve Biodentine) bloklardaki boşluklara yerleştirilip, sertleşmeleri için önerilen sürelerde bekletildi. Biyomateryal örnekleri, çalışmamızda kullanılan farklı içerikteki cam iyonomer esaslı restoratif simanlara göre kendi arasında rastgele 4 gruba ayrıldı. Bu gruplar, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (Chemfil Rock), cam hibrit restoratif materyal (Equia Forte HT), cam karbomer (GCP Glass Fill) ve önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer partikülleri içeren giomer (Beautifil II)'i içermektedir. Biyomateryallerin üzerine 2 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde silindirik kalıplar yardımıyla farklı içerikteki cam iyonomer restoratif materyaller uygulandı Tüm örnekler 24 saat 37°C'lik etüvde bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanım değerleri universal test cihazı kullanılarak ölçüldü.

**Bulgular:** Tüm biyomateryaller için en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Beautifil II grubunda, en düşük değer ise Chemfil Rock grubunda gözlemlendi. GCP Glassfill, Equia Forte HT, Chemfil Rock restoratif materyal

gruplarının her iki biyomateryale olan bağlanma dayanımı Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede daha düşük değerler gösterdi ( $p<0,05$ ).

**Sonuç:** Elde ettiğimiz bulgular ışığında, vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin üzerine yerleştirilen cam iyonomer esaslı restoratif materyal olan Beautifil II, final restorasyonu olarak tercih edilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Trikalsiyum Silikat, Biodentine, Cam İyonomer, Biyomateryal, Bağlanım Dayanımı.



## 1.2. Abstract

### **Evaluation of The Bond Strength of Tricalcium Silicate Based Biomaterials to Glass Ionomer Based Restorative Cements of Different Content**

**Student's Surname and Name:** Hanife Betül KARAASLAN

**Adviser of Thesis:** Prof. Emin Caner TÜMEN

**Department:** Department of Pediatric Dentistry

**Aim:** This study aims to comparatively evaluate the shear bond strength of tricalcium silicate-containing biomaterials to glass ionomer-based restorative cements with different contents.

**Material and Method:** In our study, 96 standardized blocks made of polylactic acid (PLA) filament with cavities of 4 mm in diameter and 2 mm in depth were obtained with the help of a three-dimensional printer. Tricalcium silicate-containing biomaterials (NeoMTA2 and Biodentine) prepared in accordance with the instructions of the manufacturers were placed in the gaps in the PLA filament blocks, and then waited for the recommended time to harden. Biomaterial samples were randomly divided into 4 groups according to the glass ionomer-based restorative cements used in our study. These groups include high viscosity glass ionomer cement (Chemfil Rock), glass hybrid restorative material (Equia Forte HT), glass carbomer (GCP Glass Fill), and giomer (Beautifil II) containing pre-reacted glass ionomer particles. Glass ionomer restorative materials with different contents were applied on the biomaterials with the help of cylindrical molds with a diameter of 2 mm and a height of 2 mm. After all samples were kept in an oven at 37°C for 24 hours, the shear bond strength values were measured using a universal test device.

**Results:** For all biomaterials, the highest average shear bond strength value was observed in the Beautifil II group, and the lowest average shear bond strength value was observed in the Chemfil Rock group. The bond strength of GCP Glassfill, Equia Forte HT, Chemfil Rock restorative material groups to both biomaterials was significantly lower than the Beautifil II restorative material group ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** In the light of our findings, Beautifil II, a glass ionomer-based restorative material placed on calcium silicate-containing biomaterials used in vital pulp treatments, can be preferred as the final restoration.

**Key Words:** Tricalcium Silicate, Biodentine, Glass Ionomer, Biomaterial, Bond Strength.



## 2. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş çürüğü, çok yaygın görülen kronik seyirli bir ağız hastalığıdır (1). Bu hastalık, yalnızca yetişkinlerin büyük çoğunluğunu değil, çocukların da %60 ile %90'ını etkileyen, dünya çapında önemli bir sağlık sorunudur(2,3).

Diş çürüklerinin etyolojik faktörleri, karyojenik mikroorganizmalar, fermente olabilen karbonhidratlar ve duyarlı bir konak olarak tanımlanmıştır (4). Kavite oluşumu; fermente olabilen karbonhidratların diş yüzeyinde bulunması ve ardından bakterilerin bu besinleri kullanarak fermante etmesiyle diş dokusunun deminerilizasyonundan kaynaklanır. Kavite oluşumu geri dönüşümsüz bir süreçtir. Bu durum çürüğün ilerlemesine devam ettiği ekolojik bir ortam yaratır. Kavitasyon oluşmuş çürüklerin tedavisi, dişin çürükle enfekte dokusu temizlenerek kaybedilen mine ve dentinin yerine uygun restoratif materyaller tercih edilerek yapılır (5). Çürük dentinden pulpaya doğru ilerlediği zaman ise, bakteriler ve bakteriyel ürünler pulpal enflamasyonun başlamasına neden olur (6). Çürük veya travmaya bağlı pulpa yaralanmaları, pulpa canlılığını tehdit edebilir, bu nedenle uygun pulpal tedaviler yapılarak ağız dokularının sağlığı ve bütünlüğü korunmalıdır (7). Süt dentisyonundaki pulpa ile daimi dişlerdeki pulpa; histolojik olarak benzerlik göstermesine rağmen, süt dişi pulpasının damarsal, hücresel ve sinirsel yapılarında oluşan değişiklikler uyarana verilen cevap açısından sürekli dişlerin dentin ve pulpa yapısından farklılık gösterirler. Bu farklılıklar, her iki dentisyonunda da pulpa hastalıklarında uygulanacak tedavi yönteminin doğru belirlenebilmesi için önemlidir (8). Derin dentin çürüğü bulunan süt dişlerine uygulanan pulpa tedavileri iki kategoriden oluşmaktadır. Bunlar, vital pulpa tedavileri ve kök kanal tedavileridir (7). Vital pulpa tedavilerinin hedefi; travma, çürük veya iatrojenik nedenlerle açılan diş pulpasının vitalitesini sürdürmek ve geride kalan sağlıklı diş yapısını desteklemektir (9). Vital pulpa tedavileri; İndirekt pulpa kaplaması, direkt pulpa kaplaması ve pulpotomi (amputasyon) olarak 3 alt gruba ayrılmaktadır (7). Pulpotomi tedavisi; semptomu olmayan vital süt dişlerine sıklıkla uygulanan ve etkinliği kanıtlanmış bir pulpal tedavi yöntemidir (10).

İdeal bir pulpotomi ajanı bakterisidal olmalı, radiküler pulpanın iyileşmesini teşvik etmeli, biyoyumlu olmalı, dentin-pulpa kompleksinin rejenerasyonunu desteklemeli ve kök rezorpsiyonunun fizyolojik sürecini engellemelidir (11).

Süt dişlerine pulpotomi tedavisi yapılırken çeşitli teknik ve materyaller kullanılmaktadır (12). Kullanılan materyaller genellikle mineral trioksit agregat (MTA), Biodentine (BD), Formokresol (FC), Ferrik sülfat (FS) ve kalsiyum hidroksit (CH)'tir (13). Kalsiyum hidroksit materyali pulpotomi tedavisi sonrasında süt dişlerinde kronik enflamasyona sebep olması, distrofik kalsifikasyona yol açması, internal rezorpsiyonu uyarması nedeniyle tedavinin başarısını olumsuz etkilediği için artık tercih edilmemektedir (14). Kalsiyum hidroksitin bu olumsuz özelliklerinden dolayı araştırmacılar alternatif materyallere yönelmiştir.

Rejenerasyon yaklaşımları, ortamda bulunan hücrelerin sert doku oluşumuna katkıda bulunmak amacıyla farklılaşması için hücre indükleyici kapasiteye sahip pulpotomi ajanlarının araştırılmasını içerir. Pulpotomi prosedürlerinde yaygın olarak kullanılan rejeneratif materyaller kalsiyum kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım (CEM), Portland simanı, Mineral Trioksit Agregat (MTA), Biodentine ve Bioaggregate'tır (15). Kalsiyum silikat simanlar olan Biodentine ve MTA, vital pulpa tedavilerinde daha fazla tercih edilmeye başlanmıştır. İçeriğinde trikalsiyum silikat partiküller bulduran Biodentine ve MTA, pulpa kaplayıcı materyaller olarak uygulandığı zaman, altta kalan pulpa hücrelerinin sentezlediği büyüme faktörü olan TGF-  $\beta$ 1 aracılığıyla tamir dentini yapımını kalsiyum hidroksite göre daha hızlı sağlamaktadır (16).

MTA ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilmiştir, fakat daha sonra yapılan insan ve hayvan deneylerinde vital pulpa çalışmalarındaki başarısı kanıtlanmıştır (17–19).

MTA'nın ana bileşenleri, trikalsiyum silikat ( $3CaO \cdot SiO_2$ ), trikalsiyum alüminat ( $3CaO \cdot Al_2O_3$ ), trikalsiyum oksit ( $Ca_2O_3$ ) ve silikat oksit ( $SiO_2$ )'ten oluşmaktadır. Radyoopasite sağlamak amacıyla, MTA'nın toz kısmına bizmut oksit ( $Bi_2O_3$ ) eklenmiştir (20).

Piyasada gri MTA (Grey Mineral Trioxide Aggregate, GMTA) ve beyaz MTA (White Mineral Trioxide Aggregate, WMTA) olarak iki farklı tipi bulunmaktadır. Gri MTA demir iyonları içemektedir (21).

MTA'nın biyoyumlu bir materyal olması, dentin köprüsü formasyonunu desteklemesi gibi avantajlarının yanında, materyali hazırlamanın zor olması,

içeriğindeki radyopak maddelerin dişlerde renklenmeye sebep olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (22)(23).

Dişlerde renklenmeye sebep olması ve materyalin zahmetli hazırlanması gibi olumsuz özelliklerin üstesinden gelebilmek için kalsiyum silikat esaslı yeni materyaller geliştirilmiştir. Biodentine ve Neo MTA Plus bunlara birer örnektir. MTA' da radyopasite sağlayan bizmut oksit ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ) yerine, Biodentine'de zirkonyum oksit ( $\text{ZrO}_2$ ) ve Neo MTA Plus'ta ise tantal oksit ( $\text{Ta}_2\text{O}_5$ ) ilave edilmiştir (24). Neo MTA 2, Neo MTA Plus' a göre; hazırlanma aşamasında kullanım kolaylığı sağlaması, daha parlak beyaz renk özelliği, %30 daha radyopak olması nedeniyle daha gelişmiş içerikli bir biyomateryaldir.

Vital pulpa tedavilerinde başarıya ulaşmak için, daimi restorasyon materyali çiğneme basınçlarına karşı dayanıklı ve sızdırmaz özelliğe sahip olmalıdır (25).

Son zamanlarda çocuk diş hekimliğinde kullanılan cam iyonomer esaslı çeşitli restoratif simanlar daimi restorasyon materyali olarak tercih edilmektedir (26). Gelişmiş özelliklere sahip cam iyonomer ve cam hibrit simanların kullanımı, iyileştirilmiş mekanik özelliklere sahip olduğu için daha popüler hale gelmiştir (27).

Pulpa kaplama ajanı olarak kullanılan biyomateryaller, dentin yapımını stimüle ederek iyileşme için gerekli biyolojik süreçleri başlatmaktadır. Biyomateryallerin üzerine uygulanacak olan restoratif materyal ise bakteriyel mikrosızıntıya engel olmaktadır.

Bu sebeple, pulpa kaplama biyomateryalleri ile restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanımının yüksek olması; pulpa tedavilerinin uzun dönem başarı şansını artırmaktadır (21).

Bu nedenle tez çalışmamız, trikalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin farklı içerikteki cam iyonomer esaslı restoratif simanlara bağlanma dayanımının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Elde edilen sonuçların, ileride yapılacak olan benzer çalışmalara katkı sağlayacağı ve kullanılan pulpa kaplama biyomateryalleri ile cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin bağlanma özellikleri hakkında güncel veriler sunacağını düşünmekteyiz.

### **3. GENEL BİLGİLER**

#### **3.1. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller**

Kalsiyum silikat esaslı materyaller; indirekt ve direkt pulpa kaplamaları, pulpotomi apeksifikasyon ve kök perforasyonu tedavilerinde kullanılan biyomateryallerdir (28). Bu materyaller, çocuklarda uygulanan pulpa tedavileri için uygun fizikokimyasal içeriğe sahip olup kendiliğinden sertleşebilen özellikteki simanlardır (25).

Geçmişten günümüze kadar, vital ve nonvital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içeren biyomateryallere; Portland simanı, MTA, Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Siman (CEM), Biodentine, Bioaggregate, TheraCal, MTA Plus, Neo MTA Plus ve Neo MTA 2 örnek olarak verilebilir.

##### **3.1.1. Portland Simanı (PC)**

Portland çimentosunun patenti, “Joseph Aspin” tarafından 1824 yılında alınmıştır (29). Portland simanı, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, tetrakalsiyum alüminoferrit ve dehidrate kalsiyum sülfattan oluşur. Diş hekimliğinde pulpa kuafajı, parsiyel pulpotomi, servikal pulpotomi, kök ve furkasyon perforasyon tamiri, retrograt dolgu materyali olarak klinik kullanım alanları bulunmaktadır (30). Portland Simanı (PC), potasyum iyonlarını içermesi, bizmut iyonlarını içermemesi sebebi ile MTA'dan farklı bir materyal olarak görülse de içerik yönünden oldukça benzer yapıya sahiplerdir (21) (31). Bu nedenle, antimikrobiyal etkinlik testlerinin sonuçlarının da benzer olduğu gözlenmiştir (32). Portland simanının, kemiğin yeniden şekillenmesinde (remodelling) görevli olan sitokinleri (IL-1 $\beta$  ve IL-6) ilk 12 saat içerisinde salgılatıp, aktivasyon fazını başlatarak kemik iyileşmesine katkıda bulunduğu kanıtlanmıştır (33). İçeriğindeki ağır metaller ve çevre dokulara arsenik salınımı sebebiyle bu materyalin uzun vadede kullanımı sorgulanmaktadır (34).

### 3.1.2. Mineral Trioksit Aggregate (MTA)

MTA, Kaliforniya'daki Loma Linda Üniversitesi'nde ilk kez 1993 yılında Torabinejad ve ark. tarafından geliştirilmiş kalsiyum silikat içerikli simandır. 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi (FDA) tarafından onaylanarak kullanıma sunulmuştur (31). Yapılan hücre kültürü ve hayvan deneyi çalışmalarında bu materyalin biyouyumlu olduğu kanıtlanmıştır (35,36).

İyi derecede sızdırmazlık kapasitesine sahip olarak bakteriyel geçişi önlemek, sert doku oluşumunu uyarmak ve aynı zamanda doku rejenerasyonunu başlatmak gibi üstün özelliklere de sahiptir (37).

#### 3.1.2.1. Kimyasal Bileşimi ve İçeriği

MTA'nın toz kısmında ağırlıkça, %75 Portland simanı, %20 bizmut oksit ve %5 oranında alçıtaşı bulunmaktadır. Ayrıca eser miktarda silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ), magnezyum oksit ( $\text{MgO}$ ), potasyum sülfat ( $\text{K}_2\text{SO}_4$ ) ve sodyum sülfat ( $\text{Na}_2\text{SO}_4$ ) içermektedir (38).

MTA tozunun hidrofilik parçacıklardan oluşan kısmında temel bileşenler olarak, trikalsiyum silikat ( $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ , C3S, Alite), trikalsiyum alüminat ( $3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$ , C<sub>3</sub>A, Aluminite), trikalsiyum oksit ( $\text{Ca}_2\text{O}_3$ ) ve silikat oksit ( $\text{SiO}_2$ ) vardır. Ek olarak, eser miktarda mineral oksitler de bulunmaktadır. Materyale radyoopasite özelliği kazandırmak ve kalitesini artırmak için bizmut oksit eklenmiştir (20).

İlk olarak gri MTA piyasaya sunulmuştur. Dişlerde renkleşmenin önüne geçebilmek için daha sonra bu materyalden tetrakalsiyum alümina ferrit bileşeni çıkarılarak beyaz MTA elde edilmiştir (39). Asgary ve ark., gri ve beyaz MTA'nın kimyasal içeriğindeki farklılıklar üzerine yaptığı bir çalışmada, alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), magnezyum oksit ( $\text{MgO}$ ) ve özellikle demir oksit ( $\text{FeO}$ ) konsantrasyonlarının beyaz MTA'da daha az bulunduğunu ve böylelikle beyaz renge sahip olduğunu söylemişlerdir (40).

#### 3.1.2.2. Hazırlanışı

Toz, steril su ile 3:1 oranında, metal veya plastik spatula yardımıyla cam levha ya da kağıt üzerinde karıştırılmalıdır. Karışım hazırlanırken ilk etapta nemden

kaçınılmalıdır. Malzemenin ilk karıştırıldığı anda kolloidal jelimsi tabaka oluşmaktadır. Sonrasında ise daha katı bir yapı oluşturmak üzere karışım sertleşmeye başlar. MTA üzerine nemli pamuk pelet koyularak hastanın ikinci seansa çağırılması sertleşme reaksiyonuna olumlu katkıda bulunur. Hazırlanan MTA karışımının istenilen bölgeye taşınması için plugger, gutta perka, ultrasonik uç ya da özel MTA taşıyıcıları kullanılabilir (41,42).

### 3.1.2.3. Sertleşme Mekanizması ve Süresi

MTA tozunda bulunan hidrofilik parçacıklar su ile birleştiği zaman 4 saatten daha az bir sürede kolloidal jel oluşumu görülmüştür. Karışımın yapısal özelliği, toz/likit oranına, partikül büyüklüğüne, ortamın sıcaklığına, nem varlığına ve karışımın içinde oluşabilen hava kabarcığına bağlı olarak değişebilmektedir (43). Materyalin sertleşmesini sağlayan kimyasal tepkime “hidratasyon reaksiyonu” olarak adlandırılır. MTA'nın içinde bulunan hidrofilik parçacıklar çeşitli hızlarda suda çözünür ve tepkime sonucu ısı açığa çıkmaktadır. Hidratasyon reaksiyonu kendi arasında; karıştırma süreci, uyku dönemi (indüksiyon), sertleşme dönemi, soğuma süreci ve yoğunlaşma süreci gibi farklı aşamalardan oluşmaktadır. Karıştırma sürecinde alüminat ve alçı dakikalar içerisinde suda çözünerek jel benzeri bir tabaka oluşturur. Bu tabaka alüminatların hızlıca reaksiyona katılmasını önleyerek simanın çabuk sertleşmesini engeller. İndüksiyon fazında tepkime hala devam etmektedir ve siman suda çözünerek doymun hale gelmeye başlar. Sertleşme fazında ise tepkime sonucu ısı artışı görülmesiyle, yeni ürünler açığa çıkar ve siman katılaşmaya başlar. Soğuma sürecinde ise, siman doymun hale gelmiş ve dayanıklı olma özelliği bu periyotta başlamıştır. Yoğunlaşma fazında ise tepkime yavaşlayarak ısı üretimi önemli ölçüde azalmaktadır. Sonuç olarak siman en rijid haline kavuşmuştur (44).

MTA'nın sertleşmesi için gereken süre araştırmacıların yaptıkları çalışmalar sonucunda farklılık göstermektedir. Torabinejad ve ark. göre bu süre 2 sa 45 dk'dır (20). Sertleşme süresinin uzun olması materyale olumsuz özellik kazandırdığı için araştırmacılar MTA materyaline çeşitli maddeler ilave ederek bu zamanı kısaltmayı amaçlamışlardır. Ber ve ark., yaptığı bir çalışmada, MTA'nın içeriğine metilselüloz ve kalsiyum klorit ( $\text{CaCl}_2$ ) ilave ederek sertleşme zamanının kısaltıldığını gözlemlemişlerdir (45).

#### 3.1.2.4. Fiziksel, Mekaniksel ve Biyolojik Özellikleri

MTA fiziksel, mekaniksel ve biyolojik olarak; basınç dayanımı, marjinal adaptasyon ve sızdırmazlık, radyoopasite, çözünürlük ve pH değeri, biyouyumluluk ve antibakteriyel özellik göstermektedir.

**Basınç Dayanımı:** MTA ve Biodentine'in basınç dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada birinci günün sonunda Biodentine daha yüksek basınç dayanımına sahip gibi görünse de yirmi bir günün sonunda aralarında anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır (46).

**Marjinal Adaptasyon ve Sızdırmazlık:** Son zamanlarda perforasyon tamirlerinde MTA kullanımı oldukça popüler hale gelmiştir. MTA, Biodentine ve TheraCal LC kullanılarak yapılan bir çalışmada; furkasyon perforasyonu tamiri tedavisinde MTA ve Biodentine olumlu derecede marjinal adaptasyon kabiliyeti gösterirken, TheraCal LC ise zayıf biyouyumluluk ve marjinal sızdırmazlık özelliği sergilemiştir (47).

**Radyoopasite:** Bu materyale radyoopasiteyi sağlaması için bizmut oksit bileşeni ilave edilmiştir. Radyoopasitesi ortalama olarak 7,17 mm olan alüminyum kalınlığına eşdeğer olup, radyografide yeterli derecede görünürlük sağlamaktadır. IRM ve Super-EBA ile karşılaştırıldığında, onlara göre daha radyoopak özelliktedir. Kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığında da dentin ve geleneksel guttaperkaya oranla daha radyoopak olduğu için radyografilerde kolayca ayırt edilebilir. (20).

**Çözünürlük ve pH değeri:** MTA, düşük çözünürlük özelliği sergilemektedir (20). MTA karışımındaki su oranı arttıkça çözünürlüğün ve pörözitenin arttığı belirlenmiştir. Bu yüzden karışımındaki su miktarı önemlidir (48). MTA materyali su ile karıştırıldıktan sonra pH'sı 10,2 olup, sertleştikten sonra 3 saat içerisinde 12,5'a yükselmektedir. Bu pH değeri kalsiyum hidroksite yakın bir değerdir. MTA ve kalsiyum hidroksitin birbirine yakın alkali pH'da olması, bu materyallere antibakteriyel özellik kazandırmaktadır (20,49).

**Biyouyumluluk:** Bir dental materyalin biyouyumluluğu ve sitotoksitesisi, furkal perforasyon tedavisinde veya kök ucunda retrograt dolgu malzemesi olarak kullanıldığında daha çok önem kazanır. Shahi ve ark., yaptıkları hayvan deneylerinde kök ucu dolgu materyali olarak beyaz MTA, gri MTA ve amalgam kullanarak

biyoyumluluklarını değerlendirmişlerdir. Beyaz MTA'nın diğerlerine göre daha biyoyumlu olduğunu tespit etmişlerdir (50). Mitchell ve ark., MTA'nın farklı tiplerini kullanarak yaptığı invivo çalışmada MTA'nın biyoyumlu dental bir materyal olarak vital dokularda güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir (51).

**Antibakteriyel Özellik:** MTA'nın antibakteriyel ve antifungal özelliği, yüksek pH değerine sahip bir dental materyal olması ile ilişkilidir. Alkali ortam, mikroorganizmaların büyümesi üzerinde engelleyici etkiye sahiptir (52). Hiremath ve ark., Biodentine, MTA ve MTA Plus'ın antimikrobiyal etkinliğini değerlendirildiği bir çalışmada, MTA ve Biodentine'in E. faecalis'e karşı önemli derecede antimikrobiyal etkinlik gösterdiğini, MTA Plus'ın ise Candida albicans'a karşı iyi bir antifungal ajan olduğunu kanıtlamışlardır (53).

### 3.1.2.5. Klinik Kullanım Alanları

MTA başlangıçta kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmışsa da biyoyumluluğu ve rejenerasyon kabiliyeti, doku sıvılarındaki çözünürlüğünün yok denilecek kadar az olması, sızdırmazlık derecesinin yüksek oluşu ve basınca dayanıklılığı nedeniyle günümüzdeki klinik kullanım alanları genişlemiştir.

MTA'nın kullanıldığı tedaviler;

- Süt ve daimi dişlerin pulpa kaplaması
- Süt dişi amputasyonu
- Furkasyon ve kök perforasyonlarının tamiri
- Apeksifikasyon
- Rejeneratif endodontik tedaviler
- İnternal ve eksternal kök rezorpsiyonu
- Altında daimi diş germi olmayan süt dişi ve daimi dişlerin kök kanal tedavisidir (54,55).

Süt dişine uygulanan amputasyon tedavileri ile ilgili yapılan çalışmalarda, kullanılan MTA, formokrezol'e göre daha kısa sürede uygulanarak tedavi süresini kısalttığı için, kullanımının daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (56,57).

Ayrıca, MTA ile yapılan genç daimi dişlerdeki apeksifikasyon tedavileri, sürecin uzamasını ve çoklu seans sayısını ortadan kaldırdığı için daha sık tercih edilmektedir (58).

MTA'nın rejeneratif endodontide kullanım avantajı, tedaviden sonra kök gelişiminin devam ederek tamamlanmasıdır. Nekrotik pulpası olan immatür daimi dişlerde kullanıldığında, sert bir bariyer doku oluşturur ve tedavi sürecini kısaltır (59).

### **3.1.2.6. Dezavantajları**

MTA'nın klinik kullanımını destekleyen pek çok olumlu özelliğin yanı sıra, birtakım dezavantajları da bulunmaktadır. Uzun süren sertleşme zamanı, uygulanmasındaki zorluk ve tedavi edilen dişte meydana gelebilecek renk değişikliği söz konusu olabilir (60). MTA'nın uygulandığı bölgede enfeksiyonun varlığı, asidik ortam nedeniyle materyalin sertleşme sürecini engellemektedir. Kıvamının ayarlanması zor olması ve fiyatının pahalı olması da klinik kullanımını sınırlandırmaktadır (61).

### **3.1.3. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Materyal (CEM)**

Kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal, yeni bir endodontik siman olarak ilk olarak 2006 yılında tanıtılmıştır (62).

Materyalin içeriğindeki kalsiyum oksit, kalsiyum fosfat, kalsiyum karbonat, kalsiyum silikat, kalsiyum sülfat, kalsiyum hidroksit, kalsiyum klorür gibi farklı kalsiyum bileşikleri ve yapısındaki kalsiyum ve fosfor iyonları sayesinde hidroksiapatit kristalleri yapımında rol oynamaktadır. Kalsiyum hidroksit bileşeni ise dentin köprüsü yapımını stimüle etmektedir. MTA ve Portland simanından farklı olarak, CEM'in toz kısmının içeriğinde kalsiyum oksit (CaO), kükürt trioksit (SO<sub>3</sub>), fosfor pentoksit (P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) ve silisyum dioksit (SiO<sub>2</sub>) bulunmaktadır (63,64). CEM ile MTA'nın klinik kullanımları benzerdir. CEM neme karşı dayanıklı, iyi derecede sızdırmazlık özelliğine sahip, biyouyumlu bir materyaldir (63).

Kalsiyumla zenginleştirilmiş materyalin partikül boyutu MTA'ya göre daha küçüktür (65).

Altunsoy ve ark., MTA, CEM ve Biodentine'in kompozit materyaline makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdığı çalışmasında, MTA ve CEM'in, Biodentine'e kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma değerleri gösterdiği için vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplama ajanı olarak tercih edilebileceklerini belirtmişlerdir (66). MTA ve CEM kullanılarak köpek dişlerine uygulanan pulpa kaplaması tedavisinde, her iki materyal de dentin köprüsü formasyonunu destekleyerek biyouyumluluk özelliği göstermiştir (63).

MTA, Portland simanı ve CEM'in antibakteriyel özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, CEM ve MTA'nın antibakteriyel etkinliği Portland simanından üstün olarak belirtilmiştir (67).

#### **3.1.4. Biodentine**

Biodentine (Septodont, St Maur des Fosses, France), Portland simanının üstün biyolojik özellikleri baz alınarak geliştirilen trikalsiyum silikat içerikli yeni bir simandır (68).

İlk olarak piyasaya 2009 yılında sunulmuştur (69). Dentin yerine geçebilen bir materyal olarak geliştirilmiştir (70).

Yapılan çalışmalarda Biodentine materyalinin, odontoblastların ve iyileşmeyi sağlayan pulpal hücrelerin çoğalmasına izin vermesi ile herhangi bir sitotoksik etkiye rastlanmadığı göz önünde bulundurularak biyouyumlu özelliğe sahip olduğu kanıtlanmıştır (71,72).

##### **3.1.4.1. İçeriği, Hazırlanışı ve Sertleşme Mekanizması**

Toz kısmının içeriğinde; temel ana bileşen olarak trikalsiyum silikat, ikinci ana bileşenler dikalsiyum silikat ve kalsiyum oksit, doldurucu olarak kalsiyum karbonat, radyoopasiteyi sağlayan zirkonyum oksit ve eser miktarda demir oksit bulunmaktadır. Likitinde bulunan kalsiyum klorit sayesinde sertleşme zamanı kısalmıştır (70,73,74).

Sertleşme reaksiyonunda trikalsiyum silikatın tepkimeye girmesiyle, kalsiyum silikat bazlı bir jel ve kalsiyum hidroksit oluşur. Bu ürünlerin fosfat iyonlarıyla

etkileşimi gerçekleştikten sonra hidroksiapatit kristallerine benzer şekilde bir yapı oluşmaktadır (75).

Biodentine kapsül içerisindeki toz ve bir tüp içindeki likit kısımdan oluşmaktadır. Toz içeriğine likitten 5 damla eklenerek oluşturulan karışım amalgamatörde 30 sn karıştırılarak kullanıma hazır duruma getirilir. Üretici firmanın talimatlarına uyularak hazırlanan karışımın sertleşme süresi 9-12 dakika aralığındadır. Karıştırıldıktan sonra spatula ile manipülasyona olanak sağlayan bir kıvamı mevcut olup, amalgam taşıyıcı veya endodontik simanları taşımak için kullanılan özel taşıyıcılar ile istenilen bölgeye yerleştirilebilir (76).

### **3.1.4.2. Fiziksel, Mekanik ve Biyolojik Özellikleri**

**Basınç dayanımı (Sıkıştırma dayanımı):** Basınç dayanımı, dental materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan bir özelliktir. Üretici firma Biodentine'in basınç dayanımı değerinin bir ayda yaklaşık 300 MPa'ya ulaştığını belirtmiştir. Doğal dentinin basınç dayanımı 275-300 MPa aralığındadır. Biodentine, basınç dayanımı değerleri açısından doğal dentine benzerlik göstermektedir (46,76).

Lucas ve ark., MTA ve Biodentine'in basınç dayanımlarını değerlendirdiği bir çalışmada, 21 günün sonunda Biodentine daha yüksek basınç dayanımı değerleri sergilemiştir. Biodentine'in likitine suda çözünebilen polikarboksilat bazlı polimerlerin eklenmesi ile karışımdaki su/toz oranı azalmıştır. Böylece materyal yapısındaki porozite azalarak basınç dayanıklılığı artmıştır (77).

Biodentine, Bioaggregate ve MTA biyomateryallerinin fiziksel özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada ise; Biodentine'in basınç dayanıklılığının, araştırmada kullanılan diğer materyallerden daha üstün olduğu rapor edilmiştir (78).

**Bağlanma Dayanımı:** Pulpa kaplama materyali olarak kullanılan biyomateryal ile üzerlerine yerleştirilen daimi restorasyon arasındaki bağlanma gücü, tedavinin başarısı için büyük ölçüde önemlidir (79). Bağlanma değerinin yüksek olması, ağızdaki çiğneme kuvvetlerinin oluşturacağı stresin adezyon tabakasına eşit düzeyde dağılımını sağlamaktadır. Altunsoy ve ark., Biodentine, MTA ve kalsiyumla zenginleştirilmiş materyal (CEM)'in akışkan kompozitlere makaslama bağlanma

dayanımını inceledikleri bir çalışmada, MTA ve CEM'in, Biodentine'e göre akışkan kompozitlere daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini belirtmiştir (66).

Biodentine'in üç aşamalı, iki aşamalı ve universal adezivler kullanılarak kompozite bağlanım dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada ise, en yüksek bağlanma değerinin üç aşamalı adeziv sistemin kullanılmasıyla elde edildiği gözlenmiştir (80).

El-Ma'aite ve ark., yaptıkları bir çalışmada smear tabakasının kaldırılmasının Biodentine gibi kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin dişe olan bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini rapor etmişlerdir (81).

**Ph değeri:** Biodentine'in pH değerlerinin analiz edildiği bir çalışmada en yüksek değerini 14. günde göstererek pH'nın  $11,16 \pm 0,52$  değerine ulaştığı belirtilmiştir (82).

Biodentine, Neo MTA Plus ve MTA gibi kalsiyum silikat içeren kök tamir materyallerinin pH'larının değerlendirildiği bir çalışmada, tamamının yüksek alkali pH değeri sergileyerek doku onarımını teşvik ettiği belirtilmiştir (83).

**Radyoopasite:** Radyoopasiteyi sağlamak amacıyla Biodentine'in içeriğine zirkonyum oksit bileşeni eklenmiştir. Ayrıca zirkonyum oksit, materyali daha biyouyumlu hale getirerek korozyona karşı direnç sağlama özelliğine ve mekanik özellikleri geliştirilmiş biyo inert yapıya kavuşmasına neden olmuştur (84,85).

Ochoa-Rodríguez ve ark., yaptıkları çalışmada Biodentine'e fizikokimyasal özelliklerini olumsuz olarak etkilemeyecek şekilde %15 oranında zirkonyum oksit ilave edilmesiyle, biyomateryalin radyoopasitesini artırarak radyografik görünürlüğü iyileştirdiğini belirtmişlerdir (86).

**Mikrosızıntı:** Geliştirilmiş fizikokimyasal özellikleri sayesinde Biodentine materyali endodontik tedavi amaçlı kök ucu dolgularında kullanılabilir. MTA, Biodentine ve cam iyonmer simanın kök ucu dolgu materyali olarak kullanılarak marjinal sızdırmazlıklarının incelendiği bir çalışmada, en düşük mikrosızıntı değerini 0.13 mm ile Biodentine göstermiştir (87).

Biodentine, cam iyonmer siman ve MTA'nın kök ucu dolgu materyali olarak kullanıp, mikrosızıntı değerlerinin incelendiği bir çalışmada; Biodentine ve MTA cam iyonmer simana göre daha fazla sızdırmazlık özelliği sergilemiştir (88).

**Biyouyumluluk:** Biodentine, sitotoksik özelliği bulunmayan ve yüksek derecede biyouyumlu olan bir materyaldir (89). Perard ve ark., Biodentine ve MTA'nın gen ekspresyonu ve biyouyumluğunu değerlendirdiği üç boyutlu çok hücreli sferoid model çalışmasında, her iki materyalin de benzer derecede biyouyumlu olduklarını belirtmişlerdir (72).

MTA ve Biodentine'in insan osteoblast benzeri MG 63 hücreleri üzerindeki sitotoksitesinin değerlendirildiği bir araştırmada, her iki materyalin de osteokonduktif özelliğe sahip olmasıyla beraber benzer şekilde biyouyumlu olduğu belirtilmiştir (90).

**Antibakteriyel özellik:** Endodontik tedavilerde başarılı olabilmek için bakteriler ve bakteriyel artıklar kök kanal sisteminden temizlenmelidir (91). Endodontik tedavinin başarısız olduğu durumlardaki temel etken kök kanal sistemindeki dirençli bakterilerin varlığıdır. Bir tür fırsatçı patojen olan E.faecalis'in yaygın olarak bulunduğu kanallarda tedavinin başarı şansı azalmaktadır (92).

MTA ve Biodentine materyallerinin antimikrobiyal etkinliklerinin araştırıldığı bir çalışmada, Biodentine'in fırsatçı patojen mikroorganizmalar olan S.mutans ve E.faecalis üzerinde çok sayıda inhibisyon alanı oluşturarak daha etkili olduğu gözlemlenmiştir (93).

Vital pulpa tedavilerinde kullanılan pulpa kaplayıcı ajanlar antibakteriyel özelliğe sahip olmalıdır. Bu materyallerin yüzey karakteristiği, üretici firmalar tarafından bakteriyel tutunmayı önleyecek şekilde tasarlanmış olup, bu sayede materyale antibakteriyel özellik kazandırılması sağlanır. Farrugia ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; MTA, Theracal LC ve Biodentine materyallerinin yüzey karakteristiğinin antimikrobiyal etkinliği üzerindeki ilişkisi incelenmiştir. Yapılan araştırmada Biodentine yüzeyinin hidrofobik ve pürüzsüz olması sebebiyle etkin antibakteriyel özellik sergilediği gözlemlenmiştir (94).

### 3.1.4.3. Klinik Kullanım Alanları

Biodentine 2010 yılının sonlarında Avrupa'da piyasaya sürülmesiyle birlikte, günümüze kadar pek çok farklı klinik uygulamalarda tercih edilen bir biyomateryal olmuştur. Biodentine, vital pulpa tedavilerinde, sement ile dentin onarımını içeren rejeneratif endodontide, dental travmaya uğrayan dişlerde, restoratif tedavilerde ve çocuk diş hekimliğindeki birçok tedavide kalıcı dentin yerine geçebilen bir materyal olarak kullanılabilir (95).

Biodentine'in kullanıldığı tedaviler;

- Direkt ve indirekt pulpa kaplaması
- Pulpotomi
- Furkasyon ve kök perforasyonu tamiri
- Apeksifikasyon
- Rejeneratif endodontik tedaviler
- İnternal ve eksternal kök rezorpsiyonu tamiridir (52).

Brizuela ve ark.'nın yaptığı klinik bir çalışmada, genç daimi dişlere uygulanan direkt pulpa kaplaması tedavisinde; MTA, Biodentine ve kalsiyum hidroksit materyalleri tercih edilmiştir. 1 yıllık takip dönemi sonrası klinik başarı oranları karşılaştırılan MTA ve Biodentine gibi kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin, pulpa kaplama tedavilerindeki başarısı daha yüksek olduğu için öncelikli olarak tercih edilebileceği sonucuna ulaşmışlardır (96).

Pulpası çürükle ekspoz olmuş süt dişlerinde yapılan klinik bir çalışmada, pulpotomi materyali olarak MTA ve Biodentine tercih edilmiştir. 24 aylık takibin sonucunda klinik ve radyografik değerlendirmesi yapılan her iki materyalin de süt dişi pulpotomi tedavilerinde benzer başarı oranlarına sahip oldukları görülmüştür. Biodentine'in kısa sertleşme süresi ve klinik kullanım kolaylığı gibi avantajlara sahip olması nedeniyle MTA'ya tercih edilebilecek bir materyal olduğu belirtilmiştir (97).

Mancino ve ark.'larının yaptığı bir çalışmada, önceden oluşmuş kök perforasyonuna sahip dişlerin, Biodentine ile perforasyon tamiri tedavileri tamamlanarak, 64 aylık takibinin sonucunda kullanılan bu materyalin uygulandığı tedavilerde klinik olarak yüksek başarı oranına sahip olduğu rapor edilmiştir (98).

Kök gelişimini tamamlamamış, devitalize olmuş genç daimi dişe Biodentine materyali kullanılarak tek aşamalı rejenarasyon tedavisinin uygulandığı bir çalışma sonucunda, Biodentine'in yeterli derecede dentin köprüsü oluşumu sağladığı ve ilgili dişin kök gelişimini tamamlanmasına yardımcı olduğu gözlenmiştir (99).

Kök gelişimini tamamlamamış genç daimi dişlerde uzun süren geleneksel apeksifikasyon uygulamalarının yanı sıra, Biodentine'in kullanıldığı tek aşamalı tedaviler alternatif olarak sunulabilmektedir. Biodentine içeriğindeki kalsiyum ve silisyum bileşenleri sayesinde dentin tübülleri içerisine tutunarak kristal benzeri yapılar oluşturmaktadır. Bu durum, tedavisi tamamlanan dişi fiziksel ve mekanik olarak daha dayanıklı hale getirmektedir. Bajwa ve ark.'larının yaptığı bir çalışmada, biyoaktif bir siman olan Biodentine'in apeksifikasyon tedavilerinde dentin yerine geçebilen materyal olarak kullanılabilmesi belirtilmiştir (100).

#### **3.1.4.4. Dezavantajları**

Biodentine'in iyi derecede fiziksel ve mekanik özellikleri olmasına rağmen, endodontik cerrahi tedavilerde retrograd dolgu materyali olarak kullanıldığı zaman yeterli radyoopasiteye sahip olmadığı ve bu özelliğinin iyileştirilmesi gerektiği yapılan çalışmalar sonucunda belirtilmiştir (101,102). Uygun radyoopasiteye sahip olmayan biyomateryal, tedavi sonrası radyografilerde çevre dokulardan ayırt edilemeyeceği için prognozu olumsuz etkilemektedir (103).

Başarılı klinik sonuçlarına rağmen, Biodentine'in fiyatının pahalı olması da bu materyalin dezavantajlarından biri olarak görülmektedir (104).

#### **3.1.5. BioAggregate**

Biyouyumlu, seramik nanopartiküllerden oluşan BioAggregate'in yapısında temel olarak, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum fosfat ve sentetik bileşenler olan; kalsiyum silikat hidrat, kalsiyum hidroksit, hidroksiapatit, tantal oksit ve amorf yapıda silikon dioksit bulunmaktadır. MTA'nın aksine vücuda zararlı etkileri olan

alüminyum, bu materyalin içeriğine dahil edilmemiştir. Ayrıca geleneksel MTA'da radyoopasiteyi sağlayan bileşen bizmut oksit iken, Bioaggregate'ta tantal oksit (105). MTA ve BioAggregate'ın antibakteriyel etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada iki materyalin de dirençli bir mikroorganizma olan E.faecalis'e karşı güçlü antimikrobiyal özellik sergilediği belirtilmiştir (106).

BioAggregate (Innovative Bioceramics, Vancouver, Canada, lotM72058), FDA ürün onayını almış olup, vital pulpa tedavileri, perforasyon tamiri, kök ucu retrograt dolgu materyali olarak apikal rezeksiyon işlemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (107).

BioAggregate, MTA ve kalsiyum hidroksit kullanılarak yapılan bir çalışmada; immatür genç daimi dişlerin kanalları bu materyallerle doldurularak kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır. Kök kanalları BioAggregate ile doldurulan dişler 1 yıllık takibin ardından kırılma direnci en yüksek grup olarak bildirilmiştir. Bu çalışmaya göre, travmaya uğramış açık apeksli dişlerde pulpanın tamamen çıkartılarak, kanalların BioAggregate materyali ile doldurulması servikal kök kırığı riskini azaltarak tedavinin başarı şansını artırmaktadır (108).

Yoldaş ve ark., sığır dişlerinde BioAggregate, Biodentine ve beyaz MTA kullanarak dişlerdeki renk değişikliğini değerlendirdikleri bir çalışmada, kullandıkları tüm materyallerin renkleşmeye sebep olduğunu gözlemlemişlerdir. En az renk değişikliği yapan biyomateryal Biodentine olmuştur. Özellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölgedeki endodontik tedavilerde dişlerdeki renk değişikliği açısından materyal seçimine dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (109).

### **3.1.6. TheraCal LC**

TheraCal LC (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) ilk olarak 2011 yılında piyasaya sunulmuştur (110). TheraCal, ışıkla polimerize olan rezin modifiye kalsiyum silikat içerikli yeni bir materyaldir. Yaklaşık olarak ağırlığının %45'i mineral (Tip 3 Portland Simanı), %10'u radyopak komponent, %5'i hidrofilik kalınlaştırıcı (füme silika) ve kalan %45'lik kısmı da rezinden oluşmaktadır. Resin içeriği, bisfenol A-glisidil dimetakrilat (BisGMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glkol dimetakrilat (TEGDMA) gibi hidrofobik bileşenler ile hidroksietil metakrilat (HEMA), polietilen glkol dimetakrilat (PEGDMA) gibi hidrofilik bileşenlerden oluşmaktadır (111).

TheraCal LC, hidrofilik bir monomer içindeki trikalsiyum silikat parçacıklarından oluşur ve bu özellik, onu bir baz veya kaide olarak kalsiyum salınımı yapan dayanıklı bir malzeme haline getirmiştir. Kalsiyum iyonlarının salınımı, hidroksiapatit kristalleri ve sekonder dentin köprüsü oluşumunu uyarır (112). Vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplayıcı ajan olarak kullanılmaktadır (113). Cannon ve ark., maymun dişlerine direkt pulpa tedavisi uygulayarak yaptığı bir çalışmada, TheraCal materyali kullanılan dişlerin olduğu gruptaki dentin köprüsü oluşumunun, Dycal materyali uygulanan gruba göre daha düzenli ve sıkı olduğunu gözlemlemişlerdir (114). Alazrag ve ark., tarafından yapılan çalışmada; köpek dişlerine uygulanan perforasyon tamiri tedavisinde MTA, Biodentine ve TheraCal LC kullanılarak; bu materyallerin çözünürlüğü, biyouyumluluğu ve marjinal adaptasyon kabiliyeti karşılaştırılmıştır. Rezin içeriğinin daha fazla olması sebebiyle TheraCal'in daha düşük çözünürlük özelliği sergilediği gözlenmiştir. Yapılan tedaviyi takiben 3 ay içerisindeki gözlemlerde, Theracal LC uygulanan gruptaki hücrelerde orta/şiddetli derecede enflamasyon bulgularına rastlanılmıştır. Sonuç olarak bu materyalin, MTA ve Biodentine'e göre daha az biyouyumlu olduğu belirtilmiştir. Polimerizasyon büzülmesi görülmesi nedeniyle de karşılaştırılan materyaller arasında marjinal adaptasyon kabiliyeti en düşük olanı "TheraCal LC" olarak bildirilmiştir (47). Süt dişi pulpasına MTA ve TheraCal LC uygulanarak diferansiyel gen ekspresyonu değişikliği sonrasındaki biyolojik etkilerin karşılaştırıldığı bir çalışmada; TheraCal LC uygulanan süt dişlerinde diferansiyel gen ekspresyonu ile dolaylı olarak osteoklastik aktivitenin başlatıldığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden, direkt pulpa tedavisi endikasyonu olan süt dişi pulpasına direkt olarak uygulanacak olan TheraCal LC materyali yerleştirilirken dikkatli olunmalıdır. İçeriğindeki resin monomerler yeterince polimerize olmadığı takdirde, pulpa hücrelerini uyararak enflamasyon sürecini başlattığı düşünülmektedir. Bu nedenle materyal yerleştirileceği zaman 1 mm tabakalar halinde uygulanıp, polimerize edilmelidir (115).

### 3.1.7. MTA Plus

MTA Plus, 2011 yılında geliştirilen, toz-likit sistemden oluşan kalsiyum silikat esaslı bir biyomateryaldir. Toz kısmında trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat partikülleri içerir (Avalon Biomed Inc, Bradenton, Florida). Partikül boyutu piyasada bulunan geleneksel MTA'lara göre daha küçüktür. Tuz içermeyen özel likiti materyale direnç kazandırmaktadır (116,117). Yapılan bir çalışmada, MTA Plus'ın tozu, distile suyla karıştırıldığında materyalin sağladığı renk stabilitesi olumsuz etkilendiği için, kendi özel likiti ile karıştırılarak renk değişikliğinin önüne geçilmelidir (118). MTA Plus, pulpa kaplaması tedavileri, apeksifikasyon, kök perforasyon tamiri ve apikal rezeksiyon yapılan dişlerde kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmaktadır.

MTA Plus karıştırıldıktan üç saat sonra kalsiyum iyonlarını serbest bırakmaya başlar ve iyon salınımı bir gün sonra durur. Yüksek oranda kalsiyum iyonlarının salınımı ve apatit kristallerinin hızlıca oluşumu, pulpa hücreleri için epigenetik sinyalleri temsil eder. Böylece tamir dentini oluşumu uyarılır ve klinik iyileşme sağlanır (119).

Rodrigues ve ark., MTA ve MTA Plus materyallerini kullanarak yaptıkları bir çalışmada, MTA Plus'taki yüksek kalsiyum iyonu salınımının, osteoblastların erken olgunlaşmasını sağlayarak, mineral birikimini artırmasıyla iyileşmeye daha yüksek oranda katkıda bulunduğunu belirtmişlerdir (120).

### 3.1.8. NeoMTA Plus

NeoMTA Plus, son yıllarda üretilen MTA türevi kalsiyum silikat içerikli yeni bir biyomateryaldir. Radyoopasiteyi sağlamak için, içeriğine tantal oksit ( $Ta_2O_5$ ) ilave edilmiştir. Klinik kullanım alanları; vital pulpa tedavileri (pulpa kaplama ve pulpotomi), kök ucunda retrograt dolgu materyali olarak, apeksifikasyon, kök rezorpsiyon ve perforasyon tamiridir (121). Toz içeriğinde; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, tantal oksit, trikalsiyum aluminat, kalsiyum sülfat ve alçıtaşı bulunur. Sıvısında ise, kıvam artırıcılar içeren su bazlı jel ve suda çözünebilir polimerler bulunmaktadır. Tedavi sonrası dişte oluşan renk değişikliğini önlemek için, (MTA Plus'tan farklı olarak) bizmut oksit yerine tantal oksit eklenmiştir (122). Materyalin nihai sertleşme süresi 55-315 dakika arasındadır.

Siboni ve ark., yaptıkları çalışmada; NeoMTA Plus'ın  $Ca^{+2}$  iyonu salınımının, geleneksel MTA'ya göre daha yüksek olduğunu ve böylece salınan kalsiyum miktarının endodontik ve periodontal doku rejenerasyonunu teşvik etmede önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir (123).

MTA Plus, Biodentine ve NeoMTA Plus'ın dental pulpa kök hücrelerinde test edildiği bir çalışmada; bu materyallerin içeriğindeki kalsiyum iyonları sayesinde bölgeye fibroblastik hücre adhezyonunu sağlayarak iyileşmeye katkıda bulunduğu gözlemlenmiştir (124).

Alsanouni ve ark., ProRoot MTA ve NeoMTA Plus ile gerçekleştirilen süt molar dişlerin pulpotomi tedavisinde, bir yıllık takibin sonunda bu materyallerin klinik olarak benzer oranda başarılı olduğu sonucuna ulaşmıştır (125).

Yapılan bir çalışmada, MTA ve NeoMTA Plus'ın antibakteriyel özelliklerinin, dirençli mikroorganizmalar olan *E.faecalis* ve *C. albicans* 'a etki etmediği belirtilmiştir (126).

Jardine ve ark., NeoMTA Plus, Biodentine ve MTA Angelus biyomateryallerinin antibakteriyel etkinliğini araştırdığı bir çalışmada, bu biyomateryallerin içeriğinde fazla sayıda tür barındıran biyofilmlere karşı etkili olmadığını gözlemlemiştir (127). Yapılan başka bir çalışmada ise; NeoMTA Plus'ın sızdırmazlık açısından Biodentine ile benzer özellikte olduğu, ProRoot MTA ve cam iyonome göre daha başarılı bir şekilde sızdırmazlık özelliği gösterdiği rapor edilmiştir (128).

Geleneksel MTA'ya kıyasla, NeoMTA Plus daha küçük partikül boyutuna sahip olduğundan; dentin tübüllerine daha iyi nüfuz ederek, yüksek derecede bağlanım dayanımı özelliği sergilemektedir (129).

### **3.1.9. NeoMTA 2**

NeoMTA 2, trikalsiyum ve dikalsiyum silikat içerikli ince partiküller ve inorganik bileşenler içeren toz kısmı ile sertleşme reaksiyonunu başlatan su bazlı jelden oluşan toz likit sistemidir. Çalışma süresi on dört dakikadır. Daha az yoğun kıvamda karıştırıldığında ise bu süre yirmi bir dakikaya kadar uzamaktadır. Çalışma zamanını uzatmak için karıştırılan materyalin üzeri nemli bir bezle kapatılmalı ya da karışıma tekrar likit ilave edilmelidir. Neo MTA 2'nin nihai sertleşme süresi 14-70 dakika aralığındadır. Cam levha ya da likiti absorbe etmeyecek şekilde dayanıklı bir kağıt ped

üzerinde metal ya da plastik spatula yardımıyla karıştırılmalıdır. Hazırlanan karışımın, istenilen bölgeye taşınması için plastik taşıyıcı, Hollenbach spatülü, amalgam tabancası ya da MTA taşıyıcıları kullanılabilir. Materyal yerleştirildikten sonra, nemli pamuk pelet veya amalgam fulvarı ile kaviteye yayılması sağlanabilir. Apeksifikasyon tedavisinde ise ters çevrilmiş gutta perka ya da paper point biyomateryalin kök ucuna iletilmesinde kullanılabilir.

Klinik kullanım alanları; pulpa kaplama tedavileri (İndirekt ve direkt pulpa kaplaması), pulpotomi, kök ucu retrograt dolgu materyali olarak kullanıldığı mikrocerrahi işlemler ve apeksifikasyon tedavileridir. Pulpotomi tedavilerinde ya da kaide olarak kullanıldığında, 1,5 mm kalınlığındaki tabakalar halinde yerleştirilmelidir. Apeksifikasyon tedavisinde ise kök ucunda 3-5 mm kalınlığında materyal yerleştirilerek apikal tıkaç oluşturulmalıdır.

Kalsiyum ve hidroksit iyonlarını serbest bırakıp, uygulandığı dişteki hidroksiapatit oluşumunu sağlayarak iyileşmeye katkıda bulunan biyoaktif bir materyaldir. Yüksek alkali pH değeri sayesinde antibakteriyel özelliğe sahiptir. Düşük çözünürlük özelliği sergilemektedir. Resin içermediği için boyutsal olarak stabil olup, büzölmeye karşı dirençli bir biyomateryaldir. Radyoopasiteyi sağlamak amacıyla içeriğine eklenen tantal oksit, dişte renk değişikliği yapmamaktadır. Geleneksel MTA ile kıyaslandığında, MTA'da tantal oksit yerine bulunan ve radyoopasiteyi sağlayan bileşen bizmut oksit olup, geleneksel MTA'nın uygulandığı dişlerde renklenmeye neden olmaktadır.

MTA benzeri biyomateryallerin klinik performansını etkileyen önemli bir özellik de materyalin dişe yerleştirildikten sonraki stabilitesidir. Biyomateryalin kararlılığı 'yıkama testleri' ile belirlenir. Neo MTA 2'nin bu testlerde göstermiş olduğu direnç sebebiyle dayanıklı bir biyomateryal olduğu belirtilmiştir.

Neo MTA 2 ve Neo MTA Plus arasındaki farklar şunlardır:

- Neo MTA 2 'nin hazırlanması ve karıştırılması daha kolaydır.
- NeoMTA 2, NeoMTA Plus'tan yaklaşık %30 oranında daha radyoopaktır. (Neo MTA 2'nin radyoopasitesi, 6 mm kalınlığındaki alüminyuma eşdeğer iken, Neo MTA Plus'ınki 5 mm kalınlığındaki alüminyuma karşılık gelmektedir.)
- Neo MTA 2 daha parlak beyaz renge sahiptir (130).

## 3.2. Cam İyonomer Simanlar

### 3.2.1. Cam İyonomer Simanların Genel Özellikleri

İlk olarak 1969 yılında dental amaçlı olarak kullanılan cam iyonomer simanlar Wilson ve Kent tarafından bulunmuştur (131). Bu simanlar, silikat ve polikarboksilat tipteki simanın hibrit bileşiminden oluşmaktadır (132).

Cam iyonomer simanlar; kalsiyum, stronsiyum, alüminosilikat cam parçacıklardan oluşan toz kısım ile suda çözünebilen polimer asitten oluşan likit olmak üzere iki farklı yapının bir araya gelmesinden oluşmaktadır. Toz ve likit formu karıştırıldığında sertleşme reaksiyonu gerçekleşmektedir (133). Bu sertleşme reaksiyonu kimyasal olarak asit-baz tepkimesi şeklinde gerçekleşir. İlk aşamada toz içeriğinde bulunan cam partiküllerinin yüzeyi likitteki asitler tarafından aşındırılarak kalsiyum, alüminyum ve flor gibi iyonların salınımı gerçekleşir. Bu aşama ‘çözünme fazı’ olarak adlandırılmaktadır. Alüminyum ve kalsiyum iyonlarının serbest kalmasından sonra ‘jelasyon fazı (donma fazı)’ başlar. Kalsiyum iyonları çapraz bağlanarak simanın viskoz yapısını oluşturur. Toz likit karıştırıldıktan sonraki 24 saat içerisinde alüminyum iyonları polimerik asit zincirlerine sıkı bağlarla çapraz bağlanarak ‘maturasyon fazını’ oluştururlar. Meydana gelen bu son faz ile cam iyonomer simanın fiziksel özelliği güçlenmektedir (134).

Geleneksel olan cam iyonomer simanlar toz-likit sistem olarak piyasaya sunulmuştur. Bu tipteki cam iyonomer simanların hazırlama aşamasında toz-likit oranının belirlenen şekilde ayarlanamaması, simanın fizikokimyasal özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu olumsuzluğun önüne geçmek için, aktifleşmemiş karışım halindeki cam iyonomer simanlar kapsül formunun içerisine yerleştirilmiştir. Otomatik bir karıştırıcı vasıtasıyla aktifleşerek klinik kullanıma hazır hale gelirler (133).

Cam iyonomer simanlar, süt ve daimi dişlerin restorasyonunda dolgu materyali olarak, paslanmaz çelik kron ve ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, kaide materyali olarak veya fissür örtücü amaçlı olarak koruyucu tedavilerde kullanılabilir (135).

Çocuk diş hekimliğinde kullanılan cam iyonomer simanların, dişlere kimyasal bağlanması, flor salınımı yapabilmesi ve restoratif materyal olarak tercih edilebilmesi gibi kullanım avantajları mevcuttur. Bu materyaller restoratif amaçla kullanıldığında;

kabul edilebilecek derecedeki sızdırmazlık özelliği sayesinde, diş-restorasyon ara yüzünde çürük oluşumunu engeller ve restorasyonun uzun ömürlü olmasını (ileride dişte oluşabilecek madde kaybının önüne geçebilme özelliği) sağlayarak klinik açıdan tercih edilebilir (135).

### **3.2.2. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması**

#### **3.2.2.1. Cam iyonomer simanların kullanım alanlarına göre sınıflandırılması**

Cam iyonomer simanlar klinik olarak kullanım alanlarına göre tip I, tip II ve tip III olarak sınıflandırılmaktadır:

- Tip I simanlar; kron, köprü ve ortodontik braketlerin yapıştırılması amacıyla kullanılan düşük film kalınlığındaki simanlardır.
- Tip II simanlar; restoratif amaçla kullanılmaktadır. İki alt tipi bulunur.

Tip II-a: Anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar bu grupta yer almaktadır.

Tip II-b: Aşınma direncinin yüksek olması sebebiyle posterior bölgede restoratif amaçla kullanılmaktadır.

- Tip III simanlar ise pit-fissür örtücü ve kaide materyali olarak kullanılmaktadır (136).

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

Günümüzde cam iyonomer simanların klinik olarak tercih edilen materyaller haline gelmesi ile bu simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirmek ihtiyacı doğmuştur. Teknolojideki güncel gelişmelerle birlikte devam eden araştırmalar sayesinde, klinik kullanım alanları kabul görmüş çeşitli cam iyonomer esaslı materyaller mevcut olan özellikleri güçlendirilerek piyasaya sunulmuştur.

Cam iyonomer simanların içeriğine göre sınıflandırılması şu şekildedir:

- Geleneksel cam iyonomer simanlar
- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar
- Giomerler
- Nano-iyonomerler (137).

### 3.2.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlar, cam partiküller içeren toz kısım ve polimer asitlerin sulu çözeltisi olan likit kısım olmak üzere iki farklı bileşenden oluşmaktadır (138). Toz bileşiminde; floro-alminosilikat cam partikülleri, likit kısmında ise; tartarik, itakonik ve poliakrilik asit gibi asitler bulunmaktadır (139).

Toz ve likit karıştırıldığında, asit-baz reaksiyonu yoluyla simanın sertleşmesi gerçekleşir ve bunun sonucunda simanın translusensliği ve basınca olan dayanıklılığı artar (140).

Geleneksel CİS'lerin avantajlı özellikleri; diş yapısına adeziv materyale gerek duymadan bağlanabilmesi, biyouyumlu özelliğe sahip olması, uzun süren flor salınımı sayesinde çürük önleyici etkisi ve renginin diş dokularıyla benzemesi olarak bildirilmiştir (134,141).

Geleneksel cam iyonomer simanlar en başta yüksek miktarlarda flor salınımı yapmaya başlar. Sonraki dönemde ilk başlardaki gibi yüksek salınım olmasa da düşük miktarlarda uzun süreli olarak flor salınmaya devam edilir. Flor iyonları, demineralize olmuş mine dokusu ve enfekte olmamış dentinin remineralizasyonunu aktive eder. Böylece uzun süreli flor salınımı ile dişte sekonder çürük oluşumunun önüne geçilebilir (142).

Cam iyonomer simanların dezavantajları ise, düşük aşınma direnci, kırılma ve göreceli olarak materyal dayanıklılığının az olmasıdır (143).

Yeterli mekanik özelliklere sahip olmaması nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanların içeriği fizikokimyasal olarak güçlendirilerek farklı tipteki cam iyonomer simanlar klinik kullanıma sunulmuştur (144).

### 3.2.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Sertleşme reaksiyonu sırasında nem hassasiyetinden etkilenen geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme süresi ve nem hassasiyetini azaltmak için rezin bazlı cam iyonomer simanlar 1989'da Mathis ve Ferracane tarafından bulunmuştur (145).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, başlangıçta kaide ve astar materyali olarak geliştirilmiştir. Daha sonra içeriği güçlendirilerek restoratif dolgu materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (146).

RMCİS'ler, cam iyonomer siman ve kompozit rezinlerin hibrit bileşiminden oluşmuştur. İçeriğinde, florealüminosilikat cam, foto-başlatıcılar, poliakrilik asit, hidroksietil metakrilat monomer (HEMA) ve su gibi bileşenler bulundurmaktadır (147).

Sertleşme reaksiyonu asit baz tepkimesinin ardından monomerlerin polimerizasyonun gerçekleşmesi ile tamamlanmaktadır. Kompozit rezinlerde olduğu gibi, içeriğine eklenen monomerler sayesinde rezin modifiye cam iyonomer simanlar daha güçlü bir yapı özelliği sergilemektedir (148). Bu materyallerin polimerizasyonu genellikle 470 nm dalga boyundaki ışın cihazları ile gerçekleştirilmelidir (149).

Geleneksel cam iyonomerlerle karşılaştırıldığında; neme karşı dayanıklılığı, aşınma ve kırılma direncinin yüksek olması ve hekime uzun süreli çalışma zamanı sağlaması rezin modifiye cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin geliştirilmesini sağlayan avantajlı özellikleridir (150).

RMCİS'lerin uzun vadede kullanımı ile yüzey aşınması ve anatomik form kaybı oluşmaktadır. Materyal dişe uyguladığında başlangıçta renk uyumu dişe benzer olsa da zamanla yüzey aşınması sebebi ile materyalin renginde koyulaşma gözlenmiştir (151).

Ayrıca geleneksel cam iyonomer simanlarla biyouyumluluğu karşılaştırılan bu materyallerin monomer içeriğine eklenen HEMA nedeniyle daha az biyouyumlu olduğu belirtilmiştir (149).

### 3.2.5. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Restoratif amaçla ilk olarak üretilen rezin modifiye cam iyonomer simanların polimerizasyon derinliği maksimum 2 mm ile sınırlı kalmaktaydı. Bu olumsuz

özelliğın önüne geçmek için 1991 yılında “Poliasit modifiye rezin materyaller (Kompomerler)” geliştirilmiştir (152). Piyasaya ilk olarak sunulan poliasit modifiye kompozit rezin Dentsply firmasının “Dyract (Dentsply, NewYork, ABD)” adlı ürünüdür (153).

Kompomerler, geleneksel cam iyonomer simanların adhezyonu ve flor salınımı özelliği ile rezin kompozitlerin klinik olarak estetik görünümü gibi avantajlı özelliklerinin bileşiminden oluşmuş materyallerdir (154).

Kompomerlerin yapısının %70’ini kompozit rezinler, %30’unu cam iyonomer simanlar oluşturmaktadır. Sertleşme reaksiyonu temel olarak materyal içeriğindeki rezinin fotopolimerizasyonu ile gerçekleşmektedir (155).

Dyract materyali kullanılarak invitro şartlarda yapılan bir çalışmada, kompomerlerin dentin ve mineye önemli ölçüde bağlandığı görülmüştür. Kompomerler rezin kompozitlere benzer özellikte olduğu için, klinik uygulama aşamasında materyal kaviteye yerleştirilmeden önce primer-adeziv sistemler kullanılmalıdır. Primer-adeziv sistem kullanımından önce tedavi edilecek dişin minesine asitleme işlemi uygulanması halinde kompomer materyalinin bağlanma dayanımının daha yüksek olacağı belirtilmiştir (156).

Flor salınımını sağlama, kolay uygulanabilme özelliği ve estetik görünümünün iyi olması sebebiyle poliasit modifiye kompozit rezinler, çocuk diş hekimliğinde tercih edilen materyaller haline gelmiştir (154).

Sınıf II ve sınıf V kavitelere restoratif amaçlı, fissür örtücü olarak ve ortodontik bantların yapıştırılması gibi klinik kullanım alanları mevcuttur (157–159).

Yapılan randomize klinik çalışmalarda, kompomerin geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasına rağmen, karyostatik etki bakımından aralarında anlamlı derecede bir fark bulunamamıştır (160,161).

Kompomerlerin dezavantajları ise, sınırlı klinik kullanım alanı, kompozitlerde olduğu gibi materyalin kullanımından önce bağlanma ajanı gerektirmesi, marjinal alanda mikro düzeyde kopma meydana gelmesi ve renklenme, kompozit materyalinden daha fazla aşınması ve fiziksel özelliklerinin daha zayıf olmasıdır (162).

### 3.2.6. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Yüksek viskoziteli cam-iyonomer siman (YVCIS), geleneksel CIS'lerin zayıf olan mekanik özelliklerini geliştirmek için toz/likit oranı ve toz partikül boyutu değiştirilerek geliştirilmiştir. Bu nedenle YVCIS, posterior bölgedeki dişler için alternatif restoratif materyal olarak düşünülmüştür (163). Geleneksel cam iyonomer simanlarda toz/likit oranı 3:1 veya 4:1 iken, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6:1 veya 7:1 oranındadır (164).

90'lı yılların başında gelişmekte olan ülkelerde "Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)" amacıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar kullanılmaya başlanmıştır (165).

Yapılan bir çalışmadaki meta analiz bulgularında, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman kullanılarak gerçekleştirilen atravmatik restoratif tedavilerin 3 yıllık takibi sonucunda, materyalin %71'inin fissürlerde halen varlığını sürdürerek sızdırmazlık sağladığı ve %97 oranında çürük önleyici etkisinin bulunduğu rapor edilmiştir (166).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar nemden etkilenmedikleri için, tedavi edilecek dişe uygulanırken kuru bir yüzeye ihtiyaç duymamaktadır. Diş yüzeyi nemli olduğu halde bu materyal uygulanabilmektedir (167).

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar fissür örtücü tedavilerinde kullanıldıkları zaman, sağlıklı dentinde ilerde oluşabilecek çürük lezyonlarının gelişimini önlemektedir (168).

Frencken ve ark., yaptıkları bir çalışmada, klinik olarak takip ettikleri vakalarda, fissür örtücü materyali olarak kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların zamanla aşınmaya veya kopmaya uğrasa bile kalan kısımlarının çürük önleyici etkisinin bulunduğunu bildirmişlerdir (167).

Randomize yapılan klinik deneylerde, altı yıllık takibin ardından, kalıcı dişlerde tek yüzeye uygulanan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve geleneksel amalgam restorasyonları arasında başarısızlık açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (169).

### **3.2.6.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar- *CHEMFİL ROCK (Çinko ilave edilmiş YVCIS)***

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olan YVCIS'lerin, yüzey sertliği, aşınma direnci ve basma dayanıklılıkları artırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Son zamanlarda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların mekanik özelliğini artırmak için toz içeriğine çinko partikülleri eklenerek geliştirilen cam iyonomer siman Chemfil Rock (Dentsplay De Trey, Konstanz, Germany)'tır (170). Yapılan bir çalışmada, çinko ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman olan Chemfil Rock'ın; geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla makromekanik özelliklere sahip olmasına rağmen, daha düşük mikromekanik özellikler sergilediği belirtilmiştir. Materyalin düşük mikromekanik özelliklere sahip olmasının nedeni olarak, yapısındaki cam partiküllerin morfolojisi ve içeriğindeki doldurucu miktarıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, Chemfil Rock'ın sertleşme reaksiyonu sırasında oluşan çinko polikarboksilat kompleksinin materyale yüksek seviyede kırılma direnci sağladığı varsayılmaktadır (171).

Materyal içeriğine komonomer olarak eklenen itakonik asit ile eğme ve çekme direnci artmıştır (172).

Geleneksel cam iyonomer siman ve Chemfil Rock kullanılarak sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntı miktarlarının değerlendirildiği bir çalışmada ise geleneksel simanla doldurulan kavitelere daha fazla mikrosızıntı değeri gösterdiği belirtilmiştir (173).

Baba ve ark., yaptıkları bir çalışmada süt dişlerindeki sınıf II kavitelere restoratif amaçlı materyal olarak kompomer, Chemfil Rock ve Equa Forte'u kullanmışlardır. Bir yıllık klinik takibin ardından, kompomerin en iyi klinik performansı sergilediğini ve çinko ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman olan Chemfil Rock'ın, Equa Forte'a göre performansının daha başarılı olduğu rapor edilmiştir (174).

### **3.2.7. Giomerler**

Giomerler, önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer (PRG) teknolojisi ile üretilmiş olup, cam iyonomer simanlarla rezin kompozitlerin bileşiminden oluşan

hibrit materyaller olarak piyasaya sunulmuştur. Materyalin rezin matriksi içeriğinde floroaluminasilikat cam partikülleri ile poliakrilik asit önceden reaksiyona girmiş halde bulunmaktadır. Ayrıca polimerizasyonu başlatmak için matriks içerisine katalizörler ilave edilmiştir. Giomer materyalinin dış yüzeyine bağlanabilmesi için tıpkı kompozitlerde olduğu gibi adeziv sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Flor salınımı yapabilen, uygulaması kolay ve ışıkla sertleşen materyallerdir (175).

2000 yılında Shofu firması tarafından üretilmiş olan giomer materyali, Beautifil II'dir. Temel olarak S-PRG teknolojisi içeren bir nanohibrit kompozit rezindir. Resin matriks yapısında doldurucu olarak önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri (S-PRG) ve flo-ro-boroalüminosilikat cam bulunmaktadır. Bunlar, materyale flor şarjı özelliğini kazandırmaktadır (176).

PRG'nin oluşumu, flo-roalüminosilikat cam (FASG) ile suyun varlığında oluşan polialkenoik asit arasındaki asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir ve tepkime sonunda silika hidrojel tabaka oluşur. PRG teknolojisine sahip iki tip dolgu materyali içermektedir. Bunlar, full cam iyonomer dolgu F-PRG ve surface cam iyonomer dolgu S-PRG'dir. S-PRG materyali 3 katmandan oluşur. İç kısımda çok işlevli flo-ro-boro-alüminyum silikat cam, orta kısımda önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer tabakası ve en dışta ise güçlendirilmiş tabaka yer almaktadır (177–179).

Giomerlerin içeriğindeki organik matrikste, Bisfenol A gliserat dimetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), 2,2-bis[4-(2-metakriloksi-etoksifenil)]propan (Bis-MPEPP) ve riethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) bileşenleri yer almaktadır. Fotobaşlatıcı olarak “komforokinon” içerir. Resin içeriğindeki doldurucu oranı %74,5- 87'dir (180).

Dental materyalden flor salınımı ile diş yapısında hidroksiapatit yerine daha güçlü olan florapatit bileşiği oluşmaktadır. Böylece çürük varlığındaki demineralizasyon süreci yavaşlayarak remineralizasyon süreci hızlanmaktadır. Giomer materyalinden florür salınımı, florür rezervuarı tükenene kadar sürekli olarak gerçekleşmektedir. Giomerin florür rezervuarı açısından tekrar şarj olabilmesi için, florür içeren diş macunları, ağız bakım suları veya benzeri ürünlerin kullanılması gereklidir (181,182).

Giomer materyalinin farklı ışın cihazları kullanılarak polimerize edilmesiyle mekanik ve yapısal özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, materyalin içeriğindeki doldurucu miktarının ışın cihazının gücünden daha etkili bir parametre olduğu belirtilmiştir. Giomer yapısındaki doldurucu miktarı sayesinde basma dayanımına daha dirençli hale gelmektedir (180).

Giomerler, süt ve daimi dişlerin tüm restorasyonlarında (sınıf I,II,III,IV ve V), pit ve fissür örtücü uygulamalarında ve çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde kullanılabilir (181,183).

Süt dişlerinde giomer ve kompomer materyali kullanılarak marjinal mikrosızıntılarının değerlendirildiği bir çalışmada, giomer materyalinin daha az mikrosızıntı değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir. Yüksek çürük riski bulunan çocuklardaki sınıf II restorasyonlarda bu materyalin tercih edilebileceği belirtilmiştir (182).

Giomerler, flor reşarj edebilme özelliği sayesinde sekonder çürükleri önlemesi, estetik olarak uyumlu renk seçeneği ve mekaniksel özelliklerinin kabul edilebilecek seviyede olması nedeniyle süt dişlerinde restoratif amaçlı tercih edilebilecek materyallerdir.

### **3.2.8. Nanoiyonomerler**

Moleküler mühendislik çalışmalarının nano teknoloji alanında ilerlemesiyle beraber, materyallerin var olan fizikokimyasal ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (184,185).

Diş hekimliğindeki materyallerde kullanılan nano ölçekli doldurucular yaklaşık olarak 40 nanometre partikül boyutundadır. Bununla birlikte materyalde yapılan yenilik; doğrudan partikül boyutuyla ilişkili değildir. İçeriğindeki nano doldurucu miktarının artırılmasıyla, materyalin fiziksel ve mekaniksel özelliklerinin iyileştirildiği bildirilmiştir (185,186).

Ketac™ N100, 2007 yılında 3M firması tarafından nano teknoloji ile geliştirilerek piyasaya sunulmuş olan restoratif bir materyaldir. Klinik kullanım alanları; süt dişlerinin restorasyonlarında, geçici dolgu materyali olarak, küçük sınıf I, III ve V kaviteler, kor materyali yapımı ve sandviç tekniği olarak belirtilmiştir (187).

Çürüksüz servikal lezyonu bulunan dişlere restoratif amaçlı olarak nanoiyonomer, giomer ve rezin modifiye cam iyonomer kullanılmasıyla yapılan randomize klinik bir çalışmada, 1 yıllık takibin ardından, rezin modifiye cam iyonomer siman ve nanoiyonomer materyalinin yapısının bütünlüğünü daha iyi koruduğu rapor edilmiştir (188).

Mitra ve ark., geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve nanoiyonomer kullanarak yaptıkları bir çalışmada, bu materyallerin flor salınımı ve reşarj kapasitesini karşılaştırmışlardır. Nanoiyonomerlerin, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara benzer şekilde flor salınımı ve reşarj gerçekleştirdiği bildirilmiştir (189).

Nanoiyonomer, geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanın kompozite olan makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer simanın düşük polimerizasyon büzülmesi değerleri göstererek en iyi bağlanan materyal olduğu belirtilmiştir (190).

### **3.2.9. Cam Karbomerler**

Cam Karbomer®, monomer içermeyen ve geleneksel cam iyonomer siman baz alınarak geliştirilen karbomize nano-cam içerikli restoratif bir simandır. Florapatit ve hidroksi apatit nano-partiküller içermektedir (191). Geleneksel cam iyonomerlere göre daha iyi fiziksel ve mekaniksel özellikleri bulunmaktadır (192). İçeriğindeki nano partiküller sayesinde, materyal güçlü bir yapı özelliği kazanır. Likiti ile temas ettiği andan itibaren çözünen nano partiküller, florapatit yapının oluşumuna katkıda bulunur. Böylece remineralizasyon süreci desteklenmiş olmaktadır (193).

Ayrıca, sertleşme reaksiyonu için kullanılan ışın cihazı  $1400 \text{ mW/cm}^2$  gücündedir (194). Kullanılan ışın cihazı sertleşme reaksiyonu sırasında ısı uygulayarak materyali basma dayanımına karşı dirençli hale getirerek sertleşme reaksiyonu tamamlanmaktadır. Cam karbomerlerin klinik uygulama basamakları geleneksel cam iyonomer simanlarla benzerdir. Materyal kaviteye yerleştirildikten sonra yüzey pürüzsüzlüğünü koruması için, silikon bazlı kaplama olan GCP Gloss vernik yüzeye uygulanmalıdır. Bu kaplama, ilk sertleşme fazı sırasında nem ve

tükürükten, ikincil sertleşme fazında ise dehidratasyondan korumak için kullanılmaktadır (195).

Çehrelî ve ark., cam karbomer materyali uygulanan süt molar dişlerin marjinal bütünlüğü ve mikrosızıntı değerlerini ölçtükleri bir çalışmada, yüzey kaplaması uygulanmayan cam karbomer materyallerinin dişlerde mikro çatlaklara neden olarak, daha yüksek mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmiştir (196).

Cam karbomerlerin avantajı, neme toleranslı olması sebebiyle, nem kontrolünün zor olabileceği çocuk hastalarda kullanım kolaylığının olması ve doğal diş görünümüne yakın estetiği sağlamasıdır (197).

Dental materyallerden gerçekleşen flor salınımında, materyalin kompozisyonu (bileşenleri), toz-likit oranı, karıştırma şekli, materyal kütlesinin çözünürlük ve porözitesi, ortama temas eden materyal yüzeyi, ortamın pH'sı ve saklama koşulları, materyalin yüzeydeki bitirilme şekli gibi çoklu faktörler rol oynamaktadır. Bayrak ve ark., yaptıkları bir çalışmada, cam karbomer, giomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, amalgomer ve kompomer materyallerini kullanarak flor salınımını değerlendirmişlerdir. En yüksek flor salınım değerlerini cam karbomer grubu göstermiştir. Üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan cam karbomerin sertleşme reaksiyonu sırasında uygulanan ısı, materyalin mekanik özelliklerini artırmaktadır. Isı uygulanması ile materyalin flor salınımı özellikleri değişmektedir. Yapılan invitro deney çalışmalarında dışarıdan ısı uygulanması ile asit baz reaksiyonu artarak matrikse katılan flor tuzları azalmıştır. Bunun sonucunda ise cam iyonomer esaslı materyallerden flor salınımı azalmaktadır. Bayrak ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise invitro deneylerin aksine, dışardan ısı uygulanarak hazırlanan cam karbomerden flor salınımı miktarı, diğer cam iyonomer esaslı materyallere göre daha yüksek değerler göstermiştir. Bu nedenle; bir materyalden flor salınımı miktarları değerlendirilirken, yalnızca dışardan ısı uygulanması faktörü etkili olmayıp, materyalin kompozisyonu da önem kazanmaktadır (198).

Cam karbomerlerin; süt dişleri ve daimi dişlerin sınıf I kavitelelerinde, cam iyonomer kullanımının tavsiye edilmediği sınıf II kavitelelerde ve sınıf V kavitelelerde kullanılabileceği bildirilmiştir (199).

Bekmezoğlu ve ark., cam karbomer, giomer, geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman içerikli materyalleri fissür örtücü olarak kullandıkları

bir çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer simanın en önemli dezavantajının sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra geriye kalan artık monomerlerin varlığı olduğunu belirtmişlerdir. Bu sebeple cam karbomer ve cam iyonomer simanın; fissür örtücü uygulamalarında, rezin modifiye cam iyonomer simanlara alternatif olarak kullanılabilceğini bildirmişlerdir (200).

Cam karbomer ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini değerlendiren bir çalışmada, cam karbomerlerin mikrosertliğinin ve mikromakaslama bağlanma dayanımının yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara göre daha düşük olduğu gözlenmiştir (201).

### **3.2.10. Equia Forte HT (Cam hibrit restoratif materyal)**

Cam iyonomer esasına dayanan hibrit materyaller, farklı boyutlarda cam parçacıkları ile modifiye edilmiştir. Geliştirilen içerikle beraber materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri önemli ölçüde etkilenmektedir (202).

Equia Forte HT (GC, Tokyo, Japan); cam iyonomer simanların baz alınıp, modifiye edilmesiyle 2019 yılında geliştirilen yeni tipte bir cam hibrit restoratif materyaldir. Standart doldurucularının içeriğine, oldukça reaktif, farklı boyutlardaki cam partiküller eklenmiştir. Reaktivitenin yüksek olması, materyalin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu özellik, posterior dolgularda materyalin uzun dönem dayanıklılığını artırmaktadır (202,203).

Cam hibrit teknolojisi ile camın kırınımı azaltılarak matriksle iyi derecede eşleşmesi sağlanmıştır. Bu nedenle, materyal yarı saydam bir görünüm kazanmaktadır. Dolayısıyla materyalin estetik görünüm özellikleri geliştirilmiştir. Equia Forte HT Coat ise, materyal kaviteye yerleştirildikten sonra materyalin fiziksel özelliklerini korumak için uygulanan nano dolduruculu kaplama ajanıdır. Materyale yüksek aşınma direnci sağlamaktadır (204).

Yapılan bir çalışmada, Equia Forte HT uygulandıktan sonra farklı pH'ya sahip ortamlara bırakılmıştır. Farklı pH'ya sahip ortamların, nano dolduruculu kaplama ajanı üzerindeki etkisi ve aşınma direnci karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak kaplama ajanı kullanılan materyallerde, fırçalamaya karşı oluşan aşınma miktarı daha az bulunmuştur. Ayrıca düşük pH'da materyal daha fazla çözünmektedir (205).

### 3.3. Çocuk Diş Hekimliğinde Cam İyonomer Simanların Gelecekteki Yeri

Cam iyonomer simanlar; flor salınımı ve reşarjı sayesinde antikaryojenik özelliğe sahip oluşu, diş ve çevre dokularla biyoyumluluğu, düşük mikrosızıntı değerleri göstermesi gibi avantajları olan ve son zamanlarda popülaritesi artarak restoratif amaçlı olarak kullanılan güncel materyallerdir. Yapılan çeşitli klinik çalışmalarla beraber, cam iyonomer simanların çocuk diş hekimliğindeki kullanımının güvenilirliği kanıtlanmıştır (206–208).

Cam iyonomer simanlar, klinik kullanım için piyasaya iki farklı formda sunulmuştur. İlki, elle karıştırılan ve polialkenoik asit likiti ile cam partikülleri içeren tozdan oluşan iki şişeli geleneksel toz-likit sistemdir. İkincisi ise; kapsülize form yapıda olup, bir bölmede cam tozu ve vakumla kurutulmuş polialkenoik asit karışımı içermektedir. İkinci bölmede ise, damıtılmış/deiyonize su veya tartarik asit ile su çözeltisi karışımı içeren önceden paketlenmiş formülasyon mevcuttur. Kapsüllenmiş form, mekanik karıştırma cihazları kullanılarak karıştırılmaktadır. İçeriği kapsülize formda yer alan cam iyonomer simanların; önceden ayarlanmış toz-likit oranı, standardize edilmiş karıştırma süresi ve tekniğine sahip olması nedeniyle, manuel olarak karıştırılan ve asit-baz reaksiyonu ile sertleşen geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir (209,210). Kapsülize form yapıda kullanılan cam iyonomer simanların basınç dayanımı, manuel olarak hazırlananlara göre daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle, daha fazla oklüzal basınç kuvvetine maruz kalan bölgelerde, kapsülasyon formundaki cam iyonomer simanların kullanımı, manuel olarak hazırlanan simanlara göre daha avantajlı hale gelmektedir (211).

Ayrıca; cam iyonomer simanların ART tekniğinde kullanılmasıyla beraber, fissür çürüklerinde belirgin azalma görülmüştür. ART, tedaviye erişimi sınırlı olan popülasyonlarda çürüğü önlemek veya restore etmek amacıyla geliştirilen ve Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından onaylanan tedavi seçeneğidir. Son yıllarda görülen COVID-19 pandemisi, çocuk diş hekimliğindeki acil klinik uygulamalar üzerinde etkili olmuştur. Bu sebeple, cam iyonomer simanların ART tekniğinde kullanılması hem süt dişlerinde hem de daimi dişlerdeki çürük yönetiminin başarılı olmasını sağlamaktadır (212).

### 3.4. Makaslama Bağlanım Dayanımı Testleri

Geliştirilmiş olan yeni materyallerin, mine veya dentine ya da birbirlerine olan bağlanma dayanımlarını ölçmek için, invitro ortamda gerçekleştirilen makaslama (shear) test yöntemi kullanılmaktadır (213).

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde; başarısızlığın meydana geldiği yük, Newton basınç birimi üzerinden ölçülerek bağlanılmış olan tüm yüzey alanına ( $\text{mm}^2$ ) bölünüp hesaplanır. Bu testlerin dezavantajı, uygulanan kuvvet sonrası oluşan stres dağılımıyla birlikte, homojen makaslama kuvvetinin meydana gelmemesidir. Sonuçlar genellikle yüzey geometrisi, hazırlanma, numune boyutları, bileşim ve mekanik test yöntemindeki farklılıklarla değişiklik göstermektedir. Buna rağmen, testlerin hızlı sonuç üretmesi ve kolay uygulanabilir olması sayesinde, bu testler diş hekimliğinde sıkça kullanılır hale gelmiştir (214).

Bağlayıcı sistemin uygulandığı yüzeye göre makaslama bağlanma dayanımı testlerinin sınıflandırılması yapılmaktadır: Bu testler, mikro ve makro makaslama bağlanma dayanım testi olarak iki alt gruptan oluşmaktadır (215). Makro makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanılan yüzey alanının 3,14 ile 12,56  $\text{mm}^2$  aralığında olması istenilir (216).

Mikro makaslama bağlanım dayanımı testi ise ilk kez 2002 yılında Shimada ve ark. tarafından kullanılmıştır (217). Bu testin avantajı, bağlanılan yüzeyin 1  $\text{mm}^2$  lik mikrotüplerle kontrol edilebilmesi ve daha az numune gerektirmesidir (218).

Bağlanma dayanımı testleri sonucunda oluşan kırılma tipleri adeziv, koheziv ve miks tip başarısızlık olarak 3'e ayrılmaktadır (219). Adeziv-adherent ara yüzünde meydana gelen kopma "adeziv tipi başarısızlık" olarak adlandırılmaktadır. Adeziv tabakanın içerisinde çatlak alanlar gözlenirse "koheziv tip başarısızlık" olarak isimlendirilir. Her iki durumun da birlikte görülmesiyle ise "miks tip başarısızlık" olarak değerlendirilmektedir (220).



Tez çalışmasında kullanılan materyallerin tipleri, içerikleri, ürün numaraları ve üretici firmaları Tablo 1’de gösterilmiştir.

**Tablo 1.** Tez çalışmasında kullanılan materyaller ve içerikleri, lot numaraları ve üretici firmaları.

MATERYAL	TİPİ	İÇERİĞİ	LOT NUMARASI	ÜRETİCİ FİRMA
<b>Neo MTA 2</b>	Biyoaktif kök ve pulpa tedavi materyali (Trikalsiyum silikat siman)	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, Tantal oksit, trikalsiyum aluminat Jel: Akselelatör ajan	2021051101	Nu Smile, TX, USA Houston,
<b>Biodentine</b>	Biyoaktif dentin materyali (Trikalsiyum silikat siman)	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit, zirkonyum oksit, demir oksit Likit: kalsiyum klorit, suda çözünebilir polimer	B28023	Septodont, Saint Maur des Fossés, France
<b>Equia Forte HT</b>	Cam hibrit restoratif materyal	Toz: Fluoro-aluminosilikat cam, poliakrilik asit, demir oksit Likit: Polibazik karboksilik asit, su	2007081	GC Corporation Tokyo, Japan
<b>Chemfil Rock</b>	Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman	Kalsiyum-alüminyumçinko-fluoro-fosfor silikat cam, polikarboksilik asit, demir oksit pigmentleri, titanyum oksit pigmentleri, tartarik asit, su	2009000132	Dentsply, Konstanz, Germany
<b>GCP Glass Fill</b>	Cam karbomer	Fluoro-aluminosilikat cam, apatit, poliakrilik asit	71704318	(GCP Dental Elmshorn, Almanya)
<b>Beautifil II</b>	Giomer	S-PRG doldurucu, floraboroaluminosilikat cam, BİSGMA, TEGDMA, katalizör	122091	(GCP Dental Elmshorn, Almanya)
<b>Beauti Bond</b>	Self-etch adeziv	Bis-GMA, TEGDMA, fosforik asit monomeri, karboksilik asit monomeri, aseton, su	012034	(Shofu, Kyoto, Japan)

## 4.2. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin universal test cihazına yerleştirilerek bağlanma dayanım testine uygun hale gelmesi için, PLA (polilaktik asit) filamentten yapılmış 4 mm çapında ve 2 mm derinlikte silindirik boşlukları bulunan 96 adet standardize blok üç boyutlu yazıcı (Bluer Plus, Two Trees, Shenzhen, China) yardımıyla elde edildi (Resim 2).



**Resim 2:** Üç boyutlu yazıcı yardımıyla elde edilen 4 mm çapında ve 2 mm derinlikte silindirik boşluğu bulunan PLA blok örnekleri.

Üretici firmaların talimatları doğrultusunda her bir biyomateryalden 48 adet olacak şekilde hazırlanan biyomateryaller (Neo MTA2, Biodentine), bloklardaki boşluklara yerleştirilerek (Resim 3) blok seviyesi ile aynı seviyede olacak biçimde dizayn edildi. Biodentine; üretici firmanın talimatları doğrultusunda, toz içeriğın bulunduğu kapsül açılarak, kapsül taşıyıcının üzerine yerleştirildi. Likitin yer aldığı pipetin kapağı açılarak toz kapsülünün içerisine toplam 5 damla likit damlatıldı. Kapsülün kapağı kapatılarak karıştırılmak için amalgamatöre (de Götzen, Softly 8, Olgiate Olona, Italy) yerleştirildi ve 30 sn süreyle karıştırıldı. Karıştırma sonrasında kapsülün kapağı açılarak, içerisindeki Biodentine'in homojen bir şekilde karışıp karışmadığı kontrol edildi.

Kapsül içerisindeki Biodentine, ürünün kutusundan çıkan plastik spatula yardımıyla alınıp, hazırlanan PLA blokların üst yüzeyindeki 4 mm çapındaki boşluklara yerleştirilerek kondanse edildi.

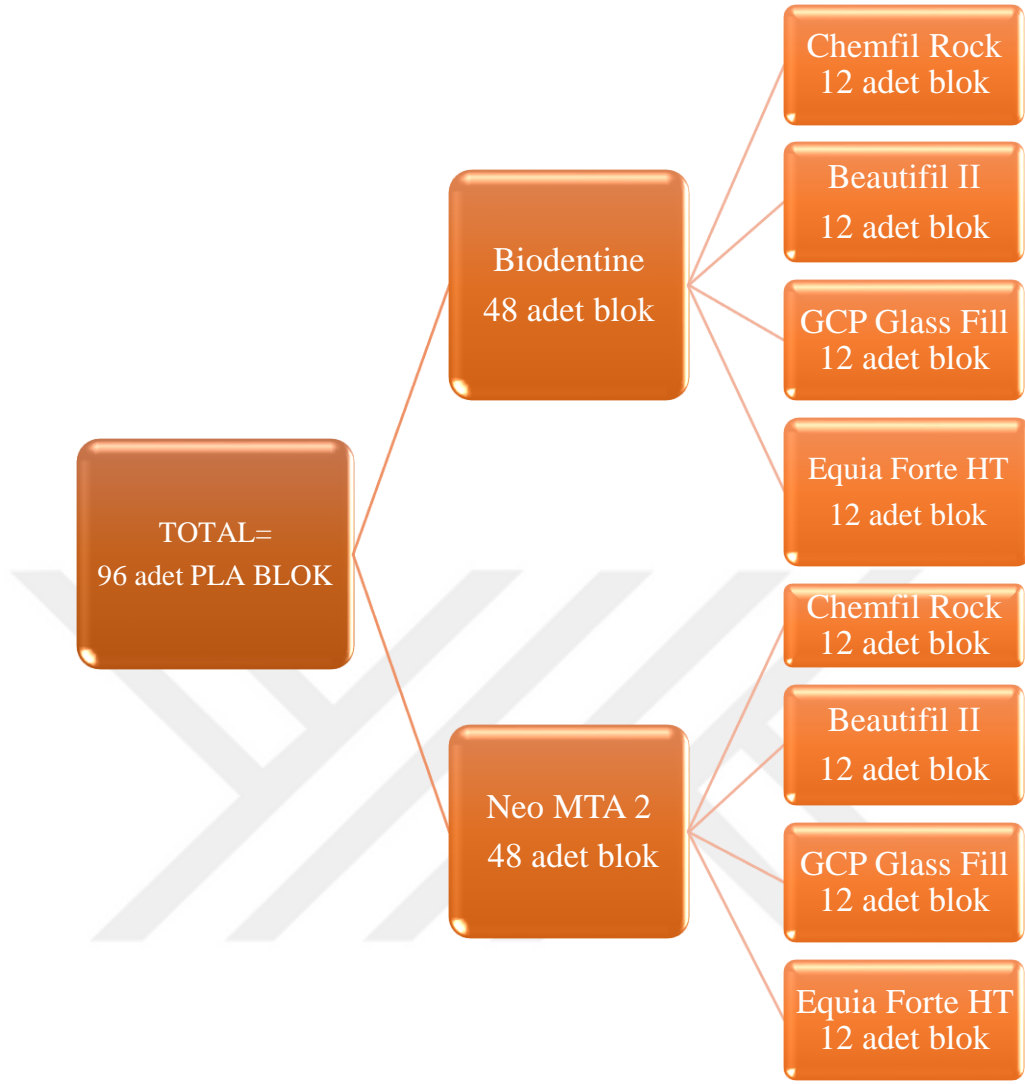
Neo MTA 2 (Nu Smile, Houston, TX, USA)'nin toz kısmı, üretici firma talimatına göre likidi ile 3:1 oranında karıştırıldı.



**Resim 3.** Biyomateryal ile doldurulmuş PLA blok örneği.

Sertleşme reaksiyonunun tamamlanması amacıyla; Neo MTA 2 ve Biodentine örneklerinin üzerine nemli pamuk pelet konularak, numunelerin üzerleri geçici dolgu maddesi (Cavit, 3M, ESPE, America Inc., Norristown, PA, USA) ile kapatıldı. Ardından firma talimatları tarafından belirlenen süreye göre, Neo MTA 2 örnekleri 4 saat, Biodentine örnekleri 12 dakika boyunca 37 C°'lik etüvde (Thermo Scientific, Heratherm IMH 100 S, Thermo Electron LED GmbH Robert-Bosch-Straße 1D - 63505 Langenselbold, Germany) bekletildi. Etüvden çıkarılan örnek blokların üzerindeki geçici dolgu maddesi kaldırıldı.

Her bir biyomateryal örnekleri uygulanacak restoratif materyale göre her grupta 12 adet örnek olacak şekilde rastgele 4 alt gruba ayrılmıştır. Bütün deney grupları Şekil 1'de gösterilmiştir.



**Şekil 1.** Deney gruplarının şematik olarak gösterilmesi.

**Biyomateryal + Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman:** Biyomateryallerin üzerine, üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan çinko ilave edilmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (Chemfil Rock) yerleştirildi.

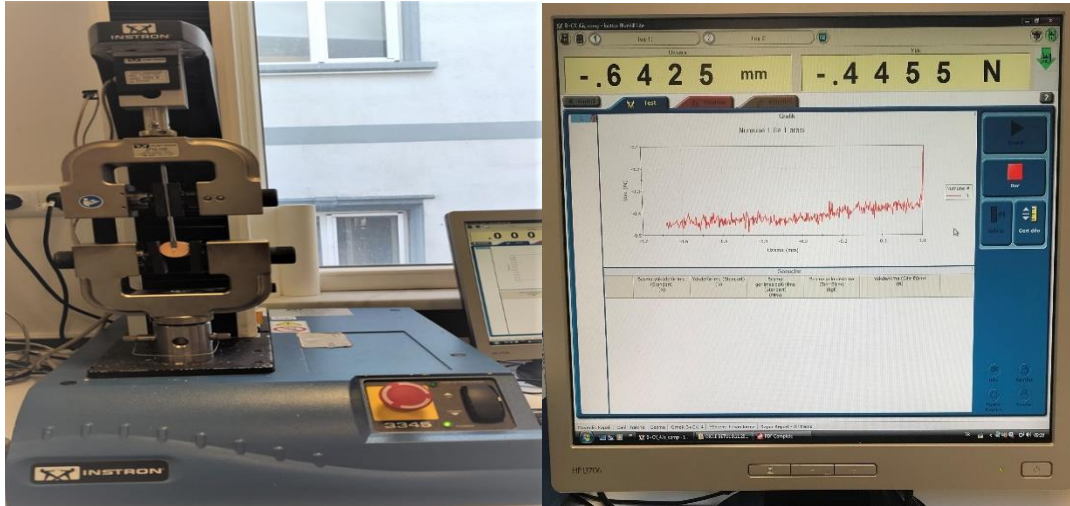
**Biyomateryal+ Giomer:** Biyomateryallerin yüzeyine, Beauti Bond tek kullanımlık bond fırçası ile 10 sn yüzeye uygulandı ve nazikçe hava ile kurutularak tüm yüzeye dağılması sağlandı. Polimerizasyon işlemi, 10 sn süreyle Elipar DeepCure L (3M Espe, St. Paul, MN) LED ışın cihazı ile tamamlandı. Daha sonra, Beautifil II restoratif materyal (giomer) üretici firma talimatlarına göre yerleştirildikten sonra 20 sn süreyle, aynı LED ışın cihazı kullanılarak polimerizasyon işlemi tamamlandı.

**Biyomateryal + Cam Karbomer:** Biyomateryallerin üzerine üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan cam karbomer restoratif materyal (GCP Glass Fill) yerleştirilerek 90 sn süreyle GCP KarboLED CL-02 cihazı ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi.

**Biyomateryal + Cam Hibrit Restoratif Siman:** Biyomateryallerin üzerine üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan cam hibrit restoratif materyal (Equia Forte HT) yerleştirildi.

#### 4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Örnek bloklar; hareket etmeyecek biçimde ve kırma aparatı biyomateryal ile cam iyonomer esaslı restoratif materyalin birleşim yerine dik açı ile temas edecek şekilde universal test cihazına (Instron, AGS-1000kGW; Shimadzu Corp., Chiroda-Ku, Tokyo, Japan) sabitlendi. Bu cihaz kullanılarak 1 mm/dk yaklaşma hızı uygulandı ve kopma meydana gelene kadar beklenildi. Bilgisayar ekranından, gerilim ve yüzde uzama grafiği gözlemlendi (Resim 4). Kopma meydana geldikten sonra; test otomatik olarak durdurulup, sonuçlar Newton cinsinden bilgisayar tarafından hesaplandı. Test cihazında elde edilen değerler bilgisayara kaydedildikten sonra MPa cinsine çevrildi.



**Resim 4.** Makaslama bağlanma dayanımını ölçmede kullanılan cihaz.



**Resim 5.** Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması.

Kopması tamamlanan örnekler, stereomikroskop (Leica MC 170 HD, Leica Microsystems Ltd. Heerbrugg, Germany) altında x10 büyütmede değerlendirilerek (Resim 6) kırılma tiplerine göre aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

- **Adeziv:** Biyomateryal ve restoratif materyal arasında,
- **Koheziv:** Biyomateryal veya restoratif materyal içinde,
- **Karışık (miks):** Koheziv ve adeziv kopmanın bir arada olmasıdır.



**Resim 6.** Tez çalışmasında kullanılan stereomikroskop.

#### 4.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen veriler Lisanslı IBM SPSS Statistics Version 21 paket programı ile analiz edildi. Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's testinden yararlanıldı.

- Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda Kruskal Wallis H ve Mann Whitney U Testlerinden yararlanıldı. İki'den fazla gruplu karşılaştırmalarda anlamlı farklılık görülmesi durumunda Post-Hoc testler (Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi) yardımıyla aralarında anlamlı farklılık bulunan gruplar belirlendi.
- Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu,  $p > 0,05$  olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtildi.

## 5. BULGULAR

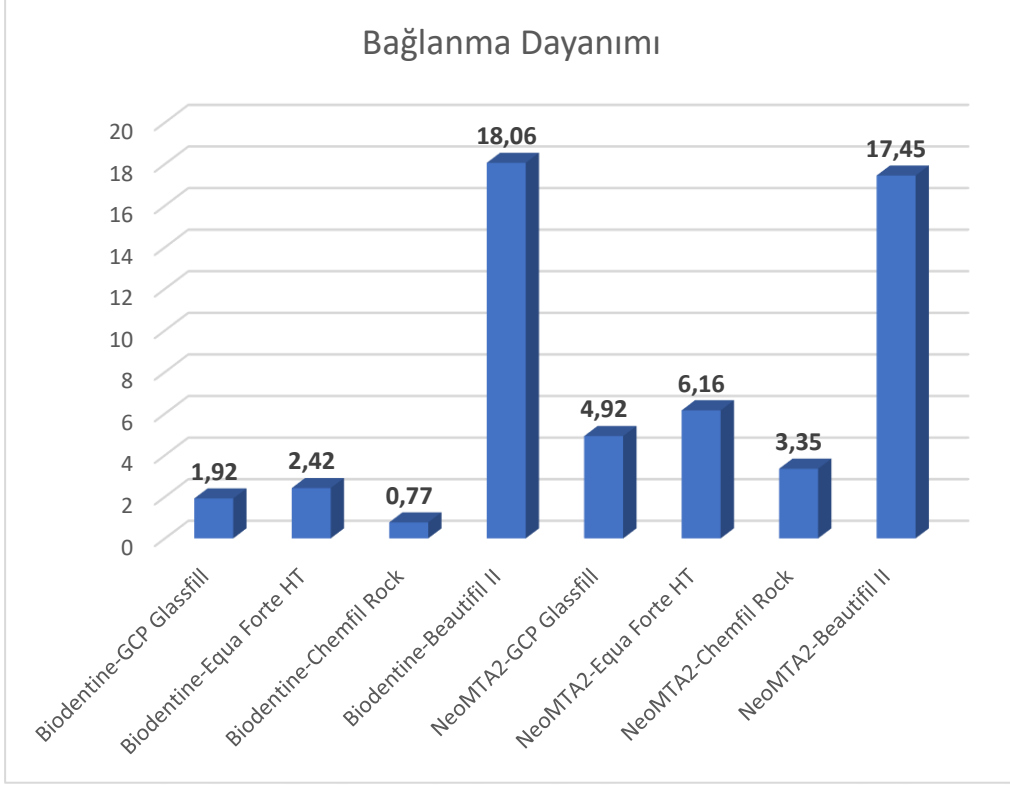
Tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Biodentine + Beautifil II grubunda ( $18.06 \pm 4.66$  MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Biodentine + Chemfil Rock grubunda ( $0.77 \pm 0.36$  MPa) gözlemlendi (Tablo 2).

**Tablo 2.** Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Tüm Gruplardaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.

		Bağlanma Dayanımı						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Gruplar	Biodentine-GCP Glassfill <sup>1</sup>	12	1,92	1,09	0,27	7,38	2,03	26,08	73,997	0,001
	Biodentine-Equia Forte HT <sup>2</sup>	12	2,42	2,08	0,09	7,1	2,2	29,42		
	Biodentine-Chemfil Rock <sup>3</sup>	12	0,77	0,67	0,38	1,73	0,36	13,79		
	Biodentine-Beautifil II <sup>4</sup>	12	18,06	19,73	6,7	24,34	4,66	83,79		
	NeoMTA2-GCP Glassfill <sup>5</sup>	12	4,92	4,36	2,07	8,2	2	51,92		
	NeoMTA2-Equia Forte HT <sup>6</sup>	12	6,16	5,13	4,04	10,91	2,18	59,54		
	NeoMTA2-Chemfil Rock <sup>7</sup>	12	3,35	2,95	0,78	8,12	2,36	39,54		
	NeoMTA2-Beautifil II <sup>8</sup>	12	17,45	19,31	8,21	26,45	6,27	83,92		
	Toplam	96	6,88	4,28	0,09	26,45	7,22	3-4, 3-5, 3-6, 3-8, 1-4, 1-8, 2-4, 2-8, 7-4, 7-8		

Bağlanma dayanımı değeri bakımından tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ( $p < 0,05$ ). Şekil 2’de gösterildiği üzere Biodentine-Chemfil Rock grubunun bağlanma dayanımı; Biodentine-Beautifil II, NeoMTA 2-Cam Karbomer, NeoMTA 2-Equia Forte HT, NeoMTA 2-Beautifil II gruplarına göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p < 0,05$ ). Biodentine-GCP Glassfill, Biodentine-Equia Forte HT ve NeoMTA 2-Chemfil Rock gruplarının bağlanma

dayanımı ise Biodentine-Beautiful II ve NeoMTA 2-Beautiful II gruplarına göre anlamlı derecede düşük bulundu ( $p<0,05$ ).



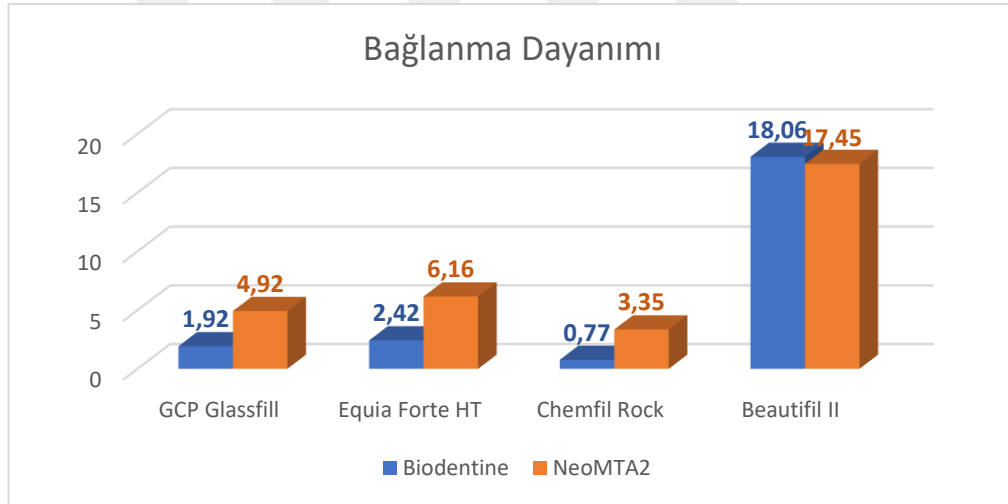
**Şekil 2.** Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Tüm Gruplar Arasındaki Farklılıklar.

Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Biodentine biyomateryalinin bağlanma dayanımının, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ). Bağlanma dayanımı değerleri bakımından biyomateryal grupları arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu Tablo 3'te gösterildi.

**Tablo 3.** Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.

		Bağlanma Dayanımı						Mann Whitney U Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Biyomateryaller	Biodentine	48	5,79	1,61	0,09	24,34	7,67	38,27	-3,598	0,001
	NeoMTA 2	48	7,97	5,34	0,78	26,45	6,64	58,73		
	Toplam	96	6,88	4,28	0,09	26,45	7,22			

Biyomateryal grupları arasındaki farklılıkların bağlanma dayanımı değerlerine göre karşılaştırılması Şekil 3'te gösterildi.



**Şekil 3.** Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılıklar.

Cam iyonomer esaslı restoratif materyal grupları arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değerinin, Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p < 0,05$ ). Cam iyonomer esaslı restoratif materyaller arasındaki farklılığa ilişkin bağlanma değerlerinin analiz sonucu Tablo 4'te gösterildi.

**Tablo 4.** Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyaller Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.

		Bağlanma Dayanımı						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyaller	GCP Glassfill <sup>1</sup>	24	3,42	3,14	0,27	8,2	2,5	39	56,693	0,001
	Equia Forte HT <sup>2</sup>	24	4,29	4,41	0,09	10,91	2,87	44,48		
	Chemfil Rock <sup>3</sup>	24	2,06	1,15	0,38	8,12	2,12	26,67		
	Beautifil II <sup>4</sup>	24	17,76	19,49	6,7	26,45	5,41	83,85		
	Toplam	96	6,88	4,28	0,09	26,45	7,22	3-4, 1-4, 2-4		

Biodentine biyomateryali ile cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Biodentine biyomateryali üzerine yerleştirilen GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değerinin, Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p < 0,05$ ).

Neo MTA2 biyomateryal grubunda bağlanma dayanımı değerleri bakımından cam iyonomer esaslı restoratif materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Neo MTA2 biyomateryali üzerine yerleştirilen GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değerinin, Beautifil II materyal grubuna göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p < 0,05$ ). Biyomateryal grupları ile cam iyonomer esaslı restoratif materyaller arasındaki farklılığa ilişkin analiz bulguları Tablo 5'te gösterildi.

**Tablo 5.** Biyomateryal Gruplarında Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyaller Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.

		Bağlanma Dayanımı						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Biodentine	GCP Glassfill <sup>1</sup>	12	1,92	1,09	0,27	7,38	2,03	21,04	28,429	<b>0,001</b>
	Equia Forte HT <sup>2</sup>	12	2,42	2,08	0,09	7,1	2,2	21,25		
	Chemfil Rock <sup>3</sup>	12	0,77	0,67	0,38	1,73	0,36	13,38		
	Beautifil II <sup>4</sup>	12	18,06	19,73	6,7	24,34	4,66	42,33		
	<b>Toplam</b>	48	5,79	1,61	0,09	24,34	7,67	3-4, 1-4 ,2-4		
NeoMTA 2	GCP Glassfill <sup>1</sup>	12	4,92	4,36	2,07	8,2	2	19,58	31,18	<b>0,001</b>
	Equia Forte HT <sup>2</sup>	12	6,16	5,13	4,04	10,91	2,18	25,08		
	Chemfil Rock <sup>3</sup>	12	3,35	2,95	0,78	8,12	2,36	11,25		
	Beautifil II <sup>4</sup>	12	17,45	19,31	8,21	26,45	6,27	42,08		
	<b>Toplam</b>	48	7,97	5,34	0,78	26,45	6,64	3-4, 1-4, 2-4		

GCP Glassfill restoratif materyalinin, her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). GCP Glassfill restoratif materyalinin Biodentine biyomateryaline bağlanma dayanımının, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ).

Equia Forte HT restoratif materyalinin, Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Equia Forte HT materyalinin Biodentine biyomateryaline bağlanma dayanımının, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ).

Chemfil Rock restoratif materyalinin, Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Chemfil Rock restoratif materyalinin Biodentine

biyomateryaline bağlanma dayanımının, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ).

Beautifil II restoratif materyalinin, her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

Cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin biyomateryal grupları ile arasındaki bağlanma dayanımı değerleri açısından farklılığına dair sonuçlar Tablo 6'da gösterildi.

**Tablo 6.** Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyallerde Bağlanma Dayanımı Değerleri Bakımından Biyomateryal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu.

		Bağlanma Dayanımı						Mann Whitney U Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
GCP Glassfill	Biodentine	12	1,92	1,09	0,27	7,38	2,03	7,83	-3,234	0,001
	NeoMTA2	12	4,92	4,36	2,07	8,2	2	17,17		
	Toplam	24	3,42	3,14	0,27	8,2	2,5			
Equia Forte HT	Biodentine	12	2,42	2,08	0,09	7,1	2,2	7,67	-3,349	0,001
	NeoMTA2	12	6,16	5,13	4,04	10,91	2,18	17,33		
	Toplam	24	4,29	4,41	0,09	10,91	2,87			
Chemfil Rock	Biodentine	12	0,77	0,67	0,38	1,73	0,36	6,92	-3,868	0,001
	NeoMTA2	12	3,35	2,95	0,78	8,12	2,36	18,08		
	Toplam	24	2,06	1,15	0,38	8,12	2,12			
Beautifil II	Biodentine	12	18,06	19,73	6,7	24,34	4,66	12,67	-0,115	0,908
	NeoMTA2	12	17,45	19,31	8,21	26,45	6,27	12,33		
	Toplam	24	17,76	19,49	6,7	26,45	5,41			

Makaslama bağlanma testlerinin ardından 96 adet blok stereomikroskopta incelenerek biyomateryal ile restoratif materyal arasındaki kopma tipleri ve yüzdeleri Tablo 7'de gösterildi. Biyomateryal gruplarından Neo MTA 2'de; %22,91 adeziv kopma, %50 koheziv kopma ve %27,08 miks tipte kopmalar gözlemlendi. Biodentine'de ise; %31,25 adeziv kopma, %27,08 koheziv kopma, %41,66 oranında miks tipte kopmalar görüldü. Biyomateryal gruplarından Neo MTA 2'de, %50 oranla en fazla koheziv tipte kırılma gözlemlendi. Biodentine biyomateryalinde ise %41,66 oranla en fazla miks tipte kırılmalar olduğu tespit edildi.

**Tablo 7.** Biyomateryal-restoratif materyal arasında gözlenen kırılma tipi yüzdeleri.

<b>Gruplar</b>	<b>Kırılma Tipleri</b>		
	<b>Adeziv (%)</b>	<b>Koheziv (%)</b>	<b>Miks (%)</b>
<b>Biodentine</b>	15 (%31,25)	13 (%27,08)	20 (%41,66)
<b>Neo MTA 2</b>	11 (%22,91)	24 (%50)	13 (%27,08)

## 6. TARTIŞMA

Dental çürük lezyonlarının ilerlemesi, süt dişlerinde anatomik faktörlere bağlı olarak daha hızlı gerçekleşmektedir. Bu nedenle gerçekleştirilen konservatif pulpa tedavileri, sağlıklı doku bütünlüğünü sağlayarak, dişin vitalitesini sürdürmeyi amaçlamaktadır (221). Vital pulpa tedavileri; özellikle çocuk diş hekimleri ve endodontistlerin tercih ettiği, tedavi edilecek dişin çekiminden kaçınmak için uygulanan tedavilerdir. Kalsiyum silikat simanların da kullanıldığı bu tedaviler, dişleri daha uzun süre ağızda tutma yeteneğine sahiptir (222). Diş hekimliğinde kalsiyum silikat esaslı simanların önemi, ilk olarak endodontik tedavilerde kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmasıyla beraber büyük ölçüde artmıştır (223). Kalsiyum silikat esaslı olan MTA biyomateryali, ilk defa 1993 yılında Torabinejad tarafından bulunmuş olup, klinik olarak kullanılmaya başlanmıştır (43). Gri renkte olan bu MTA, estetik kaygılar nedeniyle içeriği güncellenerek beyaz MTA'ya dönüştürülüp kullanıma sunulmuştur. Biyoaktivite ve biyouyumluluk gibi avantajlarına rağmen; uzun sertleşme zamanı, dişlerdeki renk değişikliği ve uygulama zorluğu gibi olumsuz özelliklere sahip olması nedeniyle araştırmacılar, farklı içerikteki kalsiyum silikat esaslı simanların geliştirilmesine yönelmiştir (20,224–227). Biodentine, kısa süreli sertleşme zamanı, yüksek mekanik mukavemet ve üstün kullanım özellikleri gibi avantajları olan, MTA'ya alternatif amaçla geliştirilen kalsiyum silikat içerikli bir biyomateryaldir (228). Neo MTA Plus ise, içerik olarak MTA'ya oldukça benzeyen kalsiyum silikat esaslı güncel bir biyomateryal olup; içeriğine MTA'dan farklı olarak, bizmut oksit yerine tantal oksit radyo-opaklaştırıcı ajan ilave edilmiştir (24). Daha sonra Neo MTA Plus'ın içeriği güçlendirilip, yeni bir kalsiyum silikat esaslı biyomateryal haline getirilen Neo MTA 2 (NuSmile Avalon Biomed, Bradenton, FL, USA) klinik kullanıma sunulmuştur. Yeni tipteki kalsiyum silikat simanların biyomineralizasyon potansiyelinin değerlendirildiği bir çalışmada, Neo MTA 2'nin içeriğinde daha fazla oranda yer alan tantal oksit miktarı ve farklı polimerlerin bulunması sebebiyle Neo MTA Plus'a göre daha yüksek mineralizasyon potansiyeline sahip olduğu belirtilmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre, Neo MTA 2, osteo-odontojenik genlerin ekspresyonunu 14 gün içinde artırmış olup, en fazla  $Ca^{+2}$  iyonu salınımını gerçekleştiren biyomateryal olarak belirlenmiştir.  $Ca^{+2}$  iyonlarının serbest bırakılmasıyla, alkalın fosfataz ve kemik morfogenetik 2 proteinlerinin salınmasını

uyararak hidroksiapatit kristallerinin oluşumunu sağlamaktadır. Serbest kalan kalsiyum iyonları vasıtasıyla oluşan kristaller, mineralizasyon süreci için en önemli bölümü temsil etmektedir (229).

Özellikle vital pulpa tedavilerinin klinik başarı oranı, kalsiyum silikat simanların üzerine yerleştirilen kalıcı restorasyonların bağlanma dayanıklılığıyla doğru orantılı olarak artmaktadır (9). Çocuk diş hekimliğinde kalıcı restorasyon materyali olarak kullanılabilen cam iyonomer simanlar, mine ve dentine kimyasal olarak bağlanma yeteneği, karyostatik etki, uzun süreli florür salımı ve reşarj olabilme, diş yapısına uyumlu ısıl genleşme ve biyouyumluluk gibi avantajlara sahiptir (230). Geleneksel cam iyonomer simanların avantajlarının yanı sıra, sertleşme esnasında neme duyarlı olması, uzun süren sertleşme zamanı ve çiğneme streslerinin yoğun olduğu alanlarda göstermiş olduğu düşük aşınma direnci gibi olumsuz özellikleri bulunmaktadır. Bu nedenle üretici firmalar, geleneksel cam iyonomer simanların olumsuz özelliklerinin önüne geçmek için, fiziksel ve mekanik özellikleri iyileştirilmiş güncel cam iyonomer esaslı restoratif materyaller piyasaya sunmuşlardır (231). Geleneksel cam iyonomer simanların toz-likit oranı ve partikül boyutu modifiye edilerek mekanik özellikleri iyileştirilmiş olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, alternatif bir materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır (163). Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların mekanik özelliğini güçlendirmek için, toz içeriğine çinko partikülleri eklenerek geliştirilmiş olan cam iyonomer siman Chemfil Rock'tır (170). Cam Karbomer Simanlar; geleneksel cam iyonomer simanlar baz alınarak, toz içeriğine nanopartikül boyutta hidroksiapatit ve florapatit eklenmesiyle geliştirilen biyoaktif ve restoratif materyallerdir (232). Cam hibrit simanlar ise, yüksek derecede reaktif olan florealuminasilikat cam parçacıkları ile güçlendirilmiş güncel restoratif materyallerdir (233). Equia Forte HT (GC, Tokyo, Japan), cam iyonomer simanların içeriğinin modifiye edilmesiyle 2019 yılında geliştirilen cam hibrit restoratif materyaldir (202). Cam iyonomer simanlara polimerlerin eklenmesiyle oluşan giomerler, önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri (PRG) teknolojisi içeren rezin bazlı dental materyallerdir (234). Gordon ve ark. 'nın yaptıkları klinik bir çalışmada, giomer materyali (Beautifil) kullanılarak restorasyonu tamamlanan hastalarda sekiz yıllık takibin sonucunda, tedavi edilen dişlerde marjinal adaptasyon uyumsuzluğu, sızıntı ya da sekonder çürüğe rastlanılmamıştır (235). Giomerlerin içeriğinde yer alan S-PRG

doldurucuları, asidik ortamı alkali pH'ya dönüştüren ve tamponlama kapasitesine sahip partiküllerdir. Özellikle bu parçacıklardan salınan stronsiyum ve florür iyonları, dişlerdeki hidroksiapatitle birleşerek fluoroapatit kristallerine dönüşmektedir. Bu nedenle sekonder çürük oluşma riski minimuma inmektedir (236).

Cam iyonomer simanlar, kalsiyum, stronsiyum, alüminosilikat cam parçacıklardan oluşan toz kısım ile suda çözünebilen polimer asitten oluşan likit olmak üzere iki farklı yapının bir araya gelmesinden oluşmaktadır. Cam parçacıklar ve polimer asitler, simanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Partikül boyutu, dağılımı ve simanın toz/likit oranı sertleşme mekanizması üzerinde etkilidir. Dolayısıyla bu faktörler, simanın mekaniksel özelliklerini belirleyici etmenlerdir (138). Kapsülize formdaki cam iyonomer simanlar, toz/likit sistemle manuel olarak karıştırılan simanlara göre daha üstün mekaniksel özelliklere sahiptir (237). Bu nedenle, tez çalışmamızdaki giomer haricindeki tüm cam iyonomer simanların kapsül olarak kullanılmış olması, toz/likit oranının her örnekte aynı olmasını sağlamıştır.

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu esnasında nem kontaminasyonundan kaçınılmalıdır. Aksi takdirde simanın fiziksel ve mekanik özellikleri bu durumdan olumsuz etkilenecektir. Bu durumu engellemek için, araştırmacılar cam iyonomer simanın yüzeyini kaplayan 'coat' denilen koruyucu rezin materyallere yönelmiştir. Bagheri ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada; cam iyonomer simanlara uygulanan yüzey kaplamasının, materyalin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini inceleyerek, uygulanan coat rezinin, simanın sertleşmesi esnasında su ile erken temasını önleyip, reaksiyonu kolaylaştırdığı ve bu nedenle materyalin mekanik dayanıklılığının arttığını belirtmişlerdir (238). Yeni cam hibrit siman olan Equia Forte HT ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Fuji IX kullanılarak, yüzey kaplaması yapılan örneklerin aşınma direncine etkisini araştıran bir çalışmada; Equia Forte HT üzerine uygulanan yüzey koruyucu rezinin, coat uygulanmayanlara göre aşınma direncinin daha yüksek olduğu, fakat bunun istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık içermediği rapor edilmiştir (239).

Çalışmamız, ağız gibi nem kontaminasyonuna sebep oluşturacak ortamı bulunmayan invitro koşullarda gerçekleştirildiği için Equia Forte HT restoratif materyali yerleştirilen örneklerde coat uygulaması yapılmamıştır.

Kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili literatür bilgileri incelendiğinde, çalışmaların büyük çoğunluğunun MTA ve Biodentine hakkında olduğu, Neo MTA Plus ile ilgili az sayıda çalışma olduğu gözlenmiştir. (66,240–242). Ayrıca tarama yapılan literatürlerin, sıklıkla kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin kompozit rezine olan bağlanma dayanımı değerlerine odaklandığı, cam iyonomer esaslı restoratif materyaller olan cam karbomer siman, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, cam hibrit siman ve giomer'in bağlanma dayanımı hakkında ise daha az sayıda çalışma olduğu tespit edilmiştir (80,243,244). Bu sebeple çalışmamızda, endodontik tedavilerde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryaller olan Neo MTA 2 ve Biodentine' in farklı restoratif materyallere (Chemfil Rock, Equia Forte HT, GCP Glassfill ve Beautifil II) olan makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Tulumbacı ve ark., MTA ve Biodentine'in farklı restoratif materyallere bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmasında MTA'nın kompomer ve kompozit rezine olan bağlantısının Biodentine'e göre daha yüksek değerler sergilediğini belirtmişlerdir (245). Kalsiyum silikat içerikli simanlar olan Biodentine ve Theracal'e farklı restoratif materyallerin bağlanma dayanımının invitro olarak gözlemlendiği bir çalışmanın sonucuna göre ise, en düşük bağlanma değerinin Biodentine ve cam iyonomer grubunda olduğu, en yüksek bağlanma değerinin ise Theracal ve kompozit grubunda olduğu rapor edilmiştir (246). Bu sonucun aksine; Cantekin ve ark. yaptıkları çalışmada, Biodentine'in kompozite ve cam iyonomer simana bağlanma değerlerinin MTA'ya göre daha yüksek olduğunun sonucuna varmışlardır (247). Literatürde Neo MTA 2'nin restoratif materyallere makaslama bağlanma dayanımının diğer biyomateryallerle karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Araştırmamızda Neo MTA 2 ve Biodentine'in cam iyonomer esaslı restoratif materyallere olan bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında ise; Chemfil Rock, Equia Forte HT, GCP Glassfill ve Beautifil II'ye bağlanmada iki biyomateryal arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Neo MTA 2 biyomateryalinin cam iyonomer esaslı restoratif materyallere bağlanma dayanımı Biodentine 'e göre anlamlı derecede yüksektir. Cam iyonomer esaslı restoratif materyal grupları arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock restoratif materyal

gruplarının bağlanma dayanımı değeri Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. Tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Biodentine + Beautifil II grubunda ( $18.06 \pm 4.66$  MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Biodentine + Chemfil Rock grubunda ( $0.77 \pm 0.36$  MPa) gözlenmiştir. Tez araştırmamıza benzer olarak; Cantekin ve Avcı'nın yaptıkları çalışmada, cam iyonomer siman, siloran bazlı kompozit ve metakrilat bazlı kompozit'in farklı adeziv sistemlerle MTA ve Biodentine'e makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, en yüksek bağlanma kuvveti değerlerini Biodentine-metakrilat bazlı kompozit rezin grubunda ve en düşük bağlanma kuvveti değerlerini ise MTA-CIS grubunda gördüklerini rapor etmişlerdir (247). Zarean ve ark. yaptıkları bir çalışmada ise, pulpa kaplama materyalleri olan MTA, CEM ve Biodentine'in; akışkan kompozit ve cam iyonomere bağlanma dayanımını değerlendirerek en yüksek değere sahip grubun Biodentine-kompozit grubu olduğunu belirtmiştir (248). Vital pulpa tedavisinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin restoratif materyallere bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada, biyomateryallerin kompozit rezinle olan bağlanma dayanım değeri, rezin modifiye cam iyonomer simandan yüksek bulunmuştur. Ayrıca, biyomateryaller karşılaştırıldığında ise, Biodentine'nin hem rezin modifiye cam iyonomer siman hem de kompozit rezine bağlanma dayanımının ProRoot MTA ve BioAggregate'den anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (249). Buldur ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada; kompomerin kalsiyum silikat esaslı simanlara olan makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, Biodentine'in kompomere olan bağlanma değerleri, Imicryl MTA'ya göre daha yüksek bulunmuştur (250).

Tez çalışmamızda, tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Biodentine + Beautifil II grubunda ( $18.06 \pm 4.66$  MPa) olmasına rağmen; Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Neo MTA 2 biyomateryalinin diğer restoratif materyallere bağlanma dayanımı Biodentine'e göre anlamlı derecede yüksektir. Cam iyonomer esaslı restoratif materyal grupları arasındaki bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock restoratif materyal gruplarının bağlanma

dayanımı değeri Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. Çalışmamızda, Giomer restoratif materyali uygulanan gruplar en yüksek bağlanma değerine sahipti. GCP Glassfill'in, her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p<0,05$ ). GCP Glassfill-Biodentine grubunun bağlanma dayanımı, GCP Glassfill-NeoMTA2 grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. Equia Forte HT'nin, Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Equia Forte HT'nin Biodentine biyomateryaline olan bağlanma dayanımı, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşüktür. Chemfil Rock'ın, Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Chemfil Rock'ın Biodentine biyomateryaline olan bağlanma dayanımı, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşüktür.

Kalsiyum silikat simanlarla restoratif materyaller arasında etkin bir bağlanma sağlanması için çeşitli adeziv sistemler kullanılabilir. Literatürde yer alan bir çalışmada uygulanan adezivlerin, Biodentine gibi trikalsiyum silikat içeren biyomateryallerin sertleşme süreci tamamlanıncaya kadar yapısındaki gözeneklere nüfuz etmesiyle daha ideal sızdırmazlık sağladığı belirtilmiştir (251). Çolak ve ark. farklı adeziv sistemler kullanarak Biodentine'in kompozit materyaline bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, Biodentine'in, self-etch adeziv sistemlerle birlikte kullanıldıklarında klinik olarak daha etkili ve kullanışlı olabileceğini belirtmiştir (252). Bu çalışmayı destekler biçimde çalışmamızda da self etch adeziv sistemle bağlanmış olan gruplar, yalnızca Beautifil II restoratif materyalinin kullanıldığı biyomateryal gruplarıdır. Bu nedenle en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Biodentine + Beautifil II grubunda ( $18.06 \pm 4.66$  MPa) ölçülmüştür. Bu değere yakın olarak ölçülen ikinci en yüksek değer,  $17,45 \pm 6,27$  MPa ile Neo MTA 2 + Beautifil II grubuna aittir. Tercih edilen materyaller arasındaki bağlantı kuvvetinin yüksek olması; yapılan restorasyonların başarısını olumlu yönde etkilediği için, farklı türden materyallerin birbirine olan bağlanma dayanımı, diş hekimliği klinik pratiği için önemli hale gelmiştir. Kullanılan materyaller arasında boşluk olmaması ve restorasyon marjinlerinin dayanıklı olabilmesi için, bağlantı

gücünün 17 ile 20 MPa aralığında olması gerektiği belirtilmiştir (253). Araştırmamızda kullanmış olduğumuz Beautifil II (Giomer) materyali, diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldığında bu değer aralığını kapsadığı için, mekanik olarak güçlülüğünü kanıtlamış bir restoratif materyal alternatifi olarak düşünülebilir. Giomerle yapılan invitro çalışmalarda, eğme dayanıklılığının rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha yüksek olduğu bulunmuştur. Böylece yoğun strese maruz kalan alanlarda da giomerin yüksek eğme direncine sahip olması nedeniyle, kompozit ve kompomere alternatif olarak kullanılabilmesi belirtilmiştir (254,255). Fuji IX ve Beautifil II'nin mekanik ve kimyasal özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, Beautifil II'nin basınç dayanımının Fuji IX'dan daha yüksek olduğu belirtilmiştir (256).

Biodentine; %37 fosforik asitle pürüzlendiğinde hem yapısal hem de kimyasal değişiklikler sergilemiştir. Biodentine materyali üzerine asitleme işlemi uygulandığında düşük kalsiyum silikon oranı göstermiş ve klorid zirve seviyelerinde düşüş gözlemlenmiştir. Asitleme yapılan Biodentine'in materyal ara yüzünde belirgin bir sızıntı olduğu görülmüştür (70). Kayahan ve ark. 'nın yaptıkları bir çalışmada, kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin yüzeyine asitleme işlemi yapılarak fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir. Yapılan asitleme işleminin, MTA ve CEM biyomateryallerinin bağlanma dayanımını gözlenen ilk dört saat içerisinde önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir (257).

Self etch adeziv sistemler, bileşiminde asidik monomerler barındırdığı için, etch and rinse sistemlerde olan 'asitle ve yıka' aşamasını içermezler. Self etch adeziv sistemlerin içerdiği asidik monomerler sayesinde, smear tabakası çözülerek, yerini adeziv rezin tabaka almaktadır. Çocuk diş hekimliğinde hasta başında geçirilen zamanın, davranış yönlendirme tekniklerine olumlu katkıları olduğu için, asitleme aşamasının yapılmaması nedeniyle self etch adeziv sistemler uygulama basamaklarının ve süresinin azalması sayesinde özellikle kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda tercih edilebilir (258). Self-etch bonding sistemleri ile ilgili daha önce yapılan çalışmalar, bu sistemlerin diş yapısındaki kalsiyuma bağlanabildiğini göstermiştir (259). Ayrıca cam iyonomerin yapısındaki kalsiyum ve stronsiyuma da bağlanabildikleri için, öncesinde asitleme işlemi uygulanan adezivlere göre daha yüksek bir bağlanma kuvveti özelliği sergilerler (260). Self etch adezivler, içeriğinde

kullanılan asidin pH değerine göre üç gruba ayrılmaktadır. PH değeri 1'den küçük olanlar "güçlü self etch adeziv", pH değeri 1,5-2 arasında ise "orta self etch adeziv", pH değeri 2'den yüksek değeri gösterenler ise "zayıf self etch adeziv sistemler" olarak kategorize edilmektedir. Zayıf self etch adeziv sistemlerin bağlanması, rezin monomerler ile hibrit tabakada yer alan az sayıdaki hidroksiapatit kristalleri arasında kimyasal olarak gerçekleşmektedir. Böylece oluşan bu bağlanmanın getirisi olarak, hidrolitik kopmalara karşı direnç artmıştır. Ayrıca oluşan mikromekanik bağlanma sayesinde de ani gelişen bağlantı kopmasına karşı dayanıklılık artmıştır (261,262). Çalışmamızda kullanılan tek aşamalı self etch adeziv Beauti Bond'un pH'ı 2,4; yani "zayıf self etch adezivdir".

Materyallerin adezyon performansını değerlendirmede kullanılan en yaygın yöntemlerden birisi makaslama bağlanma dayanımı testleridir (263). Makaslama bağlanma dayanımını ölçen cihazlar, kalibrasyonu yapılmış olan universal test makineleridir. Materyalin mekaniksel özelliklerini değerlendirmede kullanılan bu cihazların avantajları; kolay uygulanabilir olması, maliyet açısından uygunluğu ve güvenilir sonuçlar elde edilmesi olarak sayılabilir (264). Bu nedenle tez çalışmamızda universal test cihazı (Instron 2710-105, Instron Industrial Projects, ABD) kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Universal test cihazının hızı, bu konuda daha önce yapılan çalışmalar baz alınarak 1 mm/dk olarak belirlenmiştir (246,249).

İki farklı tipte materyal kullanılarak yapılan restorasyonların dayanıklılığı, bu materyaller arasındaki optimum bağlanmayla mümkündür. Restoratif materyal ile pulpa kaplama ajanı arasındaki makaslama bağlanma değeri aşıldığında kopma türünde başarısızlıklar görülmektedir. Bu iki farklı türdeki materyallerin herhangi birinde, bağlanma değerlerinin üzerinde bir kuvvet uygulanırsa 'koheziv tipi kırıklar' görülmektedir. 'Adeziv tipi kırılmalar' ise pulpa kaplama ajanı ile restoratif materyalin birbirinden ayrıldığı tipteki kopmalardır. Her iki tipin bir arada görülmesiyle ise 'miks tipi kırılmalar' gözlemlenmektedir (265,266). Materyallerin bağlanma kuvvetinin daha iyi bir şekilde değerlendirilebilmesi için, makaslama testinde kopması tamamlanan örneklerin 'stereomikroskop' ile kopma tiplerinin incelenmesi gerekmektedir. Araştırmamızda biyomateryal-restoratif materyal arasındaki kırılma oranları ve tipleri incelendiğinde, Neo MTA 2'de %50 oranında koheziv tipte, Biodentine'de ise %41,66 oranla miks tipte kırılmalar olduğu gözlemlenmiştir. Farklı

türdeki iki materyal arasında oluşan koheziv kırılma, aradaki bağlantının yüksek olduğunun göstergesidir. Çalışmamızda kullanılan materyallerde en çok koheziv kırılma tipi ve bunun akabinde miks kırılma tipi gözlemlendi. Keleş ve ark.'nın Biodentine'in çeşitli bağlayıcı ajanlarla kompomer ve kompozite bağlanma dayanımını invitro ortamda inceledikleri bir çalışmada, Biodentine'in koheziv tipte başarısızlık gösterdiğini bildirmişlerdir (267).

ProRoot MTA, Bioaggregate ve Biodentine biyomateryalleri kullanılarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise; ProRoot MTA ve Bioaggregat'ta miks tipte kırılmalar gözlemlendiği rapor edilmiştir. Biodentine'de ise koheziv tipte kırılmalar olduğu bildirilmiştir (268). Önceki çalışmalardan farklı olarak bizim çalışmamızda ise, Biodentine biyomateryalinde en çok miks tipte kırılmalar olduğu görülmüştür. Bu farklılığın sebebi, çalışma dizaynında yer alan faktörlerle (ortamın pH'sı, materyalin hazırlama ve muhafaza şekli vb.) açıklanabilir.

Patil ve ark., Neo MTA Plus'ın bağlanma dayanımını push-out testi ile inceledikleri bir çalışmada, bu materyalde en fazla koheziv tipte başarısızlık görüldüğünü rapor etmişlerdir. Ayrıca NeoMTA Plus'ın; geleneksel MTA varyantlarına kıyasla daha küçük partikül boyutuna sahip olması nedeniyle, dentin tübüllerine fazlaca penetre olarak bağlanma kuvvetinin daha yüksek olabileceğini bildirmişlerdir (129). Bu araştırmaya paralel olarak, çalışmamızda kullanılan Neo MTA 2'de en çok koheziv tipte kırılmalar olduğu gözlemlendi. Çalışmamızda, Neo MTA 2 biyomateryali de tıpkı Neo MTA Plus gibi daha küçük partikül boyutuna sahip olduğu için bağlanma kuvvetinin daha yüksek olduğu görüldü.

Daha önce yapılan araştırmalarda, kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin farklı türdeki restoratif materyallere bağlanma dayanımını incelemek için 2 mm biyomateryal kalınlığının yeterli olduğu bildirilmiştir (80,269).

Tez çalışmamızda da bu çalışmalara benzer olarak, üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan kalsiyum silikat içerikli biyomateryaller 2 mm kalınlıkta olacak şekilde PLA bloklardaki boşluklara yerleştirilmiştir.

Gerçekleştirdiğimiz in vitro çalışmanın limitasyonları arasında, araştırmada kullanılan PLA bloklar içerisine yerleştirilen materyallerin, sadece 37 C° etüvde nemli ortam koşullarında bekletilerek, numunelere termal yaşlandırma işlemi yapılmaması vardır. PLA bloklar, biyomateryal ve cam iyonmer esaslı restoratif materyallerin

farklı oranlarda termal genişleme değerlerinin, bağlantı ara yüzünde mekanik stres oluşturabileceği ve dolaylı olarak bağlantıyı bozabileceği düşünülmüştür. Ayrıca, araştırmamız in vitro koşullarda gerçekleştirildiği için, ağız içi ortamın (kan-tükürük kontaminasyonu, oklüzal stresler, çiğneme basıncı vb.) tümüyle araştırmaya yansıtılması olası değildir. Bu sebeple, materyallerin gerçek bağlanma dayanımlarının araştırılması için laboratuvar ortamındaki in vitro çalışmaların, yapılacak klinik çalışmalar ile güçlendirilmesi gerekmektedir.



## 7. SONUÇ

Trikalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin farklı içerikteki cam iyonomer esaslı restoratif simanlara bağlanım dayanımını in vivo çalışmamızın sonuçları aşağıda verilmiştir:

1. Araştırmamızda, tüm kalsiyum silikat içerikli biyomateryal örnekleri için en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri yüksek viskoziteli cam iyonomer siman olan Chemfil Rock grubunda gözlemlendi.
2. En yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri, biyomateryal örneklerinin tümünde Giomer restoratif materyali olan Beautifil II grubunda olduğu tespit edildi.
3. Neo MTA 2 örneklerinde bağlanma dayanımı değerleri bakımından cam iyonomer esaslı restoratif materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ( $p<0,05$ ). Neo MTA 2 biyomateryali üzerine yerleştirilen GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değeri, Beautifil II materyal grubuna göre anlamlı derecede düşük bulundu.
4. Biodentine örneklerinde de bağlanma dayanımı değerleri açısından cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Biodentine biyomateryali üzerine yerleştirilen GCP Glassfill, Equia Forte HT ve Chemfil Rock cam iyonomer esaslı restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değeri Beautifil II restoratif materyal grubuna göre anlamlı derecede düşük olarak tespit edildi.
5. Biyomateryaller (Biodentine ve Neo MTA 2) karşılaştırıldığında, Neo MTA 2 biyomateryalinin bağlanma dayanımı, Biodentine'e göre anlamlı derecede yüksek bulundu ( $p<0,05$ ).
6. Beautifil II restoratif materyalinin, her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

7. GCP Glassfill restoratif materyalinin, her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). GCP Glassfill restoratif materyalinin Biodentine biyomateryaline bağlanma dayanımı, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük bulundu.

8. Equia Forte HT cam hibrit restoratif materyalin her iki (Biodentine ve Neo MTA 2) biyomateryal grubuna bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık görüldü ( $p<0,05$ ). Equia Forte HT cam hibrit restoratif materyalinin Biodentine biyomateryaline bağlanma dayanımı, NeoMTA2 biyomateryaline göre anlamlı derecede düşük bulundu.

9. Yüksek viskoziteli siman Chemfil Rock'ın, Neo MTA 2 ve Biodentine biyomateryal gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ( $p<0,05$ ). Chemfil Rock'ın Biodentine'e olan bağlanma dayanımı, NeoMTA2'ye göre anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi.

10. Tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Biodentine + Beautifil II grubunda ( $18.06 \pm 4.66$  MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Biodentine + Chemfil Rock grubunda ( $0.77 \pm 0.36$  MPa) gözlemlendi.

11. Kopma tipleri değerlendirildiğinde çalışmamızda en fazla görülen kopma tipi Neo MTA 2 içinde koheziv kopma olmuştur.

### **7. 1. Öneriler**

1. Araştırmamızdan elde ettiğimiz bulgular ışığında, vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin üzerine cam iyonomer esaslı restoratif materyal olan Beautifil II'nin final restorasyon olarak kullanılabileceğinin uygun olacağı düşüncesindeyiz.

2. Yüksek bağlanma dayanımı sayesinde Neo MTA 2'nin özellikle çocuk diş hekimliği alanında kullanımının uygun olduğu kanısındayız.

## 8. KAYNAKLAR

1. Krol, D. M., & Nedley MP. Dental Caries: State of the Science for the Most Common Chronic Disease of Childhood. *Advances in Pediatrics*. 2007;54(1):215-239.
2. Marcenes W, Kassebaum NJ, Bernabé E, Flaxman A, Naghavi M, Lopez A et al. Global burden of oral conditions in 1990-2010: a systematic analysis. *Journal of Dental Research*. 2013;92(7):592-597.
3. Petersson LG, Twetman S, Dahlgren H, Norlund A, Holm AK, Nordenram G et al. Professional fluoride varnish treatment for caries control: a systematic review of clinical trials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2004;62(3):170–6.
4. Seow WK. Biological mechanisms of early childhood caries. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 1998;26(1):8-27.
5. Caufield PW,, Griffen AL. Dental caries: an infectious and transmissible disease. *Pediatric Clinics of North America*. 2000;47(5):1001–19.
6. Seltzer S. The dental pulp. Biologic considerations in dental procedures. In: *The dental pulp*. 1984. p. 131–52.
7. Parisay I, Ghoddusi J, Forghani M. A review on vital pulp therapy in primary teeth. *Iranian Endodontic Journal*. 2015;10(1):6–15.
8. Özçobanoğlu G, Durutürk L. Süt dişlerinde pulpa ve dentinin histolojik yapısal özellikleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(2):99–109.
9. Hilton TJ. Keys to Clinical Success with Pulp Capping: A Review of the Literature. *Operative Dentistry*. 2009;34(5):615–25.
10. Havale R, Anegundi RT, Indushekar K, Sudha P. Clinical and radiographic evaluation of pulpotomies in primary molars with formocresol, glutaraldehyde and ferric sulphate. *Oral Health Dent Manag*. 2013;12(1):24–31.

11. Zhang W, Yelick PC. Vital Pulp Therapy—Current Progress of Dental Pulp Regeneration and Revascularization. *International Journal of Dentistry*. 2010;2010:1–9.
12. Ghoddusi J, Forghani M, Parisay I. New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian Endodontic Journal*. 2013;9(1):15–22.
13. Bossù M, Iaculli F, Di Giorgio G, Salucci A, Polimeni A, Di Carlo S. Different Pulp Dressing Materials for the Pulpotomy of Primary Teeth: A Systematic Review of the Literature. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(3):838.
14. Schröder U. A 2-year follow-up of primary molars, pulpotomized with a gentle technique and capped with calcium hydroxide. *European Journal of Oral Sciences*,. 1978;86(4):273–8.
15. Rajasekharan S, Martens LC, Vandenbulcke J, Jacquet W, Bottenberg P, Cauwels RGEC. Efficacy of three different pulpotomy agents in primary molars: a randomized control trial. *International Endodontic Journal*. 2017;50(3):215–28.
16. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*. 2013;39(6):743–7.
17. Holland R, de Souza V, Murata SS, Nery MJ, Bernabé PF, Otoboni Filho JA, et al. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. *Braz Dent J*. 2001;12(2):109–13.
18. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VGG, Garcia RB. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2004;98(3):376–9.
19. Awawdeh L, Al-Qudah A, Hamouri H, Chakra RJ. Outcomes of Vital Pulp Therapy Using Mineral Trioxide Aggregate or Biodentine: A Prospective Randomized Clinical Trial. *Journal of Endodontics*. 2018;44(11):1603–9.

20. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and Chemical Properties of a New Root-End Filling Material. *Journal of Endodontics*. 1995;21(7):349–53.
21. Song JS, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2006;102(6):809–15.
22. Pariookh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part III: Clinical Applications, Drawbacks, and Mechanism of Action. *Journal of Endodontics*. 2010;36(3):400–13.
23. Ioannidis K, Mistakidis I, Beltes P, Karagiannis V. Spectrophotometric analysis of coronal discoloration induced by grey and white MTA. *International Endodontic Journal*. 2013;46(2):137–44.
24. Camilleri J. Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine Used for Pulpotomy Procedures. *Journal of Endodontics*. 2015;41(7):1139–45.
25. Martens LC., Rajasekharan S. Bioceramic Materials in Pediatric Dentistry. In: *Bioceramic Materials in Clinical Endodontics*. İsviçre: Springer; 2021. p. 87–101.
26. Roberts JF, Attari N, Sherriff M. The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *British Dental Journal*. 2005;198(7):427–31.
27. Schwendicke F, Kniess JLM, Paris S., Blunck U. Margin integrity and secondary caries of lined or non-lined composite and glass hybrid restorations after selective excavation in vitro. *Operative Dentistry*. 2017;42(2):155–64.
28. Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossù M, Riccitiello F, Prati C. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: Biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*. 2015;13(1):1–18.

29. Hall C. On the history of Portland cement after 150 years. *Journal of Chemical Education*. 1976;53(4):222.
30. Tenório De França TR, da Silva R, Sedycias De Queiroz M, Aguiar CM. Arsenic content in Portland cement: A literature review. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(4):591–5.
31. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *Journal of Endodontics*. 2010;36(1):16–27.
32. Estrela C, Luschke Bammann L, Rodrigues C, Estrela A, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and Chemical Study of MTA, Portland Cement, Calcium Hydroxide Paste, Sealapex and Dycal. *Brazilian Dental Journal*. 2000;11(1):3–9.
33. Abdullah D, Pitt Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials*. 2002;23:4001–10.
34. Monteiro Bramante C, Demarchi ACCO, de Moraes IG, Bernadineli N, Garcia RB, Spångberg LSW, et al. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2008;106(6):909–13.
35. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular Response to Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*. 1998;24(8):543–7.
36. Camilleri J. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *International Endodontic Journal*. 2005;38(11):834–42.
37. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of Mineral Trioxide Aggregate for Root-End Filling in Dogs. *Journal of Endodontics*. 1995;21(12):603–8.
38. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):97.

39. Ferris DM, Craig Baumgartner J. Perforation Repair Comparing Two Types of Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*. 2004;30(6):422–4.
40. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical Differences Between White and Gray Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*. 2005;31(2):101–3.
41. Torabinejad M, Chivian N. Clinical Applications of Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*. 1999;25(3):197–205.
42. Macwan C, Deshpande A. Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. *Journal of Oral Research and Review*. 2014;6(2):71.
43. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing Ability of a Mineral Trioxide Aggregate for Repair of Lateral Root Perforations. *Journal of Endodontics*. 1993;19(11):541–4.
44. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*. 2007;40(6):462–70.
45. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical Modification of ProRoot MTA to Improve Handling Characteristics and Decrease Setting Time. *Journal of Endodontics*. 2007;33(10):1231–4.
46. Alzraikat H, Taha N, Salameh A. A comparison of physical and mechanical properties of Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Research in Medical and Dental Science*. 2016;4(2):121.
47. Alazrag MA, Abu-Seida AM, El-Batouty KM, el Ashry SH. Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):2–12.
48. Fridland M, Rosado R, Eng C. Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Solubility and Porosity with Different Water-to-Powder Ratios. *Journal of Endodontics*. 2003;29(12):814–7.
49. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA. Mineral trioxide aggregate: A new material for endodontics. *Journal of the American Dental Association*. 1999;130(7):967–75.

50. Shahi S, Rahimi S, Lotfi M, Yavari HR, Gaderian AR. A Comparative Study of the Biocompatibility of Three Root-end Filling Materials in Rat Connective Tissue. *Journal of Endodontics*. 2006;32(8):776–80.
51. Mitchell PJC, Ford TRP, Torabinejad M, McDonald F. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*. 1999;20:167–73.
52. Kaur M, Singh H, Dhillon JS, Batra M, Saini M. MTA versus biodentine: Review of literature with a comparative analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017;11(8):1–5.
53. Hiremath GS., Kulkarni RD., Naik BD. Evaluation of minimal inhibitory concentration of two new materials using tube dilution method: An in vitro study. . *Journal of Conservative Dentistry* . 2015;18:159–62.
54. Tawil P.Z., Duggan D.J., Galicia J.C. Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. . *Compend Contin Educ Dent* . 2015;36(4):247–64.
55. Rodd HD, Waterhouse P.J., Fuks AB, Fayle S.A., Moffat M.A. Pulp therapy for primary molars. *International Journal of Paediatric Dentistry*. 2006;16(1):15–23.
56. Farsi N., Alamoudi N., Balto K., Mushayt A. Success of mineral trioxide aggregate in pulpotomized primary molars. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2005;29(4):307–11.
57. Godhi B, Sood P, Sharma A. Effects of mineral trioxide aggregate and formocresol on vital pulp after pulpotomy of primary molars: An in vivo study. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2011;2(4):296.
58. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, Denee Thomas D. The Sealing Ability and Retention Characteristics of Mineral Trioxide Aggregate in a Model of Apexification. *Journal of Endodontics*. 2002;28(5):386–90.
59. Chueh LH, Ho YC, Kuo TC, Lai WH, Chen YHM, Chiang CP. Regenerative Endodontic Treatment for Necrotic Immature Permanent Teeth. *Journal of Endodontics*. 2009;35(2):160–4.

60. Kumar D, Gupta AK, Singh BP, Resident J. Comparative Evaluation of Sealing Ability of white MTA, Biodentine, Calcium Phosphate Cement, and Glass Ionomer Cement as Furcation Repair Materials: An Ex Vivo Study. *International Journal of Research in Health and Allied Sciences* . 2018;4(3):10–4.
61. Kadali N, Alla RK, Guduri V, AV R, MC SS, Raju RV. Mineral Trioxide Aggregate: an overview of composition, properties and clinical applications. *International Journal of Dental Materials*. 2020;02(01):11–8.
62. Asgary S, Jafar Eghbal M, Parirokh M, Torabzadeh H. Sealing Ability of Three Commercial Mineral Trioxide Aggregates and an Experimental Root-End Filling Material. *Iranian Endodontic Journal*. 2006;1(3):101–5.
63. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2008;106(4):609–14.
64. Heithersay GS, Rcs F. Calcium hydroxide in the treatment of pulpless teeth with associated pathology. *Journal of the British Endodontic Society*. 1975;8(2):74–93.
65. Soheilipour E, Kheirieh S, Madani M, Baghban AA, Asgary S. Particle size of a new endodontic cement compared to Root MTA and calcium hydroxide. *Iranian Endodontic Journal*. 2009;4(3):112–6.
66. Altunsoy M, Tanriver M, Ok E, Kucukyilmaz E. Shear bond strength of a self-adhering flowable composite and a flowable base composite to mineral trioxide aggregate, calcium-enriched mixture cement, and biodentine. *Journal of Endodontics*. 2015;41(10):1691–5.
67. Zarrabi MH, JM, NM, & GM. Comparative evaluation of antimicrobial activity of threecements: new endodontic cement (NEC), mineral trioxideaggregate (MTA) and Portland. *Journal of Oral Science*. 2009;51(3):437–42.
68. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine TM induces TGF- $\beta$ 1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International Endodontic Journal*. 2012;45(5):439–48.

69. Vidal K, Martin G, Lozano O, Salas M, Trigueros J, Aguilar G. Apical Closure in Apexification: A Review and Case Report of Apexification Treatment of an Immature Permanent Tooth with Biodentine. *Journal of Endodontics*. 2016;42(5):730–4.
70. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*. 2013;41(7):600–10.
71. Laurent P, Camps J, de Méo M, Déjou J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca<sub>3</sub>SiO<sub>5</sub>-based posterior restorative material. *Dental Materials*. 2008;24(11):1486–94.
72. Pérard M, le Clerc J, Meary F, Pérez F, Tricot-Doleux S, Pellen-Mussi P. Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2013;24(6):1527–34.
73. Shayegan A, JC, AR, PM, & AA v. Biodentine Used as a Pulp-Capping Agent in Primary Pig Teeth. *Pediatric Dentistry*. 2012;34(7):202–8.
74. Shen YA, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endodontic Topics*. 2015;32(1):47–85.
75. Poggio C, Ceci M, Beltrami R, Dagna A, Colombo M, Chiesa M. Biocompatibility of a new pulp capping cement. *Ann Stomatol (Roma)*. 2014;5(2):69–76.
76. Biodentine™ - Scientific File [Internet]. [cited 2022 Feb 19]. Available from: <https://biodentine.com/wp-content/uploads/2020/08/Biodentine-Scientific-File.pdf>
77. de Paula Telles Pires Lucas C, Viapiana R, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M. Physicochemical properties and dentin bond strength of a tricalcium silicate-based retrograde material. *Brazilian Dental Journal*. 2017;28(1):51–6.
78. Jang YE, Lee BN, Koh JT, Park YJ, Joo NE, Chang HS, et al. Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2014;39(2):89.

79. Raina A, Sawhny A, Paul S, Nandamuri S. Comparative evaluation of the bond strength of self-adhering and bulk-fill flowable composites to MTA Plus, Dycal, Biodentine, and TheraCal: an in vitro study . *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2020;45(1):1–8.
80. Carretero V, Giner-Tarrida L, Peñate L, Arregui M. Shear bond strength of nanohybrid composite to biodentine with three different adhesives. *Coatings*. 2019;9(12):783.
81. El-Ma’Aita AM, Qualtrough AJE, Watts DC. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dental Materials*. 2013;29(7):797–803.
82. Yousef M, Abuzeid S, Taha Hassan Abu Zeid S, Alothmani OS, Khalil Yousef M, Khalil Yousef Biodentine M. Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate: An Analysis of Solubility, pH Changes and Leaching Elements. *Life Science Journal*. 2015;12(4):1097–8135.
83. Quintana RM, Jardine AP, Grechi TR, Grazziotin-Soares R, Ardenghi DM, Scarparo RK, et al. Bone tissue reaction, setting time, solubility, and pH of root repair materials. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(3):1359–66.
84. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1–25.
85. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed Research International*. 2014;2014:1–10.
86. Ochoa-Rodríguez VM, Tanomaru-Filho M, Rodrigues EM, Guerreiro-Tanomaru JM, Spin-Neto R, Faria G. Addition of zirconium oxide to Biodentine increases radiopacity and does not alter its physicochemical and biological properties. *Journal of Applied Oral Science*. 2019;27:1–10.
87. Kokate SR,, Pawar AM. An in vitro comparative stereomicroscopic evaluation of marginal seal between MTA, glass inomer cement and biodentine as root end filling materials using 1% methylene blue as tracer. *Endodontology*. 2012;24(2):36–42.

88. Nepal M, Shubham S, Tripathi R, Khadka J, Kunwar D, Gautam V, et al. Spectrophotometric analysis evaluating apical microleakage in retrograde filling using GIC, MTA and biodentine: An in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):1–7.
89. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*. 2013;29(2):e20–8.
90. Attik GN, Villat C, Hallay F, Pradelle-Plasse N, Bonnet H, Moreau K, et al. In vitro biocompatibility of a dentine substitute cement on human MG63 osteoblasts cells: Biodentine™ versus MTA®. *International Endodontic Journal*. 2014;47(12):1133–41.
91. Ramachandran Nair PN, Sjogren U, Krey G, Kahnberg KE, Sundqvist G. Intraradicular Bacteria and Fungi in Root-filled, Asymptomatic Human Teeth with Therapy-resistant Periapical Lesions: A Long-term Light and Electron Microscopic Follow-up Study. *Journal of Endodontics*. 1990;16(12):580–8.
92. Evans M, Davies JK, Sundqvist G, Figdor & D. Mechanisms involved in the resistance of *Enterococcus faecalis* to calcium hydroxide. *International Endodontic Journal*. 2002;35:221–8.
93. Vats S, Maheshwari P. Comprehensive Estimation and Evaluation of Antimicrobial Efficiency of Different Pulp Capping Materials: An (In-Vitro) Original Study. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*. 2019;7(5):25–8.
94. Farrugia C, Lung CYK, Schembri Wismayer P, Arias-Moliz MT, Camilleri J. The Relationship of Surface Characteristics and Antimicrobial Performance of Pulp Capping Materials. *Journal of Endodontics*. 2018;44(7):1115–20.
95. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Verbeeck RMH. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: A review of the literature. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2014;15(3):147–58.

96. Brizuela C, Ormeño A, Cabrera C, Cabezas R, Silva CI, Ramírez V, et al. Direct Pulp Capping with Calcium Hydroxide, Mineral Trioxide Aggregate, and Biodentine in Permanent Young Teeth with Caries: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Endodontics*. 2017;43(11):1776–80.
97. Çelik BN, Mutluay MS, Arıkan V, Sarı Ş. The evaluation of MTA and Biodentine as a pulpotomy materials for carious exposures in primary teeth. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(2):661–6.
98. Mancino D, Meyer F, Haikel Y. Improved single visit management of old infected iatrogenic root perforations using Biodentine®. *Giornale Italiano di Endodonzia*. 2018;32(1):17–24.
99. Aldakak MMN, Capar ID, Rekab MS, Abboud S. Single-visit pulp revascularization of a nonvital immature permanent tooth using biodentine. *Iranian Endodontic Journal*. 2016;11(3):246–9.
100. Bajwa NK, Jingarwar MM, Pathak A. Single Visit Apexification Procedure of a Traumatically Injured Tooth with a Novel Bioinductive Material (Biodentine). *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2015;8(1):58–61.
101. Caron G, Azérad J, Faure MO, Machtou P, Boucher Y. Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: Two case reports. *International Journal of Oral Science*. 2014;6(4):250–3.
102. Tanalp J, Karapinar-Kazandağ M, Dölekoğlu S, Kayahan MB. Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *The Scientific World Journal*. 2013;2013:1–4.
103. Alhashimi RA. Assessing the radiopacity of new root end filling materials using digital radiography technique. *MDJ*. 2015;12:10–5.
104. Caruso S, Dinoi T, Marzo G, Campanella V, Giuca MR, Gatto R, et al. Clinical and radiographic evaluation of biodentine versus calcium hydroxide in primary teeth pulpotomies: A retrospective study. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):1–7.

105. Park JW, Hong SH, Kim JH, Lee SJ, Shin SJ. X-Ray diffraction analysis of White ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. 2010;109(1):155–8.
106. Zhang H, Pappen FG, Haapasalo M. Dentin Enhances the Antibacterial Effect of Mineral Trioxide Aggregate and Bioaggregate. *Journal of Endodontics*. 2009;35(2):221–4.
107. Innovative Bioceramix [Internet]. 2010 [cited 2022 Feb 19]. Available from: <http://www.ibioceramix.com/index.html>
108. Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dental Traumatology*. 2011;27(3):174–8.
109. Yoldaş SE, Bani M, Atabek D, Bodur H. Comparison of the Potential Discoloration Effect of Bioaggregate, Biodentine, and White Mineral Trioxide Aggregate on Bovine Teeth: In Vitro Research. *Journal of Endodontics*. 2016;42(12):1815–8.
110. Voicu G, Didilescu AC, Stoian AB, Dumitriu C, Greabu M, Andrei M. Mineralogical and microstructural characteristics of two dental pulp capping materials. *Materials*. 2019;12(11):1–13.
111. Suh B., Yin R., Cannon M., Martin DE. Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. U.S. Patent Application No. 12/034,093., 2008.
112. Qureshi A, Soujanya E, Kumar N, Kumar P, Hivarao S. Recent advances in pulp capping materials: An overview. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014;8(1):316–21.
113. Makkarr S, Aggarwall A, Vashisht R, PGGStudent I, Reader I. A confocal laser scanning microscopic study evaluating the sealing ability of mineral trioxide aggregate, biodentine and anew pulp capping agent-theracal. *Dental Journal of Advance Studies*. 2015;3(1):20–5.

114. Cannon M., Gerodias N., Vieira A., Percinoto C., Jurado R. Primate pulpal healing after exposure and TheraCal application. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2014;38(4):333–7.
115. Nam OH, Kim JH, Choi SC, Kim Y. Time-dependent response of human deciduous tooth-derived dental pulp cells treated with TheraCal LC: Functional analysis of gene interactions compared to MTA. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(2):1–15.
116. Neelakantan P, Grotra D, Sharma S. Retreatability of 2 mineral trioxide aggregate-based root canal sealers: A cone-beam computed tomography analysis. *Journal of Endodontics*. 2013;39(7):893–6.
117. Qi YP, Li N, Niu LN, Primus CM, Ling JQ, Pashley DH, et al. Remineralization of artificial dentinal caries lesions by biomimetically modified mineral trioxide aggregate. *Acta Biomaterialia*. 2012;8(2):836–42.
118. Keskin C, Sariyılmaz E. Color Stability of NeoMTA Plus and MTA Plus when Mixed with Anti-washout Gel or Distilled Water. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2018;19(4):296–301.
119. Prati C, Gandolfi MG. Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials*. 2015;31(4):351–70.
120. Rodrigues EM, Cornélio ALG, Mestieri LB, Fuentes ASC, Salles LP, Rossa-Junior C, et al. Human dental pulp cells response to mineral trioxide aggregate (MTA) and MTA Plus: cytotoxicity and gene expression analysis. *International Endodontic Journal*. 2017;50(8):780–9.
121. Avalon Biomed ,Neo MTA Plus. [Internet]. 2017 [cited 2022 Feb 19]. Available from: <https://www.avalonbiomed.com/wp-content/uploads/2019/10/IFU-37-NeoMTA-and-Grey-MTA-Plus-Rev-0.pdf>
122. Tanomaru-Filho M, Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru, J. M. From MTA to new biomaterials based on calcium silicate. *Odvotos-International Journal of Dental Sciences*. 2016;18(1):18–22.

123. Siboni F, Taddei P, Prati C, Gandolfi MG. Properties of NeoMTA plus and MTA plus cements for endodontics. *International Endodontic Journal*. 2017;50(Special Issue 2):e83–94.
124. Tomás-Catalá CJ, Collado-González M, García-Bernal D, Oñate-Sánchez RE, Forner L, Llena C, et al. Biocompatibility of New Pulp-capping Materials NeoMTA Plus, MTA Repair HP, and Biodentine on Human Dental Pulp Stem Cells. *Journal of Endodontics*. 2018;44(1):126–32.
125. Alsanouni M, Bawazir OA. A randomized clinical trial of NeoMTA plus in primary molar pulpotomies. *Pediatric Dentistry*. 2019;41(2):107–11.
126. Jacob VP, Paião LI, da Silva ACG, Magario MKW, Kaneko TY, Martins CM, et al. Antimicrobial action of NeoMTA Plus on mono- and dual-species biofilms of *Enterococcus faecalis* and *Candida albicans*: An in vitro study. *Archives of Oral Biology*. 2020;120:1–7.
127. Jardine AP, Montagner F, Quintana RM, Zaccara IM, Kopper PMP. Antimicrobial effect of bioceramic cements on multispecies microcosm biofilm: a confocal laser microscopy study. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(3):1367–72.
128. Bhavsar B, Ramchandran R, Kharat N, Singh S, Gaidhankar S. A Comparative Stereomicroscopic Evaluation of Bioactivity of Different Biomimetic Root End Filling Materials-An In Vitro Study. || *International Journal of Medical Science and Diagnosis Research (IJMSDR) Original Research Article*. 2020;4(6):6–11.
129. Patil U, Yeli M, Tapashetti S, Naik B, Tilakchand M. Effect of varying durations of intracanal medicament application used in regenerative endodontic treatment on the push-out bond strength of a novel cement: NeoMTA Plus. *Journal of conservative dentistry*. 2019;22(1):48.
130. Avalon Biomed, NeoMTA 2 [Internet]. 2020 [cited 2022 Feb 19]. Available from: <https://www.avalonbiomed.com/wp-content/uploads/2020/07/IFU-62-Avalon-Biomed-NeoMTA-2-FAQ-Rev.-09.pdf>
131. Prosser HJ, Powis MDR, Brant P, Wilson GAD. Characterization of glass-ionomer cements 7. The physical properties of current materials. *Journal of Dentistry*. 1984;12(3):231–40.

132. Francisconi LF., Scaffa PMC., Barros VRDSPD., 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):364–73.
133. Upadhya NP. Glass Ionomer Cement-The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs*. 2005;18(2):158–65.
134. Walls A. W. G. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *JDent*. 1986;14:231–46.
135. Berg JH. Glass ionomer cements Medical management of dental caries View project. *Pediatric Dentistry*. 2002;24(5):430–8.
136. Almuhaiza M. Glass-ionomer cements in restorative dentistry: A critical appraisal. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2016;17(4):331–6.
137. Kanık Ö, Türkün LŞ. Recent Approaches In Restorative Glass Ionomer Cements. *Journal of Ege University School of Dentistry*. 2016;37(2):54–65.
138. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WWL, Schricker SR. A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *Journal of Materials Chemistry*. 2011;21(5):1319–28.
139. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? - Properties, limitations and future trends. *Materials*. 2010;3(1):76–96.
140. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998;19:485–94.
141. Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F Release from Glass Ionomer Cements. *J Dent Res*. 1984;63(2):158–60.
142. Forsten L. Short- and long-term fluoride release from glassionomers and other fluoride-containing fillingmaterials in vitro. *Scand J Dent Res*. 1990;98:179–85.
143. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater*. 1994;10:37–44.

144. Al-Shaibani D, Bamusa B, Bajafar S, al Eidan S, Almuhaideb D, Alhakeem F. Modification of Glass Ionomer Restorative Material: A Review of Literature. *EC Dental Science*. 2019;18:1001–6.
145. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater*. 1995;11:359–62.
146. Forsten L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1995;53(4):222–5.
147. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *Journal of Dental Research*. 2010;89(1):82–6.
148. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998;19(6):521–7.
149. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*. 2008;24(12):1702–8.
150. Sudha K, Kotaiah TH, Reddy OS, Laxmi PS, Rao CL, Pavani TLN. A Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Resin-modified Glass Ionomer and Zirconomer Incorporated with 1.5% Doxycycline: An In Vitro Study. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2017;9(3):159–63.
151. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental Materials*. 2010;26(1):7–12.
152. Andersson-Wenckert IE, Folkesson UH, van Dijk JW v. Durability of a polyacid-modified composite resin (compomer) in primary molars A multicenter study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1997;55(4):255–60.
153. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract). *Oper Dent*. 2000;25(3):152–4.
154. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*. 2007;23(5):615–22.
155. Hes KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Australian Dental Journal*. 1999;44(1):1–11.

156. Abate P. F., Bertacchini M, Polack A, Dds LM. Adhesion of a compomer to dental structures. *Restorative Dentistry*. 1997;28:509–12.
157. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *European Journal of Oral Sciences*. 2004;112:188–96.
158. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT,, Palma-Dibb RG. Clinical performance of a resin-modified glass-ionomer and two polyacid-modified resin composites in cervical lesions restorations: 1-year follow-up. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31:251–7.
159. Demirci M, Ersev H, Topçubaşı M,, Üçok M. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite in class V carious lesions: 3-year results. *Dent Mater J*. 2005;24(3):321–7.
160. Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: Final results after 42 months. *British Dental Journal*. 2000;189(2):93–7.
161. Daou MH, Attin T, Göhring TN. Clinical Performance of Compomer and Amalgam restorations in Primary Molars in a Prospective 36 Months follow up. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin SMfZ*. 2009;119(11):1082–8.
162. Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. Fluoride-containing restorative materials. *International Dental Journal*. 2006;56(1):33–43.
163. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: A retrospective cohort study. *Dental Materials*. 2011;27(10):1031–7.
164. 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. *Journal of Dentistry*. 2006;34(8):566–73.
165. Yilmaz Y, Eyuboglu Ö, Kocogullari ME, Belduz N. A one-year clinical evaluation of a high-viscosity glass ionomer cement in primary molars. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2006;7(1):071–8.

166. van 't Hof MA, Frencken JE, van Palenstein Helderma WH, Holmgren CJ. The Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach for managing dental caries: A meta-analysis. *International Dental Journal*. 2006;56(6):345–51.
167. Frencken JE, Wolke J. Clinical and SEM assessment of ART high-viscosity glass-ionomer sealants after 8-13 years in 4 teeth. *Journal of Dentistry*. 2010 Jan;38(1):59–64.
168. Beiruti N, Frencken JE, van 't Hof MA,, van Palenstein Helderma WH. Caries-preventive effect of resin-based and glass ionomer sealant over time: a systematic review. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 2006;34(6):403–9.
169. Mickenautsch S, Yengopal V. Failure rate of atraumatic restorative treatment using high-viscosity glass-ionomer cement compared to conventional amalgam restorative treatment in primary and permanent teeth: a systematic review update [protocol]. *South African Dental Journal*. 2012;67(7):329–31.
170. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Brain Lascano L, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(3):243–9.
171. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: Effect of coating, aging and storage agents. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17(2):619–26.
172. Moshaverinia A, Roohpour N, Darr JA, Rehman IU. Synthesis and characterization of a novel N-vinylcaprolactam-containing acrylic acid terpolymer for applications in glass-ionomer dental cements. *Acta Biomaterialia*. 2009;5(6):2101–8.
173. Giray FE, Peker S, Durmus B,, Kargül B. Microleakage of new glass ionomer restorative materials in permanent teeth. *Eur J Paediatr Dent*. 2014;15:122.
174. Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D. One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass-ionomer cements in class II restorations of primary molars. *Australian Dental Journal*. 2021;66(1):32–40.

175. Kooi TJM, Tan QZ, Yap AUJ, Guo W, Tay KJ, Soh MS. Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative Dentistry*. 2012;37(6):665–71.
176. Tamilselvam S, Divyanand /, Neelakantan /. Biocompatibility of a Conventional Glass Ionomer, Ceramic Reinforced Glass Ionomer, Giomer and Resin Composite to Fibroblasts: In vitro Study. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2013;37(4):403–6.
177. Ikemura K, Tay FR, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, et al. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dental Materials*. 2003;19:137–46.
178. Akimoto N, Ohmori K, Hanabusa M, Momoi Y. An eighteen-month clinical evaluation of posterior restorations with fluoride releasing adhesive and composite systems. *Dental Materials Journal*. 2011;30(3):411–8.
179. Shiiya T, Tomiyama K, Iizuka J, Hasegawa H, Kuramochi E, Fujino F, et al. Effects of resin-based temporary filling materials against dentin demineralization. *Dental Materials Journal*. 2016;35(1):70–5.
180. Kaya MS, Bakkal M, Durmus A, Durmus Z. Structural and mechanical properties of a giomer-based bulk fill restorative in different curing conditions. *Journal of Applied Oral Science*. 2018;26:1–10.
181. Markovic DL, Petrovic BB, Peric TO, Trisic D, Kojic S, Kuljic BL, et al. Evaluation of Sealant Penetration in Relation to Fissure Morphology, Enamel Surface Preparation Protocol and Sealing Material. *Oral Health Prev Dent*. 2019;17:349–55.
182. Eldesouky HI, Hanno AG, Bakry NS, Ahmed DM. Marginal leakage evaluation of giomer and compomer in primary teeth (in-vitro study). *Alexandria Dental Journal*. 2016;41(2):188–93.
183. Rusnac ME, Gasparik C, Irimie AI, Grecu AG, Mesaroş AŞ, Dudea D. Giomers in dentistry - at the boundary between dental composites and glass-ionomers. *Medicine and Pharmacy Reports*. 2019;92(2):1–6.

184. Zhang Y, Lim CT, Ramakrishna S, Huang ZM. Recent development of polymer nanofibers for biomedical and biotechnological applications. *Journal of materials science: materials in medicine*. 2005;16:933–46.
185. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*. 2007;23(1):51–9.
186. Taylor DF, Kalachandra S, Sankarapandian M, Mcgrath JE. Relationship between filler and matrix resin characteristics and the properties of uncured composite pastes. *Biomaterials*. 1998;19:197–204.
187. 3M ESPE. Ketac N100 [Internet]. 2007 [cited 2022 Feb 20]. Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/4434800/ketac-n100-brochure-ebu.pdf>
188. Priyadarshini BI, Jayaprakash T, Nagesh B, Sunil CR, Sujana V., Deepa VL. One-year comparative evaluation of Ketac Nano with resin-modified glass ionomer cement and Giomer in noncarious cervical lesions: A randomized clinical trial. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2017;20(3):204–8.
189. 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.
190. Babannavar R, Shenoy A. Evaluation of shear bond strength of silorane resin to conventional, resin-modified glass ionomers and nano-ionomer cements. *J Investig Clin Dent*. 2014;5(4):295–300.
191. Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, van Duinen R, et al. One-Year Clinical Evaluation of a Glass Carbomer Fissure Sealant, a Preliminary Study The effects of ozone on the NF-kB system pathway View project One-Year Clinical Evaluation of a Glass Carbomer Fissure Sealant, a Preliminary Study-GMA resin sealant. *J Prosthodont Rest Dent*. 2014;22(2):67–71.
192. Moshaverinia A, Ansari S, Movasaghi Z, Billington RW, Darr JA, Rehman IU. Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dental Materials*. 2008;24(10):1381–90.

193. Zainuddin N, Karpukhina N, Law R v., Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer ® ionomer cement by MAS-NMR Spectroscopy. *Dental Materials*. 2012;28(10):1051–8.
194. Koenraads H, van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dental Materials*. 2009;25(4):551–6.
195. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of Dentistry*. 2013;41(3):223–30.
196. Cehreli SB., Ebru TR., Yalcinkaya Z., Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European Journal of Dentistry*. 2013;7(1):15–21.
197. Babu GK, Subramaniam P. Evaluation of Solubility and Microleakage of Glass Carbomer Sealant. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2015;39(5):429–34.
198. Bayrak GD, Sandalli N, Selvi-Kuvvetli S, Topcuoglu N, Kulekci G. Effect of two different polishing systems on fluoride release, surface roughness and bacterial adhesion of newly developed restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2017;29(6):424–34.
199. Altan H, Altan A, Arslanoğlu Z. Glass Ionomer Cement, Derivates and Glass Carbomer Cement. *ADO Klinik Bilimler Dergisi Journal of Clinical Sciences*. 2013;6:1319–22.
200. Bekmezoglu Z, Güngör Ö., Karayilmaz H. Comparison of Glass Carbomer, Giomer, Glass Ionomer and Resin Fissure Sealants on Permanent Molar Teeth. *Journal of Dentistry Indonesia*. 2019;26(1):10–8.
201. Olegário IC, Malagrana APVFP, Kim SSH, Hesse D, Tedesco TK, Calvo AFB, et al. Mechanical properties of high-viscosity glass ionomer cement and nanoparticle glass carbomer. *Journal of Nanomaterials*. 2015;2015:1–4.

202. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JMN, et al. Modifications in glass ionomer cements: Nano-sized fillers and bioactive nanoceramics. *International Journal of Molecular Sciences*. 2016;17(7):1–14.
203. Šalinović I, Stunja M, Schauerl Z, Verzak Ž, Malčić AI, Rajić VB. Mechanical properties of high viscosity glass ionomer and glass hybrid restorative materials. *Acta Stomatologica Croatica*. 2019;53(2):125–31.
204. GC Corporation. Equia Forte HT [Internet]. 2019 [cited 2022 Feb 20]. Available from: [https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/equiaforteht/manual/MAN\\_Comprehensive\\_Guide\\_EQUIA\\_Forte\\_HT.pdf](https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/equiaforteht/manual/MAN_Comprehensive_Guide_EQUIA_Forte_HT.pdf)
205. Brkanović S, Ivanišević A, Miletić I, Mezdić D, Krmek SJ. Effect of nano-filled protective coating and different ph environment on wear resistance of new glass hybrid restorative material. *Materials*. 2021;14(4):755.
206. Şirinoğlu-Çapan B, Akyüz S, Alev B, Tacal-Aslan B, Kadir T, Yarat A. In Vitro Fluoride-Release/Recharge Pattern and Antimicrobial Effects of Current Restorative Materials Used in Pediatric Dentistry. *Experimed*. 2020;10(1):7–15.
207. Sagmak S, Bahsi E, Ozcan N, Satici O. Comparative Evaluation of Antimicrobial Efficacy and Fluoride Release of Seven Different Glass-Ionomer-Based Restorative Materials. *Oral Health Prev Dent*. 2020;18(1):521–8.
208. Durmus B, Sezer B, Tugcu N, Caliskan C, Bekiroglu N, Kargul B. Two-Year Survival of High-Viscosity Glass Ionomer in Children with Molar Incisor Hypomineralization. *Medical Principles and Practice*. 2021;30(1):73–9.
209. Dowling AH, Fleming GJP. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *Journal of Dentistry*. 2009;37(2):133–40.
210. Baig MS, Fleming GJP. Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *Journal of Dentistry*. 2015;43(8):897–912.

211. Arnold S, Warren N, Buchanan GD,, Lombard R. Comparison of capsule-mixed versus hand-mixed glass ionomer cements Part 1: compressive strength and surface hardness. *South African Dental Journal*. 2022;77(02):57–64.
212. Al-Halabi M, Salami A, Alnuaimi E, Kowash M, Hussein I. Assessment of paediatric dental guidelines and caries management alternatives in the post COVID-19 period. A critical review and clinical recommendations. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2020;21(5):543–56.
213. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*,. 2001;17(2):165–9.
214. Kunt GE., Çetiner RB. Mekanik Testler: Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü, Sıkıştırma, Germe, Eğilme, Bağlanma, Çekme, İtme, Makaslama. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, . 2017;3(3):210–5.
215. van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*. 2010;26(2):e100–21.
216. El-Askary FMS, Nassif MSA, Andrade AM, Reis A,, Loguercio AD. Effect of surface area and air-drying distance on shear bond strength of etch-and-rinse adhesive. *Braz Oral Res*. 2012;26(5):418–23.
217. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent*. 2002;27(4):403–9.
218. Foong J, Lee K, Nguyen C, Tang G, Austin D, Ch'ng C, et al. Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian Dental Journal*. 2006;51(3):252–7.
219. Balkova R, Holcnerova S, Cech V. Testing of adhesives for bonding of polymer composites. *International Journal of Adhesion & Adhesives*. 2002;22(4):291–5.
220. Valenza A, Fiore V, Fratini L. Mechanical behaviour and failure modes of metal to composite adhesive joints for nautical applications. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2011;53(5–8):593–600.

221. Ng FK, Messer LB. Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy medicament: An evidence-based assessment. *European Archives of Paediatric Dentistry* . 2008;9(2):58–73.
222. Primus C, Gutmann JL, Tay FR, Fuks AB. Calcium silicate and calcium aluminate cements for dentistry reviewed. *Journal of the American Ceramic Society*. 2022;105(3):1841–63.
223. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: A comprehensive review. part i. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(1):14–26.
224. Saidon J, He J, Zhu Q, Safavi K, Spångberg LSW. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2003;95(4):483–9.
225. Karabucak B, Li D, Lim J, Iqbal M. Vital pulp therapy with mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol* . 2005;21:240–3.
226. Kheng Chng H, Islam I, Jin Yap AU, Wah Tong Y, Tiong Koh E. Properties of a New Root-End Filling Material. *Journal of Endodontics*. 2005;31(9):665–8.
227. Margunato S, Taşli PN, Aydın S, Karapinar Kazandağ M, Şahin F. In vitro evaluation of ProRoot MTA, biodentine, and MM-MTA on human Alveolar bone marrow stem cells in terms of biocompatibility and mineralization. *Journal of Endodontics*. 2015;41(10):1646–52.
228. Singh S, Podar R, Dadu S, Kulkarn G, Purba R. Solubility of a new calcium silicate-based root-end filling material. *Journal of Conservative Dentistry*. 2015;18(2):149–53.
229. Rodríguez-Lozano FJ, Lozano A, López-García S, García-Bernal D, Sanz JL, Guerrero-Gironés J, et al. Biomineralization potential and biological properties of a new tantalum oxide (Ta<sub>2</sub>O<sub>5</sub>)–containing calcium silicate cement. *Clinical Oral Investigations*. 2022;26(2):1427–41.

230. Sirinoglu Capan B, Akyuz S. Current Fluoride-releasing Restorative Materials Used in Pediatric Dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*. 2016;6(3):129–34.
231. Nanavati K, Katge F, Chimata VK, Pradhan D, Kamble A, Patil D. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Bioactive Restorative Material, Zirconia Reinforced Glass Ionomer Cement and Conventional Glass Ionomer Cement to the Dentinal Surface of Primary Molars: an in vitro Study. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*. 2021;22(4):260–6.
232. de Caluwe T, Vercruysse C, Martens L. Mechanical and Bioactive Properties of a Commercial Glass Carbomer: GCP Glass Fill. *Avicenna Journal of Dental Research*. 2017;9(4):e14433–e14433.
233. Miletić I, Baraba A, Basso M, Pulcini MG, Marković D, Perić T, et al. Clinical Performance of a Glass-Hybrid System Compared with a Resin Composite in the Posterior Region: Results of a 2-year Multicenter Study. *J Adhes Dent*. 2020;22(3):235–47.
234. 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):315–39.
235. Gordan V v., 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. *Journal of the American Dental Association*. 2007;138(5):621–7.
236. Gordan V v., Blaser PK, Watson RE, Mjör IA, McEdward DL, Sensi LG, et al. A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface prereacted glass ionomer filler: Results from a 13-year recall examination. *Journal of the American Dental Association*. 2014;145(10):1036–43.
237. Al-Tae L, Deb S, Banerjee A. An in vitro assessment of the physical properties of manually- mixed and encapsulated glass-ionomer cements. *BDJ Open*. 2020;6(1):1–7.

238. Bagheri R, Taha NA, Azar MR, Burrow MF. Effect of G-Coat Plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements. *Australian Dental Journal*. 2013;58(4):448–53.
239. Brkanović S, Ivanišević A, Miletić I, Mezdić D, Krmek SJ. Effect of nano-filled protective coating and different ph enviroment on wear resistance of new glass hybrid restorative material. *Materials*. 2021;14(4):1–10.
240. Pradeep PS, R Randhya, Shanavas Palliyal, Muhsina K, S Hima. An in vitro comparative evaluation of shear bond strength of biodentine and MTA. *International Journal of Applied Dental Sciences*. 2018;4(2):01–3.
241. Aktemur Türker S, Uzunoglu E, Bilgin B. Comparative evaluation of push-out bond strength of Neo MTA Plus with Biodentine and white ProRoot MTA. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2017;31(5):502–8.
242. Schmidt A, Schäfer E, Dammaschke T. Shear Bond Strength of Lining Materials to Calcium-silicate Cements at Different Time Intervals. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):129–35.
243. Raina A, Sawhny A, Paul S, Nandamuri S. Comparative evaluation of the bond strength of self-adhering and bulk-fill flowable composites to MTA Plus, Dycal, Biodentine, and TheraCal: an in vitro study . *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2020;45(1):1–8.
244. Cengiz E, Ulusoy N. Microshear Bond Strength of Tri-Calcium Silicate-based Cements to Different Restorative Materials. *J Adhes Dent*. 2016;18(3):231–7.
245. Tulumbaci F, Almaz ME, Arikan V., Mutluay MS. Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Journal of conservative dentistry*. 2017;20(5):292.
246. Jain B, Tiku A. A comparative evaluation of shear bond strength of three different restorative materials to biodentine and TheraCal LC: An in-vitro study. *International Journal of Applied Dental Sciences*. 2019;5(2):426–9.
247. Cantekin K, Avci S. Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine ®). *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22(4):302–6.

248. Zarean P, Roozbeh R, Zarean P, Jahromi MZ, Broujeni PM. In vitro comparison of shear bond strength of a flowable composite resin and a single-component glass-ionomer to three different pulp-capping agents. *Dental and Medical Problems*. 2019;56(3):239–44.
249. Biçer H, Bayrak Ş. Vital Pulpa Tedavisinde Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Biyomateryallerin Restoratif Materyallere Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*. 2019;6(3):271–9.
250. Buldur B, Oznurhan F, Kayabasi M, Sahin F. Shear bond strength of two calcium silicate-based cements to compomer. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2018;21(1):18–23.
251. Villat C, Tran VX, Pradelle-Plasse N, Ponthiaux P, Wenger F, Grosgeat B, et al. Impedance methodology: A new way to characterize the setting reaction of dental cements. *Dental Materials*. 2010;26(12):1127–32.
252. Çolak H, Tokay U, Uzgur R, Uzgur Z, Ercan E, Hamidi MM. The effect of different adhesives and setting times on bond strength between biodentine and composite. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*. 2016;14(2):e217–22.
253. Atabek D, Sillelioglu H, Ölmez A. Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of Endodontics*. 2012;38(9):1288–92.
254. Yamazaki T, Schricker SR, Brantley WA, Culbertson BM, Johnston W. Viscoelastic behavior and fracture toughness of six glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent*. 2006;96(4):266–72.
255. Sulaiman E, Yeo YM, Chong YT. The flexural strengths of five commercially available tooth-coloured restorative materials. *Annals of Dentistry University of Malaya*. 2007;14(1):39–45.
256. Alinda SD, Margono A, Putranto AW, Maharti ID, Amalina R, Rahmi SF. The Comparison of Biofilm Formation, Mechanical and Chemical Properties between Glass Ionomer Cement and Giomer. *The Open Dentistry Journal*. 2021;15(1):274–83.

257. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandag M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*. 2009;42(11):1004–14.
258. Ebrahimi M, Janan A, Majidinia S, Sadeghi R, Sarraf Shirazi A. Are self-etch adhesives reliable for primary tooth dentin? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2018;21(3):243.
259. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Australian Dental Journal*. 1998;43(2):81–6.
260. Zhang Y, Burrow MF, Palamara JEA, Thomas CDL. Bonding to glass ionomer cements using resinbased adhesives. *Operative Dentistry*. 2011;36(6):618–25.
261. 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. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385–91.
262. van Meerbeek B, Landuyt V, de Munck J, Hashimoto M. Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dental Materials Journal*. 2005;24(1):1–13.
263. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthodontist*. 2005;75(5):832.
264. Huerta E, Corona JE, Oliva AI, Avilés F, González-Hernández J. Universal testing machine for mechanical properties of thin materials. *Revista mexicana de física*. 2010;56(4):317–22.
265. Bobby A, Pai D, Ginjupalli K, Gaur S. Comparison of shear bond strength of light cure mineral trioxide aggregate and light cure calcium hydroxide with nanofilled composite: A stereomicroscopic and scanning electron microscope analysis. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2020;38(1):56–63.

266. Tate WH, Friedl KH,, Powers JM. Bond strength of composites to hybrid ionomers. *Operative Dentistry*. 1996;21:147–52.
267. Keleş S., Dereliođlu SŞ. Shear Bond Strength Of Composite and Compomer to Biodentine Applied with Various Bonding Agents: An In-Vitro Study. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*. 2019;29(1):49–54.
268. Alsubait SA, Hashem Q, AlHargan N, AlMohimeed K,, Alkahtani A. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, bioaggregate and biodentine. *The journal of contemporary dental practice*, . 2014;15(3):336–40.
269. Shin H, Kim M, Nam O, Lee H, Choi S, Kim K. Shear Bond Strength Comparison of Different Adhesive Systems to Calcium Silicate-based Materials. *J Korean Acad Pediatr Dent*. 2018;45(4):445–54.

## 9. ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	Hanife Betül	<b>Soyadı</b>	Karaaslan
<b>Doğum Yeri</b>		<b>Doğum Tarihi</b>	
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>Tel</b>	
<b>E-posta</b>			

## EĞİTİM DÜZEYİ

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2022
<b>Tezli Yüksek Lisans</b>		
<b>Tezsiz Yüksek Lisans</b>		
<b>Lisans</b>	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
<b>Lise</b>	Afyon Süleyman Demirel Fen Lisesi	2007

## İŞ DENEYİMİ

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl - Yıl)</b>
Araştırma Görevlisi	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-Halen

<b>Yabancı Dil Sınav Notu</b>								
ÜDS/YDS	YÖKDİL	TIPDİL	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
		71,25						

	<b>Sayısal</b>	<b>Eşit Ağırlık</b>	<b>Sözel</b>
<b>ALES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

## 10. EKLER

### 10.1. Etik Kurul Onay Belgesi



T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
YEREL ETİK KURUL KARARLARI



Protokol No : 2021-14  
Tarih : 24.02.2021

TANIMLAYICI BİLGİLER	
Sorumlu Araştırmacı Unvanı/ Adı	Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN
Kurumu/ Anabilim/ Bilim Dalı	Çocuk Diş Hekimliği Kliniği A.D.
Araştırma (Protokol) Kodu	2021-14
Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN'in yapmış olduğu "Trikalsiyum Silikat Esaslı Biyomateryallerin Farklı İçerikteki Cam İyonomer Esaslı Restoratif Simanlara Bağlanım Dayanımının Değerlendirilmesi" başlıklı <b>2021-14 Protokol Numaralı</b> çalışmanın yerel etik kurallara <b>UYGUN OLDUĞUNA OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU</b> ile karar verilmiştir.	

#### DİĞER ARAŞTIRMACILAR

No	Ünvanı	Adı / Soyadı
1	Dt. / Araş. Gör.	Hanife Betül KARAASLAN

Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodonti A.D.	✓		
Raportör	Dr. Öğretim Üyesi Nedim GÜNEŞ	Diş.Hek. Fak. Ağız Diş ve Çene Cerrahisi A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D.			
Üye	Prof. Dr. Sema ÇELENK	Diş.Hek.Fak. Çocuk Diş Hekimliği A.D.	✗		
Üye	Prof.Dr. Selahattin ATMACA	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D.			
Üye	Prof.Dr. M.Zülcüf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D.			
Üye	Doç.Dr. Hasan AKKOÇ	Tıp Fak. Farmakoloji A.D.	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu			
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Elif Pınar BAKIR	Diş. Hek. Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.D.	✓		
Üye	Av. Evin DAŞ	D.Ü Hukuk Müşavirliği			

## 11. ORJİNALLİK RAPORU

### ORJİNALLİK RAPORU

% **13**

BENZERLİK ENDEKSİ

% **12**

İNTERNET KAYNAKLARI

% **4**

YAYINLAR

% **6**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>6</b>
2	<a href="http://acikerisim.dicle.edu.tr">acikerisim.dicle.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
3	Submitted to Fırat Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
4	<a href="http://www.acarindex.com">www.acarindex.com</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
5	<a href="http://www.virtualdentistrycongress.com">www.virtualdentistrycongress.com</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
6	<a href="http://dspace.gazi.edu.tr">dspace.gazi.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
7	Submitted to Eskisehir Osmangazi University Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
8	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
9	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>