

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin
Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının
Değerlendirilmesi**

Ruken ERĐÜL

**ocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. ÖĞr. Üyesi Seçkin AKSU**

**ESKİŞEHİR
2022**

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZI ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin
Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının
Değerlendirilmesi**

Ruken ERĐÜL

**ocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Dr. ÖĞr. Üyesi Seçkin AKSU**

Bu tez, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından TDH-2021-1743 proje numarası ile desteklenmiŐtir.

**ESKİŞEHİR
2022**

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZI ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin
Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının
Değerlendirilmesi**

Ruken ERĐÜL

Tez Savunma Tarihi : 25.04.2022

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Seçkin AKSU (Mersin Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ (İstanbul Sağlık ve Teknoloji
Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi İrem BAĞ (Kütahya Sağlık Bilimleri
Üniversitesi)

Onay

Bu alıŐma yukarıdaki jüri üyeleri tarafından **Uzmanlık tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Batu Can YAMAN
Dekan

**Uzmanlık Tezi
ESKİŞEHİR-2022**

UZMANLIK TEZİ BEYANNAMESİ

Uzmanlık tezi olarak sunduğum “**KALSIYUM SILİKAT İÇERİKLİ MATERYALLERİN CAM İYONOMER ESASLI MATERYALLERE BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**” başlıklı araştırmağı danışmanım **Dr. Öğr. Üyesi Seçkin Aksu** rehberlik ve sorumluluğunda tamamladığımı; çalışma protokolü ve süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun davrandığımı, verilerin tarafımca toplandığını, örneklerin tarafımca hazırlandığını; deney, analiz ve görüntüleme işlemlerinin ilgili laboratuvar ve görüntüleme merkezinde tarafımca yapıldığını/yaptırıldığını, tez metnini hazırlarken kaynakçanın eksiksiz olarak gösterildiğini, tezin yazım kılavuzu kurallarına uygun olarak hazırlandığını ve belirtilen hususların aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim..

Ruken ERGÜL

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	V
TEŞEKKÜR.....	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
TABLolar DİZİNİ	V
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. MTA.....	4
2.1.1. ProRoot MTA White.....	4
2.1.2. MEDCEM MTA	8
2.2. PORTLAND SİMAN	8
2.2.1. MEDCEM PURE PORTLAND SİMAN	10
2.3. CAM İYONOMER SİMANLAR	10
2.3.1. GELENEKSEL CAM İYONOMER SİMANLAR	12
2.3.2. CAM İYONOMER HİBRİT KOMBİNASYONLARI	14
2.3.2.1. YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMANLAR	15
2.3.2.2. REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMANLAR	17
2.3.3. ACTIVA BİYOAKTİF RESTORATİF MATERYAL	18
2.4. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ	21
2.5. ARAŞTIRMANIN AMACI.....	22
3. MATERYAL VE METOT	24
3.1. ARAŞTIRMADA KULLANILAN MATERYALLER	24
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....	25

3.3. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	29
3.4. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	31
4. BULGULAR.....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
4.1. ADEZİV UYGULAMASI YAPILMAYAN GRUPLARIN ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	32
4.1.1. ADEZİV UYGULAMASI YAPILMAYAN BİYOMATERYAL ÖRNEKLERİNİN RESTORATİF MATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	32
4.1.2. RESTORATİF MATERYALLERİN ADEZİV UYGULANMAYAN BİYOMATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	33
4.2. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN GRUPLARIN ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	35
4.2.1. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN BİYOMATERYAL ÖRNEKLERİNİN RESTORATİF MATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	35
4.2.2. RESTORATİF MATERYALLERİN ADEZİV UYGULANAN BİYOMATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	36
4.3. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN VE YAPILMAYAN GRUPLARIN ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİ	37
4.3.1. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN VE YAPILMAYAN PROROOT MTA WHITE ÖRNEKLERİNİN RESTORATİF MATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİ	37
4.3.2. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN VE YAPILMAYAN MEDCEM MTA ÖRNEKLERİNİN RESTORATİF MATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİ	38
4.3.3. ADEZİV UYGULAMASI YAPILAN VE YAPILMAYAN MEDCEM PURE PORTLAND SİMAN ÖRNEKLERİNİN RESTORATİF MATERYALLERE ORTALAMA MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİ	39
4.4. SEM GÖRÜNTÜLERİ	41
4.4.1. PROROOT MTA WHITE-SEM GÖRÜNTÜLERİ	41
4.4.2. MEDCEM MTA-SEM GÖRÜNTÜLERİ	42

4.4.3. MEDCEM PURE PORTLAND SIMAN-SEM GÖRÜNTÜLERİ	43
5. TARTIŞMA.....	44
SONUÇ VE ÖNERİLER	55
KAYNAKLAR.....	57
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	75
EK-2. BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJESİ ONAY BELGESİ.....	77

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisini, sabrını, iyi niyetini ve desteğini esirgemeyen, değerli danışman hocam Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Seçkin AKSU**'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince Çocuk Diş Hekimliği'nin esaslarını sabırla öğreten, bilgi ve tecrübesinden çok şey öğrendiğim, her konuda hoşgörü ve desteğini hissettiğim çok değerli hocam Sayın **Doç. Dr. Seçil ÇALIŞKAN**'a,

Tez çalışmamın hazırlanması sırasında anlayışını ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Merve CANDAN**'a,

ESOGÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde tez çalışmamın hazırlanması sırasında yardımlarını esirgemeyen Sayın **Prof. Dr. Onur KOYUNCU, Öğr. Gör. Tayfun ŞENGEL ve Öğr. Gör. Berk Can YÜCEL**'e,

Değerli zamanını ayırarak tez savunma sınavıma katılma nezaketini gösteren değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ ve Dr. Öğr. Üyesi İrem BAĞ**'a,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm ESOGÜ Diş Hekimliği Fakültesi personeline, asistan arkadaşlarıma, yardım ve desteklerini esirgemeyen Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı çalışanlarına,

Tez çalışmamın hazırlanması sırasında yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım **Duygu ERZEK TURHAN, Şebnem Nezahat KOÇAN, Esra ÖZKAN KAYA, Elif Nurten MUTLU ve Emre MUTLU**'ya,

Tez çalışmamda zamanını ve emeğini esirgemeyen canım kardeşim **Dt. İbrahim Halil ERGÜL**'e,

Bugünlere gelmemdeki en büyük emek sahipleri, en tatlı destekçilerim canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimle...

RUKEN ERGÜL

ÖZET

Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Amaç: Araştırmasında kalsiyum silikat içerikli materyallerin farklı cam iyonomer esaslı materyallere makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Materyal ve Metot: 4 mm çapında ve 2 mm derinlikte boşlukları bulunan 270 adet akrilik blok hazırlandı. Üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanan kalsiyum silikat içerikli biyomateryaller (ProRoot MTA, Medcem Pure Portland Siman ve Medcem MTA) akrilik bloklardaki boşluklara yerleştirildi ve sertleşmeleri için önerilen sürelerde bekletildi. Biyomateryal örnekleri, uygulanacak restoratif materyale göre rastgele 3 gruba ayrıldı; geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, biyoaktif restoratif materyal. Adeziv işlemlerin ardından biyomateryallerin üzerine 3,2 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde silindirik kalıplar yardımıyla restoratif materyaller uygulandı. Biyomateryaller üzerine cam iyonomer esaslı restoratif materyal uygulamaları iki aşamada gerçekleştirildi. İlk aşamada cam iyonomer esaslı restoratif materyaller biyomateryallere adeziv uygulaması yapılmaksızın bağlandı. Tüm örnekler 24 saat 37°C'lik etüvde bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanım değerleri universal test cihazı kullanılarak ölçüldü. Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (One-way-ANOVA) ve Post-Hoc Tukey testleri kullanıldı.

Bulgular: Tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri adeziv uygulaması yapılan Medcem MTA+ ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda, en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise adeziv uygulaması yapılmayan ProRoot MTA White + Equia Forte HT Fil grubunda gözlemlendi. Adeziv uygulaması yapılan ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin diğer biyomateryallerden istatistiksel olarak daha yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanımına sahip olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Sonuç: Sonuç olarak vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli adeziv uygulanan biyomateryallerin üzerine restoratif materyal olarak ACTIVA biyoaktif restoratif materyal tercih edilebilir. Kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin üzerine adeziv uygulaması zamana bağlı oluşabilecek teknik dezavantajları ortadan kaldırabilir.

Anahtar Kelimeler: Biyomateryal, Makaslama Bağlanma Dayanımı, Biyoaktif Restoratif Materyal.

ABSTRACT

Evaluation of Adeziv Strength of Different Restorative Materials to Calcium Silicate Based Materials

Aim: The aim of this study was to provide a comparative evaluation of the shear bond strengths of calcium silicate-based biomaterials used in vital pulp treatment to various glass ionomer cement materials.

Materials and Methods: 270 acrylic blocks with a hole measuring 4 mm diameter and 2 mm height were prepared. Calcium silicate-based biomaterials (ProRoot MTA White, Medcem MTA and Medcem Pure Portland Cement) were prepared in line with the manufacturers' instructions, inserted into hole and waited the recommended time for the setting. The biomaterials specimens were divided into 3 groups according to the restorative materials used; glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement, compomer and composite resin. Glass ionomer restorative material applications on biomaterials were carried out in two stages. In the first stage, glass ionomer restorative materials were bonded to the biomaterials without applying adhesive. After all procedures, restorative materials were applied over the biomaterials with the help of cylindrical mold (3.2 mm in diameter and 3 mm in height). All specimens were stored at 37°C for 24 h and shear bond strength was then measured by universal testing machine. Data were analyzed using one-way ANOVA and Tukey tests.

Results: The highest mean shear bond strength values were observed in the Medcem MTA+ ACTIVA bioactive restorative material groups for all biomaterials while the lowest mean shear bond strength values were in the non-adhesive ProRoot MTA White + Equia Forte HT Fil groups were observed in all groups. The mean shear bond strength values for ACTIVA bioactive restorative material in the adhesive-treated groups were significantly higher than for other biomaterials ($p < 0.05$).

Conclusion: In conclusion, ACTIVA bioactive restorative material could be preferred as a restorative material upon the biomaterials with calcium silicate-based biomaterials used

in vital pulp treatment. Adhesive application on calcium silicate-containing biomaterials can eliminate the technical disadvantages that may occur due to time.

Keywords: Biomaterial, Shear Bond Strength, Bioactive Restorative Material.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C : Santigrat Derece

< : Küçüktür

> : Büyüktür

mm : Milimetre

sn : Saniye

dk: Dakika

Ark. : Arkadaşları

MDP : Metakriloloksidodesil Dihidrojen Fosfat

MPa : Megapaskal

MTA : Mineral Trioksit Agregat

LED : Diyot Yayan Işık

VPT: Vital Pulpa Tedavileri

HEMA: 2-Hidroksietil metakrilat

BIS-GMA: Bisfenolglisidil metakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller.....	23
Şekil 3.2.a. Örneklerin hazırlanma aşamasının şeması.	25
Şekil 3.2.b. Biyomateryal ve restoratif materyal uygulanmış örnek.....	25
Şekil 3.2.c. Deney Gruplarının Şematik Gösterilmesi.....	26
Şekil 3.3.a. Universal test cihaz cihazı.....	29
Şekil 3.3.b. Deneysel Kurulum Şeması.....	29
Şekil 3.4. Elektron Tarama Mikroskobu.....	30
Şekil 4.4.1: ProRoot MTA White SEM Görüntüleri.....	42
Şekil 4.4.3.: Medcem Pure Portland Siman SEM Görüntüleri.....	43
Şekil 4.4.3.: Medcem Pure Portland Siman SEM Görüntüleri.....	44

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller	24
Tablo 4.1.1. Adeziv uygulaması yapılmayan biyomateryal örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	31
Tablo 4.2. Adeziv uygulaması yapılan biyomateryal örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	34
Tablo 4.1.1. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan ProRoot MTA örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	36
Tablo 4.2.2. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan Medcem MTA örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	37
Tablo 4.3.3. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan Medcem Pure Portland örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	39
Tablo 4.3.4. Biyomateryal-Restoratif Materyal Arasında Gözlenen Kırılma Tipi Yüzdeleri.....	40

1.GİRİŞ

Pulpa tedavilerinin temel amacı, çürük, travmatik yaralanma veya diğer nedenlerden etkilenen pulpanın canlılığını korurken diş destek dokularının bütünlüğünü ve sağlığını korumaktır.¹ Dentin-pulpa kompleksi, reperatif dentinogenezis olarak bilinen bir dizi fizyolojik savunma mekanizması sunar.² Bu nedenle diş hekimliğinin modern çağında biyolojik temelli yaklaşımlar ile pulpa canlılığının korunması büyük önem taşımakta ve vital pulpa tedavileri (VPT), derin dentin çürüğü varlığında ve pulpanın çürük sebebiyle ekspoz olduğu durumlarda sağlıklı pulpa dokusunun korunmasında temel tedavi olarak yer almaktadır.³

Vital pulpa tedavileri, dişlerin canlılığını ve fonksiyonunu korurken dişleri asemptomatik halde ağızda tutmak ve dentinin rejenerasyonu kapasitesini korumak için yapılır.^{4, 5} Bu tedaviler, indirekt pulpa kuafajı, direkt pulpa kuafajı, parsiyel/total pulpatomi gibi prosedürleri içerir ve pediatrik diş hekimliği uygulamaları arasında oldukça popülerdir.^{2,6}

Başarılı VPT için, odontoblastların daha fazla hasar almasını önlemek ve yeni odontoblastların farklılaşmasını sağlamak oldukça önemlidir.⁴ Pulpa kuafaj materyalinin yerleştirilmesi, dentin köprüsü oluşumunu ve pulpa iyileşmesini teşvik ederken bakteri girişini önleyen bir ortam yaratarak pulpa canlılığını korumayı amaçlar.⁷ Vital pulpa tedavisinin başarısı için geçici ve nihai restorasyonlar ile hermetik bir tıkama sağlanması gerekmektedir. Bunun yanısıra bakteriyel mikrosızıntının azaltılmasında, VPT'nin uzun dönem prognozunda, biyomateryal ile restoratif materyal arasındaki bağlanma kuvvetinin de yüksek olması gerekmektedir.⁸

Kalsiyum silikat içerikli materyallerin farklı cam iyonomer esaslı materyallere makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, ProRoot MTA White hakkında çalışmalar⁹⁻¹¹ olmasına karşın, Medcem MTA, Medcem Pure Portland Siman makaslama bağlanma dayanımı hakkında sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir^{12, 13}. Bu nedenle, bu tez araştırmasında, VPT’de kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin restoratif materyallere makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmamızda test edilen H_0 hipotezleri şu şekilde kurulmuştur: 1) Kullanılan biyomateryallerin restoratif materyallere bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır; 2) Adeziv uygulamasının biyomateryal ve restoratif materyal bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

Süt ve daimî dişlerde pulpanın etkilenmediği derin dentin çürüklerinde ve travmatik yaralanmalarda indirekt pulpa kuafajı; mekanik perforasyonlarda ya da çürük sebebiyle gelişen pulpa ekspozlarında, direkt pulpa kuafajı^{14, 15} veya pulpotomi^{16, 17} gibi biyomateryallerin kullanımını içeren prosedürler sıklıkla uygulanmaktadır. Bu amaçla, kalsiyum hidroksit, mine matriks türevleri, beta-trikalsiyum fosfat, kemik morfogenetik proteinler, osteojenik protein-1, demineralize dentin matriks türevleri ve kalsiyum silikat esaslı materyaller gibi biyouyumlu materyaller üzerinde çalışılmıştır.^{9, 18} Kalsiyum hidroksit diş hekimliğine tanıtılmasından bu yana, pulpa hücrelerini indükleyerek reparatif dentin oluşumuna sebep olması ve antimikrobiyal etkinliği ile vital pulpa tedavilerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır.¹⁹ Ancak kalsiyum hidroksit uygulaması ile oluşan dentin köprüsünde tünel defektlerinin varlığı, dentine zayıf adezyon ile mikrosızıntıyı önleyememesi, nem varlığından ve asit uygulamasından etkilenmesi gibi çeşitli dezavantajlar bildirilmiştir. Bu nedenle, kalsiyum hidroksit VPT için kullanılacak ideal bir materyal olarak görülmemektedir.²⁰ Kalsiyum silikat esaslı materyaller; biyouyumluluk, pulpa vitalitesini koruma, radyoopasite, antibakteriyel aktivite, kolay kullanım, iyi sızdırmazlık yeteneği, biyoaktivite, dentine ve restoratif materyale bağlanabilme, kuvvetlere dayanabilme gibi özellikleri sebebiyle hem süt hem de daimi dişlerin vital pulpa tedavilerinde sıklıkla tercih edilmektedir.²¹ Bu nedenlerden dolayı günümüzde vital pulpa tedavilerinde Mineral Trioksit Agregat (MTA), Biodentine, TheraCal, BioAggregate gibi hidrasyonu kalsiyum hidroksit formasyonu ile sonuçlanan kalsiyum silikat içerikli biyoseramik materyaller popüler hale gelmiştir.²²

2.1. MTA

Mineral trioksit agregat ilk olarak 1993 yılında Torabinejad tarafından tanıtılıp endodonti alanında kök ucu dolgu materyali ve lateral perforasyonların onarımı için diş hekimliği literatürüne girmiş²³ ve 1998 yılında Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayını almış,²⁴ ProRoot MTA (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, ABD) adı ile piyasaya sürülmüştür.²⁵

Mineral trioksit agregat esas olarak dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, alçı taşı ve tetrakalsiyum alüminoferrit içeren rafine Portland siman karışımından oluşmaktadır.^{23, 26, 27} Ayrıca eser miktarda silisyum dioksit, kalsiyum oksit, magnezyum oksit, silisyum oksit, potasyum sülfat ve sodyum sülfat içermektedir.²⁴

Mineral trioksit agregat, süt ve daimi dişlerin pulpa kuafajında,^{14, 15} süt dişi pulpotomisinde,¹⁶ parsiyel pulpotomide,¹⁷ altında daimi diş jermi olmayan süt dişlerinin²⁸ ve daimi dişlerin kök kanal tedavisinde,²⁹ internal ve eksternal rezorpsiyonların tamirinde,³⁰ perforasyonların tamirinde,³¹ apeksifikasyon³² ve rejeneratif endodontik tedavide,^{33, 34} apikal cerrahi uygulamasında^{35, 36} kullanılmaktadır.

2.1.1. ProRoot MTA White

Mineral trioksit agregat ilk ticarileştirildiğinde gri bir renge sahip olup renklenmeye sebep olması ile tetrakalsiyum alüminoferrit formülasyondan çıkarılmış ve radyopak özellik kazandıran bizmut oksit eklenerek 2002'de ProRoot MTA White adlı yeni bir formül piyasaya sunulmuştur.^{37, 38} Gri MTA'ya göre ProRoot MTA White, daha küçük partiküllere sahiptir, ayrıca daha az demir (%90,8 oranında daha az demir)³⁹,

alüminyum ve magnezyum oksit içermektedir.^{24, 38, 39} Bu modifikasyonlara rağmen, ProRoot MTA White, gri MTA ile benzer mekanik özelliklere sahiptir.^{40, 41}

Mineral trioksit agregat, ince hidrofilik partiküllerden oluşan bir tozdur ve bileşenlerin su ile reaksiyona girmesiyle zayıf kristalize ve gözenekli koloidal bir jel halini almaktadır.^{38, 42} MTA'da bulunan kalsiyum silikatlar hidrolize uğradığında kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit açığa çıkmaktadır.⁴³ Hidrasyon ürünlerinin yaklaşık üçte biri, MTA'yı oldukça alkali hale getiren (pH:12.5) kalsiyum hidroksitten oluşur.^{44, 45} MTA'nın yapısındaki trikalsiyum silikat hidratlaşma reaksiyonunun ana ürünlerinden biri olan kalsiyum silikat hidratın yapısına katılır ve erken mukavemetini sağlar.⁴³ MTA, hidrasyonun yan ürünleri olan kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidratın ayrışmasıyla yüksek oranda kalsiyum iyonları açığa çıkmaktadır. Kalsiyum iyonlarının salınımı zamanla azalır. Ayrıca MTA'nın hidrasyon mekanizması Portland simandan farklıdır; çünkü MTA'da bulunan bizmut oksit kalsiyum silikat hidrata bağlanır ve kalsiyum silikat hidrat bozunurken zamanla simandan süzülür.⁴⁵

Mineral trioksit agregat, 3:1 oranında steril distile su ile plastik veya metal bir spatülle karıştırılır.⁴⁶ MTA'nın karıştırma süresi çok önemlidir. Önerilen karıştırma süresi dört dakikadan azdır. MTA karıştırma süresinin uzaması, karışımın kurumasına neden olmaktadır.³¹ Karıştırma işleminden sonra dehidrasyona uğrayıp kuruyarak kumlu bir karışıma dönüştüğü için hazırlandıktan hemen sonra kullanılmalıdır.⁴⁷ Sertleşme süresi; toz/likit oranına, uygulama alanının ısısına, ortamdaki nem varlığına, partikül büyüklüğüne ve karışımın içinde kalan hava kabarcıklarına bağlı olarak değişmektedir.²⁴ Mineral trioksit agregatın uzun sertleşme süresi dezavantajlarından biridir.³¹ Ancak sertleşme süresinin uzun olması sertleşirken genişmesi ile materyalin büzülme oranını azaltmakta ve örtücülük özelliğinin iyileşmesine katkı sağlamaktadır.¹⁵ ProRoot MTA

White'in sertleşme süresi 140 ± 2.58 dakika olarak bildirilmiştir.⁴⁸ Daha iyi sızdırmazlık sağlamak için kalıcı restorasyonu yerleştirmeden önce MTA ile temas halinde nemli bir pamuk peletin yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir.⁴⁹

Materyalin sertleşmesi higroskopik özelliği nem ve kan varlığından etkilenmemektedir.⁵⁰ Mineral trioksit agregatın trikalsiyum oksit içeriği doku sıvıları ile etkileşime girdiğinde kalsiyum hidroksit oluşur. Oluşan kalsiyum hidroksit sert doku oluşumunu indükler, dentin köprüsü oluşur^{15, 51} ve sementogenezisi uyarır.⁴⁷ Mineral trioksit agregat ile oluşturulan dentin köprüsünün kalsiyum hidroksit esaslı simanlara kıyasla daha hızlı oluştuğu ve daha iyi yapısal bütünlüğe sahip olduğu bildirilmiştir.⁵² Mineral trioksit agregat, pulpanın bütünlüğünü koruyarak reperatif dentin oluşumunu uyarır.^{53, 54} Kalsiyum hidroksit esaslı simanlarla kıyaslandığında, MTA minimal inflamasyon ve doku nekrozuna sebep olur.^{25, 55} Ayrıca sentetik doku sıvılarında bekletilen MTA'dan birçok iyonun salındığı ancak kalsiyumun en çok salınan iyon olduğu bildirilmiştir. Kalsiyumun doku sıvılarındaki fosfatlarla reaksiyona girerek hidroksiapatit oluşumunu sağladığı gösterilmiştir.²⁷

Mineral trioksit agregatın, interlökin(IL)-1 α , IL-1 β , IL-6, IL-8, IL-10, IL-18, osteokalsin, alkalen fosfataz ve kemik morfogenetik protein-2 gibi birçok sitokinin up-regülasyonuna neden olduğu hücre kültürü çalışmalarında gösterilmiştir.^{9, 56} Bu sitokinlerin aracılığıyla kemik matrisi üretimi ve yeni kan damarlarının gelişimi desteklenir. Bu nedenle MTA, periodontal ligament ve kemiğin rejenerasyonunu uyurabilmektedir.^{38, 55}

Mineral trioksit agregat, anaeroblara karşı önemli bir antimikrobiyal etki göstermemesine rağmen *Enterococcus faecalis* ve *Streptococcus mitis*, *Streptococcus*

mutans, Streptococcus salivarius, Streptococcus epidermidis ve Laktobacillus'a karşı antibakteriyel aktivite gösterdiği bildirilmiştir.⁵⁷

Mineral trioksit agregat, diğer herhangi bir restoratif materyalle reaksiyona girmez. Daimî restorasyon materyali olarak kullanılan cam iyonomer siman veya kompozit rezinin, MTA'nın üzerine yerleştirilmesi sertleşmeyi etkilemez.⁵⁸

Mineral trioksit agregatın basma dayanımının, ilk 24 saat içinde, amalgam, İntermediat Restoratif Materyal⁵⁹ ve Süper Etoksi Benzoik Asit (Super EBA)'dan önemli ölçüde daha az olduğu ancak üç hafta sonra Super EBA, IRM ve MTA arasında basma dayanımı açısından önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir.⁶⁰ MTA'nın sertleşme mekanizması, dikalsiyum silikat ve trikalsiyum silikatın hidrasyon reaksiyonu ile oluşur. Bu reaksiyon, materyalin fiziksel dayanıklılığını da belirlemektedir.⁶¹ Dikalsiyum silikatın hidrasyon hızı, trikalsiyum silikatınkinden daha yavaş olduğu için, MTA'nın basma dayanımı, karıştırmadan birkaç gün sonra maksimum değerlerine ulaşır.^{61, 62} ProRoot MTA White'ın basma dayanımının gri MTA'ya göre daha fazla olduğu bildirilmiştir.^{63, 64}

Mineral trioksit agregat, reperatif dentin oluşumunu indükleyen; yüksek alkalinite, antibakteriyel etkinlik ve düşük çözünürlük gösteren,^{65, 66} non-mutajenik,⁶⁷ non-genotoksik, non-karsinojenik, biyoyumlu bir materyaldir.⁶⁸ Mineral trioksit agregatın olumlu özelliklerinin yanı sıra; uzun sertleşme süresi,⁴⁸ manipülasyonun zor olması,⁶⁹ maliyetinin yüksek olması,⁷⁰ renklenme yapabilmesi^{71, 72} gibi dezavantajları sebebiyle farklı MTA formülasyonları geliştirilmiştir.

2.1.2. Medcem MTA

Medcem MTA(Weinfelden, Switzerland), yakın zamanda geliştirilen, saflaştırılmış Portland siman ve zirkonyum oksitten oluşan, ikinci nesil MTA grubundadır.⁷³ Bizmut oksitin koronal renklenmeye sebep olması⁷¹ sebebiyle materyale radyoopak özellik kazandırması için zirkonyum oksit ilave edilmiştir.⁷³ Zirkonyum oksit siman hidrasyonunu etkilemez ve karışımın homojenliğini ve kıvamını iyileştirir.⁷⁴ Medcem MTA'da, Biodentin'e kıyasla daha fazla zirkonyum oksit bulunur.¹³

Medcem MTA, pulpa kuafaj, pulpotomi, perforasyon onarımı, apeksifikasyon ve endodontik cerrahi için önerilmektedir.⁷⁵ Medcem MTA, kök ucu dolgu materyali olarak kullanımında ProRoot MTA ve Biodentine'den daha düşük sızıntı göstermiştir.⁷⁶ Ayrıca ProRoot MTA ile benzer biyouyumluluk gösterdiği bildirilmiştir.⁷⁷

2.2. Portland Siman

Portland siman, ilk olarak 1878'de kök kanal dolgu materyali olarak kullanımına ilişkin bir vaka raporu yayınlandığında diş hekimliği literatürüne girmiştir.⁷⁸ Portland siman, kil ve kireç içeren minerallerin doğru oranlarda öğütülmesi ve ardından karışımın 1400°C'ye ısıtılmasıyla üretilir. Kalsinasyon adı verilen bu işlem, ham maddelerde fiziksel ve kimyasal değişiklikler meydana getirir. Kalsinasyon sonunda ortaya çıkan ve 'klinker' adı verilen iri taneli malzeme ince bir toz haline getirilir ve sertleşme sürecini geciktirmek için az miktarda alçı taşı eklenir. İki temel bileşen ise trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikattır.⁷⁹ Toza su eklemek karmaşık bir hidrasyon reaksiyonu ile sonuçlanır. İlk olarak, klinker tanesi suda dağılır ve hidrasyon ürünleri her bir tanenin yüzeyine yerleşir ve dışarı çıkar. Farklı klinker taneleri bir araya geldiğinde sertleşme başlar. Son

olarak, jelin daha da geliştirilmesi ile sertleşme, kristal partiküller boyunca yayılır. Sertleşme reaksiyonları sonucu oluşan son ürünlerin üçte biri ise kalsiyum hidroksittir.⁷⁹

Portland simanının ana bileşenleri, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, ve tetra-kalsiyum alüminoferrittir. Portland siman, düşük alüminyum ve demir oksit içerir. Biyouyumluluğu, kimyasal ve fiziksel özellikleri oldukça iyidir ve renk bozulmasına neden olan bizmut oksit içermez.⁸⁰

Tip I Portland simanı ve MTA'nın biyolojik özellikleri çok benzerdir; her iki malzeme de kalsiyum iyonları salarak biyomineralizasyonda yer alan karbonat apatit oluşumuna yol açar.^{41, 81-83}

Mineral trioksit agregat ve Tip I Portland simanının özelliklerini karşılaştıran çalışmalar, X-ışını kırınım analizi ile makroskopik, mikroskopik görüntüleme hemen hemen aynı özelliklere sahip olduklarını,⁸⁴ pH, antimikrobiyal aktivite,⁸⁵ biyouyumluluk,⁸⁰ non-sitotoksik,⁸³ non-genotoksik⁶⁸ ve basma dayanımlarının düşük⁸⁶ olması yönünden benzer olduklarını bildirmiştir.⁸² Ancak portland siman MTA'ya göre, daha fazla çözünübilirliğe ve daha düşük mikrosertlik değerlerine sahiptir.⁸⁷ Portland siman, bizmut iyonlarının olmaması^{25, 48, 88} ve potasyum iyonlarının varlığı ile MTA'dan farklıdır.⁸⁹ Bizmut oksit içermemesi sebebiyle de MTA'dan daha düşük radyoopasite gösterir.⁹⁰

Su bazlı simanların kullanımıyla ilgili önemli endişe, portland siman üretiminde kullanılan kireçtaşıdaki safsızlıktan kaynaklanan malzemedeki sızabilen arsenik miktarıdır.^{48, 91} Portland simandaki arsenik konsantrasyonunun MTA'dakine yakın

ve/veya MTA'dan düşük olduğu ve simanın klinik uygulama için herhangi bir kontrendikasyon göstermediği bildirilmiştir.^{92,93}

2.2.1. Medcem Pure Portland Siman

Medcem Pure Portland Siman, ilave içerik içermeyen, renk stabilitesi ve nötrlüğu ile karakterize edilen yeni bir üründür. X-ışını altındaki opaklığı dentininkinden biraz daha yüksektir.⁷⁷ ProRoot MTA ile benzer biyoyumluluk gösterdiği bildirilmiştir.⁷⁷

Medcem Pure Portland Siman, daimi ve süt dişlerinin direkt ve indirekt pulpa kuafajı ve pulpotomisinde, perforasyon onarımında ve apeksifikasyonda kullanımı için önerilir.⁹⁴ Ek bileşen içermediğinden diş rengine bozulmaya neden olmadığına inanılmaktadır.⁷⁵

Biyomateryaller ve restoratif materyaller arasındaki ideal bağlanmanın sağlanması esastır.⁹⁵ Uygun bir bağlanmanın olmaması, bakterilerin pulpaya nüfuz etmesine ve pulpa kuafaj prosedürünün başarısız olmasına sebep olur.⁹⁶ Amerikan Endodonti Derneği, biyomateryal üzerine 3–4 mm'lik bir cam iyonomer kaide uygulamasını önermektedir.⁹⁷

2.3. Cam İyonomer Simanlar

Çinko polikarboksilat simanların ve silikat simanların avantajları bir araya getirilerek üretilmiş olan cam iyonomer simanlar,⁹⁸ 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimlerine tanıtılmıştır.⁹⁹ 'Cam iyonomer siman terimi', sertleşme reaksiyonunun tamamını veya büyük bölümünü asit-baz reaksiyonu ile gerçekleştiren, flor salınımı yapabilen ve reşarj olabilen restoratif materyaller için kullanılmaktadır.¹⁰⁰

Kimyasal kompozisyonuna göre değişiklik gösterse de cam iyonomer simanların toz kısmı sinterlenmiş alümina (Al₂O₃), silika (SiO₂), kriolit, alüminyum triflorid, flor rezervuarı olması için alüminyum fosfat ve kalsiyum florid bileşenlerinden oluşmaktadır. Likit kısmı ise akrilik asit co-monomerleri, maleik asit, tartarik asit, itakonik asit gibi poliasitleri içerebilmektedir.¹⁰¹

Cam iyonomer simanların sertleşme sertleşme reaksiyonu sırasıyla; toz ve likidin teması, cam partiküllerin üzerine asit atağı, matrisin şelasyonu ve matrisin sertleşmesi olmak üzere dört ayrı fazda gerçekleşir.¹⁰²

Florür salınımına bağlı antikaryojenik olmaları,¹⁰³⁻¹⁰⁵ mine ve dentine kimyasal bağlanabilmeleri,^{106,107} diş yapısına benzer termal genişleme katsayısına sahip olmaları¹⁰⁸ ve restoratif formda kullanıldığında yeterli biyouyumluluğa sahip olmaları gibi avantajları sebebiyle günümüzde oldukça popüler olan dental materyallerdir.¹⁰⁹

Cam iyonomer simanlar uygulanma yöntemlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

Tip I: Kuru köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

Tip II: Restoratif simanlar

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

Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar.¹¹⁰

Cam iyonomer simanlar içeriklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

I. Geleneksel cam iyonomer simanlar

II. Hibrit cam iyonomer simanlar

- a. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- b. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
- III. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar
- IV. Giomerler
- V. Nano-iyonomerler¹⁰¹
- VI. Cam Karbomer®
- VII. Zirkonya takviyeli cam iyonomer simanlar (Zirconomer®)
- VIII. Seramik takviyeli cam iyonomer simanlar (Amalgomer CR®).

2.3.1. Geleneksel Cam iyonomer simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlar, iyon salabilen floroalüminosilikat camın sulu bir poliakrilik asit çözeltisi ile asit-baz reaksiyonuna girmesiyle oluşan organik/inorganik kompozitlerdir. Reaksiyonda çok sayıda farklı polialkenoik asit ve cam tozları kullanılmaktadır. Bu yüzden kompozisyona göre sertleşmenin kimyası da değişmektedir.¹¹¹ Sertleşme esnasında polialkenoik asit, alüminosilikat cam partiküllerinin yapısına penetre olarak iyonların likitteki sulu faza geçmesini sağlar. Sertleşmenin erken dönemlerinde Ca^{+2} iyonu daha fazla açığa çıkarak likitteki sulu faza geçer ve serbest karboksil grubu ile şelasyon yaparak tuz köprüleri ve çığraz bağlar oluşturur. Al^{+3} iyonu daha yavaş salınarak simanın mekanik özelliklerinin zamanla gelişmesini sağlamaktadır.¹¹² Ayrıca reaksiyona girmemiş cam partikülleri doldurucu görevi görmekte ve simanın mekanik özelliklerini güçlendirmektedir.¹¹³

Pulpanın korunması, mikrosızıntının önlenmesi, uzun ömürlü restorasyonlar için restoratif materyallerin diş yapısına adezyonu oldukça önemlidir. Karıştırılan diş

yüzeyini ıslatan simanın serbest karboksil grupları ve dış dokusundaki su arasında hidrojen bağları meydana gelmektedir. Bu hidrojen bağları, dış dokusunda bulunan fosfat iyonlarıyla poliakrilik asit içerisindeki karboksilat grupları reaksiyonu sonucu iyonik bağlarla aşamalı olarak yer değiştirir. Böylece dış ile siman arasında iyon değişim tabakası meydana gelmektedir.¹¹⁴ Bağlanma dayanımı hızlı bir şekilde gelişmekte; %80'lik kısmı sertleşmenin ilk 15 dakikasında olurken ilerleyen günlerde artarak devam etmektedir.¹¹⁵

Cam iyonomer simanlardan flor salınımı iki mekanizma ile gerçekleşir. Mekanizmaların ilki sertleşmesini tamamlamış simanın en dış yüzeyinden sulu ortama doğru çözünme şeklinde gerçekleşen florürle birlikte diğer iyonların da salındığı “early burst” olarak tanımlanan patlama etkisiyle başlayan hızlı bir reaksiyondur. İkinci mekanizma ise simanın yapısında bulunan florun, simanın matris kısmından diffüze olup kademeli olarak salınmasıdır.¹¹⁶

Geleneksel cam iyonomer simanlar, bütün tip kavitelere kaide simanı, geçici restoratif materyal, fissür örtücü olarak kullanılması; ortodontik bant, paslanmaz çelik kron ve braketlerin yapıştırılması gibi çeşitli klinik uygulamalar için diş hekimliğinde yaygın kullanılmaktadır.¹¹⁷

Geleneksel cam iyonomer simanlar monomer içermemesi bağlı olarak düşük sitotoksikite göstermemesi, florür salınımına bağlı antikaryojenik olmaları,¹⁰³⁻¹⁰⁵ mine ve dentine kimyasal çapraz bağlanabilmeleri, avantajlara sahiptir.¹¹⁸ Ayrıca, optimal nem kontrolünün mümkün olmadığı koşullarda bile sert dış dokularına iyi adezyon gösterebilme yeteneğine sahip olup kullanımının kolay olması ile çocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.¹¹⁷ Kooperasyon güçlüğü sebebiyle izolasyon sağlamanın zor

olduğu durumlarda özellikle endikedir.¹¹⁹ Cam bileşiminde florürün varlığı klinik olarak faydalıdır; salınan florür iyonu hidroksiapatitteki hidroksil iyonu ile kolayca yer değiştirmekte ve dişlerin çürüğe karşı direncini arttırmaktadır.¹²⁰ Ancak geleneksel cam iyonomer simanların düşük mekanik özellikler göstermesi^{121, 122} erken dönemde neme karşı duyarlılık sergilemesi¹²³, kısa çalışma zamanı ve renk stabilitesinin düşük olması gibi dezavantajlarının çözümlenebilmesi için güçlendirilmiş cam iyonomer siman formülasyonları geliştirilmiştir.^{124, 125}

2.3.2. Cam İyonomer Hibrit Kombinasyonları

Geçmiş yıllarda geleneksel cam iyonomer simanlar fleksural dayanımlarının düşük olması sebebiyle, geniş kaviteilerin daimi restorasyonlarında kullanılmaları mümkün olmadığından¹²⁶ geçici dolgu maddeleri olarak kategorize edilmişlerdir.¹²⁷ Ancak son gelişmeler geleneksel cam iyonomer simanların endikasyon spektrumunun genişlemesini sağlamıştır.¹²⁶ Bu sınıfa dahil materyaller ilk defa 1980'li yılların sonunda kaide materyali olarak kullanılmaya başlanmış,¹²⁸ 1992 yılında ise restoratif materyal olarak geliştirilmiştir.¹²⁹

Geleneksel cam iyonomerler, hidroksiapatit ile iyonik bağ kurarak mine ve dentine adezyon gösterir. Bu bağ, hidroksiapatitin yüzeyindeki fosfat iyonlarının yerini alan poliakrilat iyonları ile oluşmaktadır. Cam iyonomer hibrit kombinasyonları, geleneksel cam iyonomerlerde olduğu gibi aynı mekanizma ile bağlanmaktadır; ancak bileşimleri ile rezin sistemlerine benzer bir mikromekanik bağlanma da eşlik etmektedir. Mikromekanik retansiyonun temel özellikleri, dentin tübüllerinde rezin tag oluşumu ve ayrıca tübüler dentin ve peritübüler dentin ile hibrit bir tabakanın oluşumudur.¹³⁰

2.3.2.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi mekanik özelliklere sahip, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, 1990'lı yılların başında atravmatik restoratif tedavi için geliştirilmiştir.^{117, 131} Toz kısmına ilave edilen kurutulmuş polimerik asitler ile matriks çapraz bağlarının sayısı artmakta, materyalin elastisite modülü ve dayanıklılığı artmaktadır. Cam iyonomer simanlarda standart toz-likit oranı 3:1 ile 4:1 arasında değişirken yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6/1 veya 7/1'dir.¹³² Toz içeriği ne kadar yüksek olursa, mukavemet o kadar yüksek olur, ancak elle karıştırmak da bir o kadar güçleşir. Optimum fiziksel özelliklerin ve sonuçların elde edilebilmesi için malzemelerin kapsül şeklinde kullanılması şiddetle tavsiye edilmektedir.¹⁰¹ Makaslama bağlanma ve basma dayanımı gibi fiziksel özelliklerinin rezin modifiye cam iyonomer simanlardan %10-15 daha iyi olduğunu bildirilmiştir.¹⁰¹

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, özellikle yüksek çürük riski taşıyan bireylerin sınıf I, II, III ve V kavitelelerin restorasyonlarında, tek yüzeye uygulanan atravmatik restoratif tedavilerde¹³³, acil geçici veya uzun süreli geçici restorasyonlarda, daimi restorasyonların altında kaide olarak ve fissür örtücü uygulanmasında kullanılabilir.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, sertleşme süresinin kısa olması, unkoopere çocuklarda kullanım kolaylığı sağlaması, flor salabilmesi, yüksek çekme gerilme ve fleksural direnç değerlerine sahip olması, hidrasyondan etkilenmemeleri, dış sert dokularına adezyonlarının iyi olması ve tek seansta polisaj yapıp bitirilebilmeleri gibi avantajlara sahiptirler.^{134, 135} Ancak çalışma zamanının kısa olması, aproksimal

bölgeyi içeren yoğun okluzal streslerin bulunduğu bölgelerde fraktür riskinin olması gibi dezavantajları da vardır.^{117, 136}

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ile restorasyonda, smear tabakasını uzaklaştırmak ve optimum adezyon sağlamak için kaviteye 10-15 saniye boyunca %10'luk poliakrilik asit uygulanması gerekmektedir.¹⁰¹

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların ilk sertleşme reaksiyonlarından sonra neme maruz kalmalarının materyali güçlendirdiği ancak dehidrasyona karşı simanın yüzeyinin bir vernik ile korunması gerektiği bildirilmiştir.¹³⁷

2015 yılında cam hibrit yapıdaki,¹²⁷ termo-setting¹³⁸ restoratif materyal olan-Equia Forte HT Fil piyasaya sürülmüştür. Bu hibrit formülasyon, cam iyonomer yapısı içinde dağılmış yüksek oranda, ultra ince reaktif cam parçacıkları içermektedir.¹³⁹ Equia Forte HT Fil tozu, yeni eklenen yüksek oranda reaktif küçük parçacıklar dahil olmak üzere %95 stronsiyum-floroalüminosilikat cam ve %5 poliakrilik asit içerir. Likidi ise %40'luk poliakrilik asitten oluşmaktadır.¹²⁷ Yüksek molekül ağırlıklı poliakrilik asitin de eklenmesi ile matriks çapraz bağlarının sayısı artar, böylelikle materyalin fleksural dayanıklılığı artar. Cam hibrit teknolojisinin materyale daha iyi fiziksel özellikler kazandırarak aşınma direncini iyileştirdiği, artan florür ve diğer iyonların salınımı ile daha güçlü bir matriks yapısı oluşturduğu öne sürülmektedir.¹²⁶ İçeriğindeki stronsiyum ise artan radyoaktiviteden sorumludur ve simanın estetik özelliklerini olumsuz etkilememektedir. Kalsiyumun stronsiyum ile yer değiştirmesi, materyalden florür salınımını arttırmaktadır.^{140, 141}

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda siman yüzeyine uygulanması gereken hidrofilik düşük viskoziteli nano dolgulu yüzey verniği Equia Coat, %50 metil metakrilat ve %0.09 kamforokinondan oluşur. Equia Coat uygulaması siman yüzeyini sızdırmaz hale getirir, tam maturasyon sağlanana kadar ilk aylarda abrazyon aşınmayı ve restorasyonun kırılma mukavemetini azaltır; materyalin estetik özelliklerini geliştirir.¹²⁷

2.3.2.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların neme duyarlılık ve düşük fiziksel özelliklere sahip olmaları gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla piyasaya sürülmüş,¹⁴² 1988 yılında patentleri alınmıştır.^{143, 144} "Rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer" terimi, asit-baz reaksiyonu ve foto-kimyasal polimerizasyon ile sertleşen malzemeleri ifade eder.¹⁴⁵ Bu simanlar, esas olarak %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin yapıdan oluşmaktadır.¹⁴⁶ Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, iyon salabilen florealüminosilikat cam tozları, poliakrilik asit, tartarik asit gibi suda çözünebilen polimerik asitler, organik monomer/ler, başlatıcı sistem ve %8 sudan oluşmaktadır. Monomer genellikle 2- hidroksietil metakrilat (HEMA)'dan oluşmaktadır ve reaksiyon başlatıcı madde olarak ise kamforokinon kullanılmaktadır.¹⁴⁶

Rezin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması iki aşamalıdır: simanın karıştırılmasıyla geleneksel cam iyonomer simanlarda olduğu gibi asit-baz reaksiyonu başlar ve kalsiyum/alüminyum poliakrilat tuzu hidrojel oluşur. Bunu takiben foto/kimyasal başlatıcılar tarafından oluşturulan HEMA polimerizasyon reaksiyonu ile devam eder ve reaksiyon sonucunda poliHEMA matris formasyonu oluşur.¹⁴⁷ Bu arada, poliasitteki karboksil kalıntıları, diş dokusunda bulunan kalsiyum ile güçlü bir şekilde iyonize olur ve rezin modifiye cam iyonomer simanların adezyonuna izin verir.¹⁴⁸

Kompozisyonları farklı olsa da rezin modifiye cam iyonomer simanların mine ve dentine geleneksel cam iyonomerlerden daha iyi bağlanabildiği¹⁴⁹ ve faydalı miktarlarda flor salınımı yapabildiği bildirilmiştir.¹⁴⁶

Rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanmadan önce iyon değişimi tabakasının potansiyelini arttırmak için 10 sn boyunca %10'luk poliakrilik asit uygulaması önerilmektedir.¹⁰¹

Geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında, rezin modifiye cam iyonomer simanlar daha iyi mekanik özelliklere sahip olma, dentin ve mineye mikromekanik adezyonla bağlanabilme, kolay kullanım ve hızlı sertleşebilme gibi avantajlara sahiptir. Ancak nispeten daha az florür salınımı yapma ve daha kötü biyouyumluluğa sahip olma gibi dezavantajları vardır. Biyouyumluluğunun yeterli olmamasının sebebi HEMA monomerinin esas olarak ilk 24 saat içinde siman yapısından salınarak dentine nüfuz etmesi ve pulpa hücreleri için toksik etki göstermesidir.^{117, 148}

Sınıf I, III ve V kavitelelerin restorasyonunda, süt dişlerinin restorasyonunda, kor yapımında, radyopak restorasyonun gerekli olduğu durumlarda, geriatrik uygulamalarda, fissür örtücü ve kaide/liner olarak Fuji II LC kullanılabilir. Su bazlı bir siman olarak Fuji II LC, yerleştirme sırasında neme toleranslı olup, geniş renk seçeneği ile iyi estetik özelliğe sahiptir. Diş yapısına benzer bir termal genleşme katsayısına ve iyi florür salma potansiyeline sahiptir.¹⁵⁰

2.3.3. ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal

Biyoaktif materyaller, diş hekimliğinde inorganik bir fosfat çözeltisi varlığında apatit benzeri yüzey tabakası oluşturan materyallerdir.¹⁵¹ ACTIVA biyoaktif dual-cure

materyaller (Pulpdent, USA), dişlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini taklit eden dental rezinlerdir.¹⁵²

ACTIVA biyoaktif materyaller, kompozit rezinlerin dayanıklılığına, estetiğine ve fiziksel özelliklerine denk ve aynı zamanda cam iyonmer simanlardan daha fazla kalsiyum, fosfat ve flor salınım-reşarj özelliğine sahip olduğu iddiasıyla 2014 yılında piyasaya sürülmüştür.¹⁵³ ACTIVA ürünleri, hidrojene sentetik bir kauçuk olan polibütadien ve metakrilat bazlı monomerlerin eklenmesiyle modifiye edilmiş diüretan monomerlerinin bir karışımı ile geliştirilmiş rezin modifiye cam iyonmer simanlardır. Eklenen rezinin; monomerlerin aşınma direncini, kırılmayı ve marjinal aşınmayı iyileştirdiği iddia edilmektedir.^{154, 155}

ACTIVA biyoaktif materyaller; biyoaktif iyonik rezin matriksi, şok emici kauçuk rezin bileşen ve reaktif iyonmer cam doldurucu içerir. Bu biyoaktif ürünler, dişlerin ve tükürüğün doğal kimyasını düzenleyerek diş yapısının ve ağız sağlığının korunmasına katkıda bulunan iyonik değişim döngülerine aktif olarak katılmaktadır.¹⁵²

ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin likitinde; yüksek viskoziteli cam iyonmer siman ve rezin modifiye cam iyonmer simana benzer yüksek moleküler ağırlıklı bir poliakrilik asit, üretan dimetakrilat monomerleri, dimetakrilat fosfat, foto-kimyasal başlatıcılar bulunmaktadır. Ayrıca, likit az miktarda su içermektedir. Reaktif iyonmer cam doldurucu kısmında ise rezin matrisine bağlanabilen ve materyalin estetik ve aşınma direncinde rol oynayan silanize florealüminosilikat doldurucular bulunmakta^{156, 157}, Bis-GMA, Bisfenol A ve türevlerini içermemektedir.¹⁵²

ACTIVA biyoaktif restoratif materyal, self-mixing şırınga formundadır. Şırınganın kullanımı sırasında dual sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Toz ve sıvı karıştırıldığında, asit-baz reaksiyonu, materyalin sertleşmesi ve silanize floroalüminosilikat doldurucuları parçalanmaya başlar. Kalsiyum ve alüminyum iyonları salınır ve iyonize karboksilik gruplarla çapraz iyonik bağlar oluşur. Florür iyonları da serbest bırakılır. Asit-baz reaksiyonu ile birlikte kimyasal başlatıcıların da aktive olmasıyla rezin polimerizasyonu başlar ve fotopolimerizasyon ile sertleşme tamamlanır.¹⁵⁷

ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin iyonik rezin yapısında bulunan fosfat asit grupları, doldurucular arasındaki etkileşimi iyileştirir ve diş ile kimyasal olarak bağlanmasında rol oynar. Suya bağımlı bir iyonizasyon süreci ile hidrojen iyonları fosfat gruplarından ayrılır ve diş yapısındaki kalsiyum ile yer değiştirir. Bu iyonik etkileşim, rezini dişteki minerallere bağlayarak güçlü bir rezin-hidroksiapatit kompleksi oluşturur ve mikrosızıntıya karşı iyi bir direnç sağlar.^{152, 158} Ancak yapılan bir çalışmada Esthet-X kompozit ve GC Fuji II LC ile kıyaslandığında ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin daha fazla mikrosızıntı gösterdiği bildirilmiştir.¹⁵⁹

ACTIVA biyoaktif restoratif materyal, kompozitlerin estetiğini, gücünü ve esnekliğini, cam iyonomerlerden daha üstün olan biyoaktif özellikler ve florür salınımı ile birleştirmektedir.¹⁵² Materyalin biyoaktif özellikleri, malzemenin pH döngülerine yanıt verdiği, önemli miktarlarda kalsiyum, fosfat ve florürün salınması ve reşarj olabilmesinde aktif rol oynayan mekanizmaya dayanmaktadır.¹⁶⁰ Ancak yapılan çalışmalarda ACTIVA biyoaktif materyalin geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha az flor salınımı gösterdiği bildirilmiştir.^{158, 161,}

ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin, oklüzal restorasyonlarda fleksural dayanımı 80 MPa ve basınç dayanımı 130 MPa olarak bildirilmiştir.¹⁶³

ACTIVA biyoaktif materyaller cam iyonomer bileşeni ile dişe kimyasal olarak bağlanırlar ve flor salınımı ve reşarj olabilme kapasitesine sahiptirler. Bu nedenle süt dişlerinin restorasyonunda, daimî dişlerin Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf V restorasyonlarında, amalgam ve kompozit tamirinde, kor yapımında kullanılabilirler. Ayrıca materyalin izolasyonun tam olarak sağlanamadığı durumlarda da kullanılabilceği bildirilmektedir.¹⁵²

Restoratif materyaller ve biyomateryaller arasındaki makaslama bağlanma dayanımının yüksek olması, adezyonun iyi olmasına ve bakterilerin pulpaya nüfuz etmesini engelleyerek VPT prosedürlerinin başarılı olmasına katkı sağlayacaktır.⁹⁶

2.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Diş hekimliğinde adezyonun artan önemi, diş yapısına bağlandığı iddia edilen malzemelerin göreceli performansları hakkında bilgiye ihtiyaç duyulduğunu açıkça ortaya koymuştur.¹⁶⁴ Bir materyalin klinik performansını belirlemek için yapılan in-vitro testler; hızlı sonuç elde edilebilmesi, ucuz olması ve standardizasyonu sağlamanın daha kolay olması sebebiyle in-vivo testlere kıyasla bağlanma dayanımının belirlenmesinde daha sık kullanılmaktadır.¹⁶⁴ Birçok laboratuvar çalışması doğrudan klinik durumlara uyarlanamazken, klinik çalışma protokollerinin oluşturulmasında faydalıdır.¹⁶⁵

Çoğu durumda bağlanma dayanımı gerilim, çekme, kesme kuvvetleri veya bunların bir kombinasyonu olarak tanımlanabilse bile, adezivlerin çeşitli klinik uygulamalarının tümü için geçerli olabilecek özel laboratuvar veya klinik testler

yoktur.¹⁶⁴ Makaslama bağlanma dayanımı testi, literatürde bağlanma gücünün etkinliğinin değerlendirilmesi üzerine çalışılan en yaygın in-vitro tekniktir.^{166, 167}

Makaslama bağlanma dayanımı testi, kopma meydana gelene kadar, bağlanmış olan yüzeylere paralel olarak adeziv ajanla aderentin bağlandığı bağlanma ara yüzeyine sabit hızda kuvvet uygulanmasıdır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü,¹⁶⁸ ISOTR-11405 standardında makaslama bağlanma dayanımı testlerinde; yükün 0,45-1,05 mm/dk aralığındaki kesici uç hızı ile uygulanması gerektiğini tavsiye etmiştir.¹⁶⁴ Bağlanma dayanımı değeri, kopma esnasında elde edilen en yüksek kuvvet değerinin, numune yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır.¹⁶⁹

İn-vivo testlerinin sonuçları benzer çalışmalarda önemli ölçüde değişmektedir. Bu sadece adeziv materyallerin özelliklerindeki farklılıklara bağlı olabileceği gibi numune hazırlamadaki farklılıklara da dayanmaktadır.¹⁷⁰ Bir diğer önemli husus, bağlanma değerlerini belirlemek için aynı amacı arayan farklı araştırmalarda yaygın olarak uygulanan test prosedürlerinde yapılan değişikliklerdir. Bu nedenle, aynı malzemenin analizleri, kaçınılmaz olarak, bağlanma direnci hakkında farklı veriler üretebilmektedir.¹⁶⁵

2.5. Araştırmanın Amacı

Pulpa tedavilerinin başarısında kullanılan pulpa kuafajı materyali ile restoratif materyal arasındaki bağlanma koronal restorasyonun sızdırmazlığı açısından oldukça önemlidir.¹⁷¹ Vital pulpa tedavilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş ProRoot MTA White hakkında çalışmalar⁹⁻¹¹ olmasına karşın, Medcem MTA, Medcem Pure Portland Siman makaslama bağlanma dayanımı hakkında sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir^{12, 13}. Bu tez araştırmasında kalsiyum silikat içerikli materyallerin (ProRoot

MTA, Medcem Pure Portland Siman ve Medcem MTA) farklı cam iyonomer esaslı restoratif materyallere (geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, biyoaktif restoratif materyal) makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez araştırması, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından TDH-2021-1743 proje numarası ile desteklenmektedir. Bu tez çalışması, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde 30.07.2021-11.02.2022 tarihleri arasında gerçekleştirildi.

3.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller

Araştırmamızda, üç farklı kalsiyum silikat içerikli biyomateryal (ProRoot MTA, Medcem Pure Portland Siman, Medcem MTA), üç farklı cam iyonomer esaslı restoratif materyal (geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, biyoaktif restoratif materyal) ve self-etch adeziv materyal kullanıldı.



Şekil 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller

1. LED ışık cihazı 2. ProRoot MTA, 3. Medcem Pure Portland Siman, 4. Medcem MTA, 5. Fuji Equia Forte HT FilFil, 6. Fuji II LC, 7. ACTIVA biyoaktif Restorative, 8. GC Cavity Conditioner, 9. Equia Forte Coat, 10. Clearfil SE Adeziv 2, 11. 4x2 mm silindirik boşluğu bulunan akrilik blok örneği 12. Biyomateryal ve restoratif materyal uygulanmış örnek.

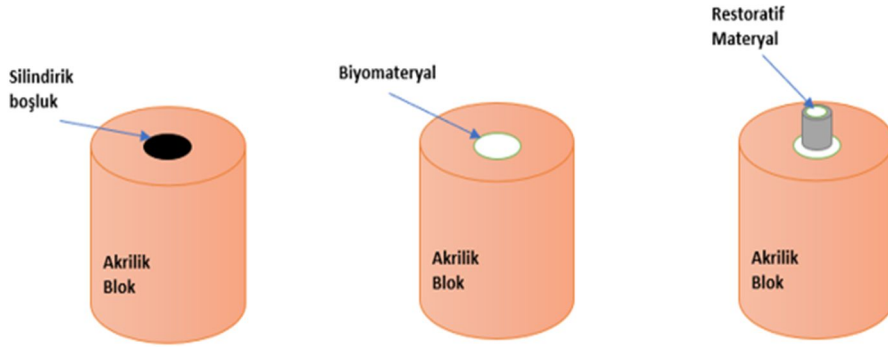
Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan materyaller

Materyal	İçeriği	Lot Numarası	Üretici Firma
ProRoot MTA	Trikalsiyum silikat, Dikalsiyum silikat, Trikalsiyum alüminat, Kalsiyum sülfat dihidrat, Bizmut oksit	000266733	Dentsply, Tulsa Dental, OK, USA
Medcem Pure Portland Siman	Trikalsiyum silikat, Trikalsiyum alüminat, Dikalsiyum silikat, Tetrakalsiyum alüminoferrit	MTZ181020	Weinfelden, Switzerland
Medcem MTA	Trikalsiyum silikat, Trikalsiyum alüminat, Dikalsiyum silikat, Tetrakalsiyumalüminoferrit, Zirkonyum oksit	RX181020	Weinfelden, Switzerland
Fuji Equia Forte HT Fil	Tozu: Floroalümina silikat cam Likiti: Poliakrilik asit	2101291	GC Corp, Tokyo, Japan
Fuji II LC	Floroalüminosilikat cam, 2-Hidroksietilmetakrilat, Polibazik karboksilik asit, Üretan dimetakrilat, Kamforokinon, Distile su	2101061	GC Corp, Tokyo, Japan
ACTIVA Biyoaktif Restorative	Diüretan ve diğer metakrilatların modifiye karışımı Poliakrilik asit (44.6%) Amorföz silika (6.7%) Sodyum florid (0.75%)	201229	Pulpdent Corporation, Watertown, USA
Clearfil SE Adeziv 2	Primer: 10-MDP, HEMA, Hidrofilik dimetakrilat, Foto-başlatıcı, Su Adeziv: 10-MDP, HEMA, Bis-GMA, Hidrofilik dimetakrilat, DI-kamforokinon, Silanated koloidal silika, Başlatıcı.	000134	Kuraray Noritake

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Bağlanma dayanımı testi için 4 milimetre (mm) çapında ve 2 mm derinlikte silindirik boşlukları bulunan 270 adet akrilik blok (0,25 etki büyüklüğü, %5 yanılma

düzeyi ve %94,8 güç ile) hazırlandı. Her bir biyomateryalden 90 adet olacak şekilde, üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanan kalsiyum silikat içerikli materyaller (ProRoot MTA, Medcem Pure Portland Siman ve Medcem MTA) akrilik bloklardaki boşluklara yerleştirildi. Yüksekliği akrilik blok seviyesi ile aynı seviyede olacak şekilde biyomateryallerin fazlası yüzeyden uzaklaştırıldı.



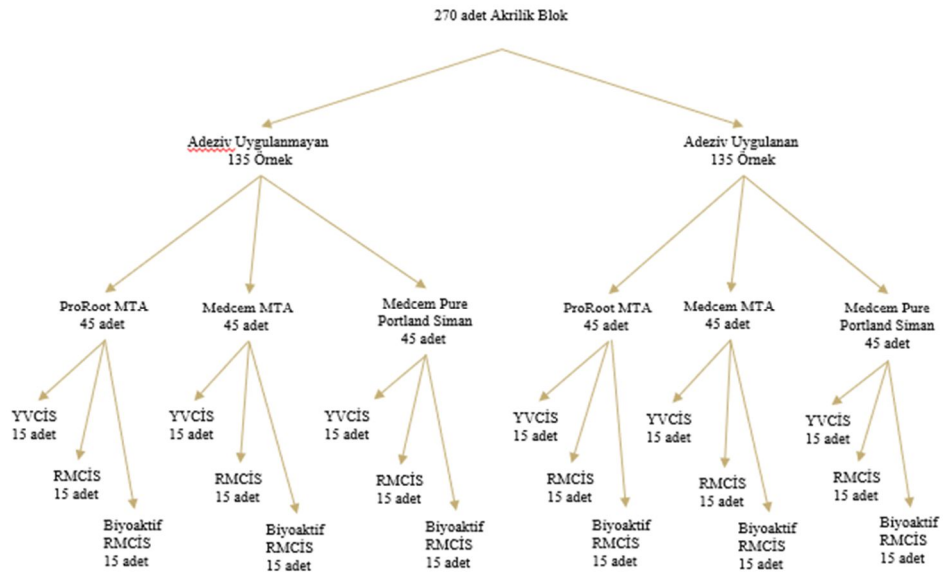
Şekil 3.2.a. Örneklerin hazırlanma aşamasının şeması.



Şekil 3.2.b. Biyomateryal ve restoratif materyal uygulanmış örnek.

Üretici firmaların önerisi doğrultusunda ProRoot MTA, Medcem Pure Portland Siman ve Medcem MTA örneklerinin üzerine nemli pamuk pelet konuldu ve geçici dolgu maddesi (Cavit, 3M ESPE, America Inc., Norristown, PA, USA) ile kapatıldı. Örnekler

sertleşmeleri tamamlanincaya kadar 37°C sıcaklık ve 100% neme ayarlanmış etüvde (Nüve ES 252, Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş., Ankara, Türkiye) 4 saat bekletildi. Etüvden çıkarılan örneklerin üzerindeki geçici dolgu maddesi ve pamuk peletler kaldırıldı. Ardından biyomateryallerin yüzey polisajları alüminyum oksit disk (Tor; Tor VM Ltd. Moscow, Russia) kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.2.c. Deney Gruplarının Şematik Gösterilmesi

YVCİS: Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer- Equia Forte HT Fil
 RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman- Fuji II LC
 Biyoaktif RMCİS: ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal

Her bir biyomateryalden 45 (15*3) adet örnek hazırlandı. Hazırlanan biyomateryal örnekleri her bir cam iyonomer esaslı materyal grubunda 15 adet örnek olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrıldı. Ardından cam iyonomer esaslı materyallerin uygulama aşamasına geçildi.

Işıkla polimerize olan cam iyonomer esaslı materyallerin polimerizasyonunda LED ışık cihazı (Elipar Deep Cure-L, 3M Espe Corporation, CA, USA; ışık gücü:1100 mV/cm²) (LOT NO:6500263) kullanıldı.

Akrilik bloklara yerleştirilmiş olan kalsiyum silikat örneklerinin üzerine 3,2 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde silindirik plastik kalıplar yerleştirilerek cam iyonomer esaslı restoratif materyal uygulamaları için hazırlandı.

Biyomateryaller üzerine cam iyonomer esaslı restoratif materyal uygulamaları iki aşamada gerçekleştirildi. İlk aşamada cam iyonomer esaslı restoratif materyaller biyomateryallere adeziv uygulaması yapılmaksızın bağlandı.

Biyomateryal + Equia Forte HT Fil: Biyomateryallerin üzerine 10 sn GC Cavity Conditioner uygulandı, 20 sn yıkandı ve kurutuldu. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan cam iyonomer içerikli restoratif materyal (Equia Forte HT Fil) biyomateryallerin üzerindeki silindirik kalıplara yerleştirildi. Sonrasında materyallerin yüzeyine aplikatör yardımıyla Equia Forte Coat uygulandı ve 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

Biyomateryal + Fuji II LC: Biyomateryallerin üzerine 10 sn GC Cavity Conditioner uygulandı, 20 sn yıkandı ve hava ile kurutuldu. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan rezin modifiye cam iyonomer siman (Fuji II LC) biyomateryallerin üzerindeki silindirik kalıplara yerleştirildi ve 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Sonrasında materyallerin yüzeyine aplikatör yardımıyla Equia Forte Coat uygulandı ve 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

Biyomateryal + ACTIVA Bioaktif Restoratif: Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan biyoaktif restoratif materyal biyomateryallerin üzerindeki silindirik kalıplara yerleştirildi ve 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

İkinci aşamada cam iyonomer esaslı restoratif materyaller biyomateryallere adeziv uygulaması yapılarak bağlandı.

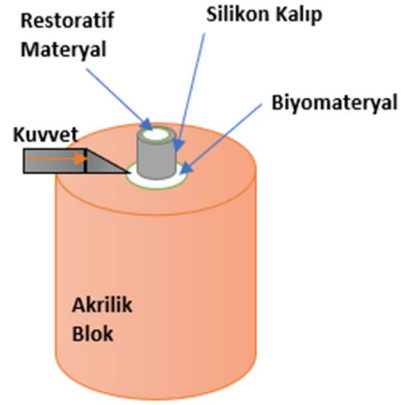
Biyomateryal + Adeziv Uygulaması + Restoratif Materyal: Adeziv uygulanması yapılmayan gruptan farklı olarak biyomateryaller yerleştirildikten sonra bütün gruplarda biyomateryallerin yüzeyine, Clearfil SE primer tek kullanımlık adeziv fırçası ile 20 sn uygulandı ve nazıkçe hava ile kurutuldu. Ardından Clearfil SE adeziv 10 sn aplikatör yardımı ile yüzeye uygulanarak nazıkçe hava ile tüm yüzeye dağıtıldı ve 10 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Restoratif materyal uygulamaları üretici firmanın önerileri doğrultusunda her bir grup için ilk aşamada belirtildiği şekilde tekrarlandı.

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Tüm örnekler 24 saat 37°C sıcaklık ve %100 nem altında etüvde bekletildikten sonra, makaslama bağlanma dayanım değerlerini ölçmek için universal test cihazına (MOD Dental MIC-101, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) sabitlendi (Şekil 3.3). Ardından cihaz 1 mm/dakika hıza ayarlanarak kopma meydana gelene kadar bağlanma alanının uzun eksenine paralel olacak şekilde kuvvet uygulaması yapıldı. Her bir örneğin kopma değeri Newton cinsinden ölçüldü. Daha sonra her bir örnek için kopma değeri, kuvvetin yüzey alanına bölümü sonucu hesaplanarak MPa cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.3.a. Universal test cihazı



Şekil 3.3.b. Deneysel kurulum şeması.

Koparılan örnekler mikroskop altında değerlendirilerek kırılma tiplerine göre aşağıdaki gibi tanımlandı:

Adeziv Kırılma: Biyomateryal ve restoratif materyalin bağlanma yüzeyinde gerçekleşen kopmadır.

Koheziv Kırılma: Biyomateryal veya restoratif materyal içinde gerçekleşen kopmadır.

Karışık (miks) Kırılma: koheziv ve adeziv kopmanın birarada olmasıdır.¹⁷²

Koparılan örnekler Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda vakumlu etüvde (60°'de) kurutulduktan sonra elektron tarama mikroskobu (Hitachi Regulus 8230- Field Emission Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya) altında x30, x250, x1000, x2500 büyütmede incelendi ve temsili alanlar fotoğraflandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Elektron Tarama Mikroskobu

4. BULGULAR

Tüm gruplar arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri adeziv uygulaması yapılan Medcem MTA+ ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda (30.57 ± 16.16 MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise adeziv uygulaması yapılmayan ProRoot MTA White + Equia Forte HT Fil grubunda (4.94 ± 2.13 MPa) gözlemlendi.

4.1. Adeziv Uygulaması Yapılmayan Grupların Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Değerlendirilmesi

Tablo 4.1. Adeziv uygulaması yapılmayan biyomateryal örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

	ProRoot MTA White	Medcem MTA	Medcem Pure Portland Siman	p
Equia Forte HT Fil	$4,94 \pm 2,13^{a,1}$	$21,48 \pm 8,95^{a,2}$	$6,36 \pm 4,95^1$	$<0.01^*$
Fuji II LC	$7,41 \pm 2,95^a$	$9,79 \pm 2,83^b$	$10,29 \pm 11,64$	0.503
ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal	$14,47 \pm 5,37^{b,2}$	$12,0 \pm 4,50^{b,1,2}$	$9,85 \pm 4,62^1$	0.042*
p	$<0.01^*$	$<0.01^*$	0.326	

*Aynı üst simge ile gösterilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

*Farklı sayılar her bir restoratif materyal grubunun biyomateryallere bağlanma dayanımı arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p < 0.05$).

*Farklı harfler her bir biyomateryal grubunun restoratif materyallere bağlanma dayanımı arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p < 0.05$).

Adeziv uygulaması yapılmayan gruptaki örnekleri arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem MTA+ Equia Forte HT Fil grubunda ($21,48 \pm 8,95$ MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ProRoot MTA White+ Equia Forte HT Fil grubunda (4.94 ± 2.13 MPa) gözlemlendi (Tablo 4.1.).

4.1.1. Her Bir Biyomateryal Grubunun Cam İyonomer İçerikli Materyallere Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

ProRoot MTA White ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubu anlamlı olarak en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p < 0.05$), Equia Forte HT Fil ve Fuji II LC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.1.).

Medcem MTA ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, Equia Forte HT Fil grubu anlamlı olarak en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p < 0.05$). Fuji II LC ve ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.1.).

Medcem Pure Portland Siman ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.1.). En yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Fuji II LC grubunda (10.29 ± 11.64 MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri Equia Forte HT Fil grubunda (6.36 ± 4.95 MPa) gözlemlendi (Tablo 4.1.).

4.1.2. Her Bir Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyal Grubunun Biyomateryallere Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Equia Forte HT Fil örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, Medcem MTA grubu anlamlı olarak en yüksek ortalama makaslama

bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p<0.01^*$), Medcem Pure Portland Siman ve ProRoot MTA White grupları arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı belirlendi. ($p>0.05$)

Fuji II LC örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$). En düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ProRoot MTA White grubunda (7.41 ± 2.95 MPa), en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Medcem Pure Portland Siman grubunda (10.29 ± 11.64 MPa) gözlemlendi (Tablo 4.1.).

ACTIVA biyoaktif restoratif materyal örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise ProRoot MTA White grubunda (14.47 ± 5.37 MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem Pure Portland Siman grubunda (9.85 ± 4.62 MPa) gözlemlendi. Biyomateryaller arasında Medcem Pure Portland Siman ile ProRoot MTA White grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p<0.05$). ProRoot MTA White ve Medcem MTA arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirlendi ($p>0.05$) (Tablo 4.1.).

4.2. Adeziv Uygulamasý Yapýlan Grupların Ortalama Makaslama Bađlanma Dayanımı Deđerlerinin Deđerlendirilmesi

Tablo 4.4. Adeziv uygulamasý yapılan biyomateryal örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bađlanma dayanımı deđerleri

	ProRoot MTA White	Medcem MTA	Medcem Pure Portland Siman	p
Equia Forte HT Fil	12.99±7.57 ^a	12.91±10.20 ^a	9.83±3.96 ^a	0.447
Fuji II LC	7.63±3.29 ^a	8.90±3.88 ^a	7.25±4.83 ^a	0.512
ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal	22.54±14.15 ^{1,2,b}	30.57±16.16 ^{2,b}	18.59±7.40 ^{1,b}	0.049*
p	<0.01*	<0.01*	<0.01*	

*Aynı üst simge ile gösterilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamý deđildir ($p>0.05$).

*Farklý sayýlar her bir restoratif materyal grubunun biyomateryallere bađlanma dayanımı arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0.05$).

*Farklý harfler her bir biyomateryal grubunun restoratif materyallere bağlanma dayanımı arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0.05$).

Adeziv uygulamasý yapılan gruptaki örnekler arasında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri Medcem MTA+ ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda (30.57 ± 16.16 MPa), en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri Medcem Pure Portland Siman+ Equia Forte HT Fil grubunda (7.25 ± 4.83 MPa) gözlemlendi.

4.2.1. Her Bir Biyomateryal Grubunun Cam İyonomer İçerikli Materyallere Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

ProRoot MTA White ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubu anlamlı olarak daha yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi ($p<0.05$). Equia Forte HT Fil ve Fuji II LC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$) (Tablo 4.2.).

Medcem MTA ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubu anlamlı olarak daha yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p<0.05$). Equia Forte HT Fil ve Fuji II LC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$) (Tablo 4.2.).

Medcem Pure Portland Siman ile cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubu anlamlı olarak daha yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p<0.05$). Equia Forte HT Fil ve Fuji II LC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$) (Tablo 4.2.).

4.2.2. Her Bir Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyal Grubunun Biyomateryallere Olan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Equia Forte HT Fil örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$). En yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise ProRoot MTA White grubunda (12.99 ± 7.57 MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem Pure Portland Siman grubunda (9.83 ± 3.95 MPa) gözlemlendi (Tablo 4.2.).

Fuji II LC örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p>0.05$). En yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Medcem MTA grubunda (8.90 ± 3.88 MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem Pure Portland Siman grubunda (7.25 ± 4.83 MPa) gözlemlendi (Tablo 4.2.).

ACTIVA biyoaktif restoratif materyal örneklerinin biyomateryallere makaslama bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ise Medcem MTA grubunda (30.57 ± 16.16 MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem Pure Portland Siman grubunda (18.59 ± 7.40 MPa) gözlemlendi. ProRoot MTA White ile Medcem Pure Portland Siman ve Medcem MTA grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p < 0.05$) (Tablo 4.2.).

4.3. Adeziv Uygulaması Yapılan ve Yapılmayan Biyomateryal-Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyal Gruplarının Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Fuji II LC'ye bağlanan tüm biyomateryal gruplarında ve Equia Forte HT Fil + Medcem MTA grubu dışında bütün biyomateryal-cam iyonomer içerikli restoratif materyal gruplarında adeziv uygulamasının ortalama makaslama bağlanma dayanım değerini arttırdığı tespit edildi.

4.3.1. Adeziv Uygulaması Yapılan ve Yapılmayan ProRoot MTA White Örneklerinin Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyallere Olan Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Tablo 4.3.1. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan ProRoot MTA örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

ProRoot MTA White	Adeziv Uygulanan Grup	Adeziv Uygulanmayan Grup	p
Equia Forte HT Fil	12.99±7.57	4.94±2.13	0.01*
Fuji II LC	7.63±3.29	7.41±2.95	0.848
ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal	22.54±14.15	14.47±5.37	0.054

İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Adeziv uygulamasının cam iyonomer içerikli restoratif materyal gruplarının tamamının ProRoot MTA White'a olan bağlanma dayanımını arttırdığı tespit edildi. ProRoot MTA White+ Equia Forte HT Fil grubunda adeziv uygulaması yapılan ve daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri tespit edilen grup (12.99 ± 7.57 MPa) ile adeziv uygulanmayan grup (4.94 ± 2.13 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p < 0.01^*$) (Tablo 4.3.1.).

ProRoot MTA White+ Fuji II LC grubunda adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri (7.63 ± 3.29 MPa) ile adeziv uygulanmayan grup (7.41 ± 2.95 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.3.1.).

ProRoot MTA White+ ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri (22.54 ± 14.15 MPa) ile adeziv uygulanmayan grup (14.47 ± 5.37 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.3.1.).

4.3.2. Adeziv Uygulaması Yapılan ve Yapılmayan Medcem MTA Örneklerinin Restoratif Materyallere Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

Tablo 4.3.2. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan Medcem MTA örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

MEDCEM MTA	Adeziv Uygulanan Grup	Adeziv Uygulanmayan Grup	p
Equia Forte HT Fil	12.91 ± 10.20	21.48 ± 8.9	0.021*
Fuji II LC	8.90 ± 3.88	9.79 ± 2.83	0.480
ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal	30.57 ± 16.16	12.0 ± 4.50	0.01*

İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Medcem MTA+ Equia Forte HT Fil grubunda adeziv uygulanmayan ve daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri tespit edilen grup (21.48 ± 8.9 MPa) ile adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri (12.91 ± 10.20 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p < 0.05$) (Tablo 4.3.2.).

Medcem MTA + Fuji II LC grubunda adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri (8.90 ± 3.88 MPa) ile adeziv uygulanmayan grup (9.79 ± 2.83 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0.05$) (Tablo 4.3.2.).

Medcem MTA + ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda adeziv uygulaması yapılan ve daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri tespit edilen grup (30.57 ± 16.16 MPa) ile adeziv uygulanmayan grup (12.0 ± 4.50 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p < 0.01^*$) (Tablo 4.3.2.).

4.3.3. Adeziv Uygulaması Yapılan ve Yapılmayan Medcem Pure Portland Siman Örneklerinin Restoratif Materyallere Ortalama Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

Tablo 4.3.3. Adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan Medcem Pure Portland Siman örneklerinin restoratif materyallere ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Medcem Pure Portland Siman	Adeziv Uygulanan	Adeziv Uygulanmayan	p
Equia Forte HT Fil	9.83±3.95	6.36±4.95	0.043*
Fuji II LC	7.25±4.83	10.29±11.64	0.358
ACTIVA Biyoaktif Restoratif Materyal	18.59±7.40	9.85±4.62	0.01*

İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Medcem Pure Portland Siman + Equia Forte HT Fil grubunda adeziv uygulaması yapılan ve daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri tespit edilen grup ($9,83 \pm 3,95$ MPa) ile adeziv uygulanmayan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri ($6,36 \pm 4,95$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p < 0,05$) (Tablo 4.3.3.).

Medcem Pure Portland Siman + Fuji II LC grubunda adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri ($7,25 \pm 4,83$ MPa) ile adeziv uygulanmayan grup ($10,29 \pm 11,64$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı ($p > 0,05$) (Tablo 4.3.3.).

Medcem Pure Portland Siman + ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda adeziv uygulaması yapılan grubun makaslama bağlanma dayanım değeri ($18,59 \pm 7,40$ MPa) ile adeziv uygulanmayan grup ($9,85 \pm 4,62$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu saptandı ($p < 0,01^*$) (Tablo 4.3.3.).

4.3.4. Biyomateryal-Restoratif Materyal Arasında Gözlenen Kırılma Tipi Yüzdeleri

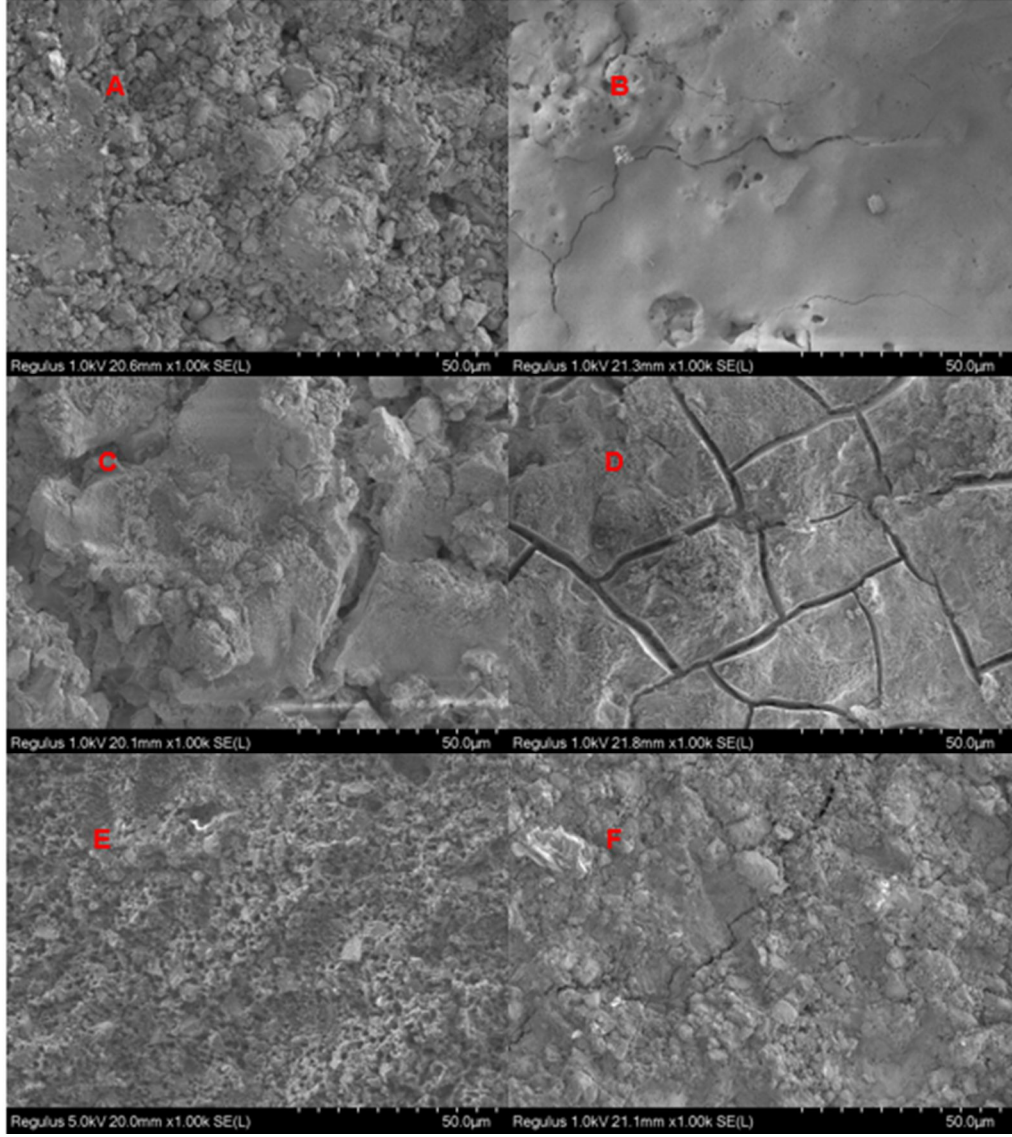
Tablo 4.3.4. Biyomateryal-Restoratif Materyal Arasında Gözlenen Kırılma Tipi Yüzdeleri

GRUPLAR	KIRILMA TİPLERİ					
	Adeziv	N(%)	Koheziv	N(%)	Miks	N(%)
ProRoot MTA White	21	%23.33	58	%64.44	11	%12.22
Medcem MTA	19	%21.11	66	%73.33	5	%5.55
Medcem Pure Portland Siman	36	%40.00	41	%45.56	13	%14.44

Biyomateryal-restoratif materyal arasındaki kırılma tipleri incelendiğinde, tüm gruplarda en fazla koheziv başarısızlık gözlemlendi (Tablo 4.3.4.).

4.4. SEM Görüntüleri

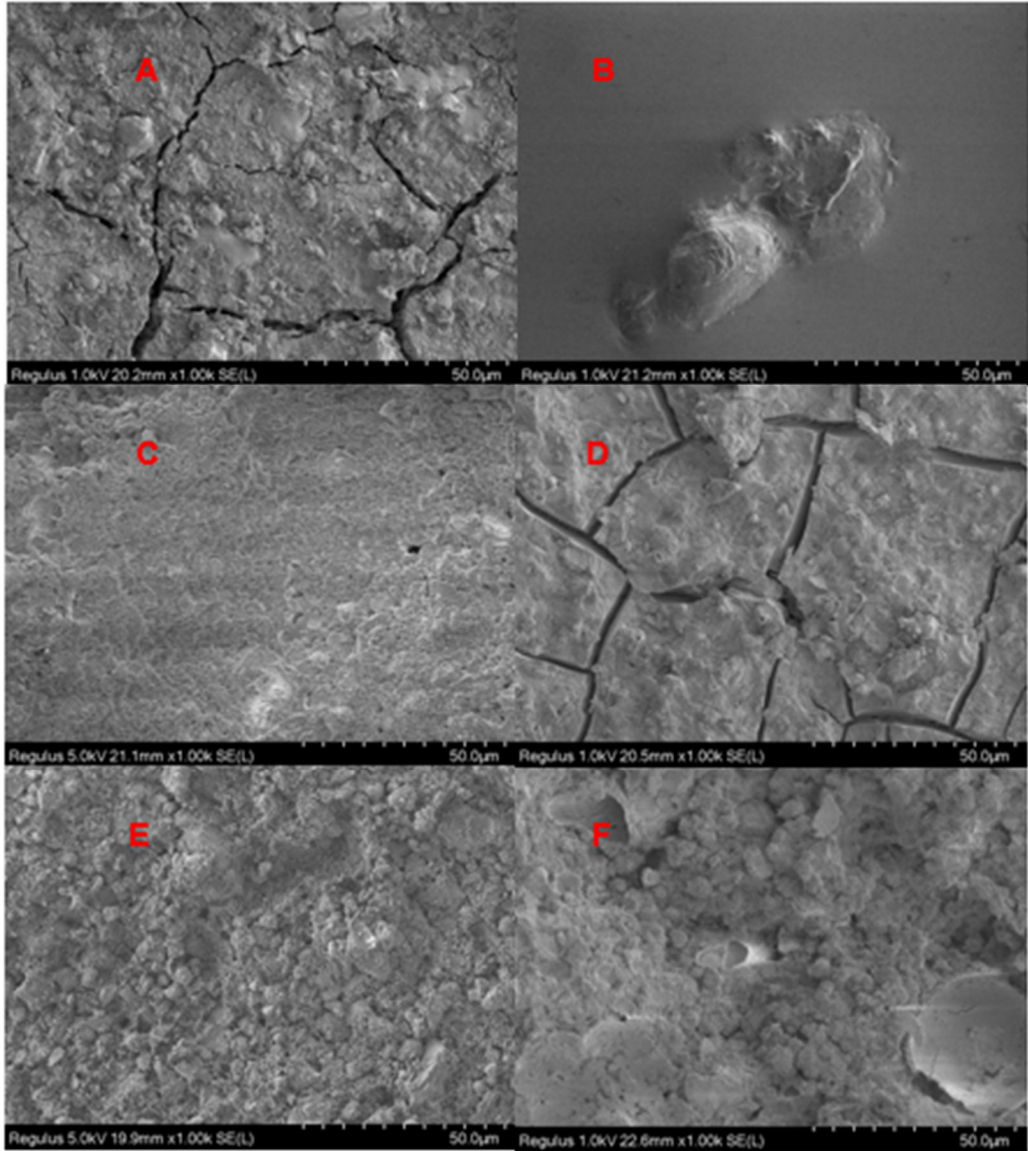
4.4.1. ProRoot MTA White-SEM Görüntüleri



Şekil 4.4.2: ProRoot MTA White SEM Görüntüleri

- A- ProRoot MTA White- Equia Forte HT (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA
- B- ProRoot MTA White- Equia Forte HT (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA
- C- ProRoot MTA White- Fuji II LC (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA
- D- ProRoot MTA White- Fuji II LC (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-ADEZİV KIRILMA
- E- ProRoot MTA White- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA
- F- ProRoot MTA White- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA

4.4.2. Medcem MTA-SEM Görüntüleri



Şekil 4.4.2.: Medcem MTA SEM Görüntüleri

A-Medcem MTA- Equia Forte HT Fil (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA

B-Medcem MTA- Equia Forte HT Fil (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA

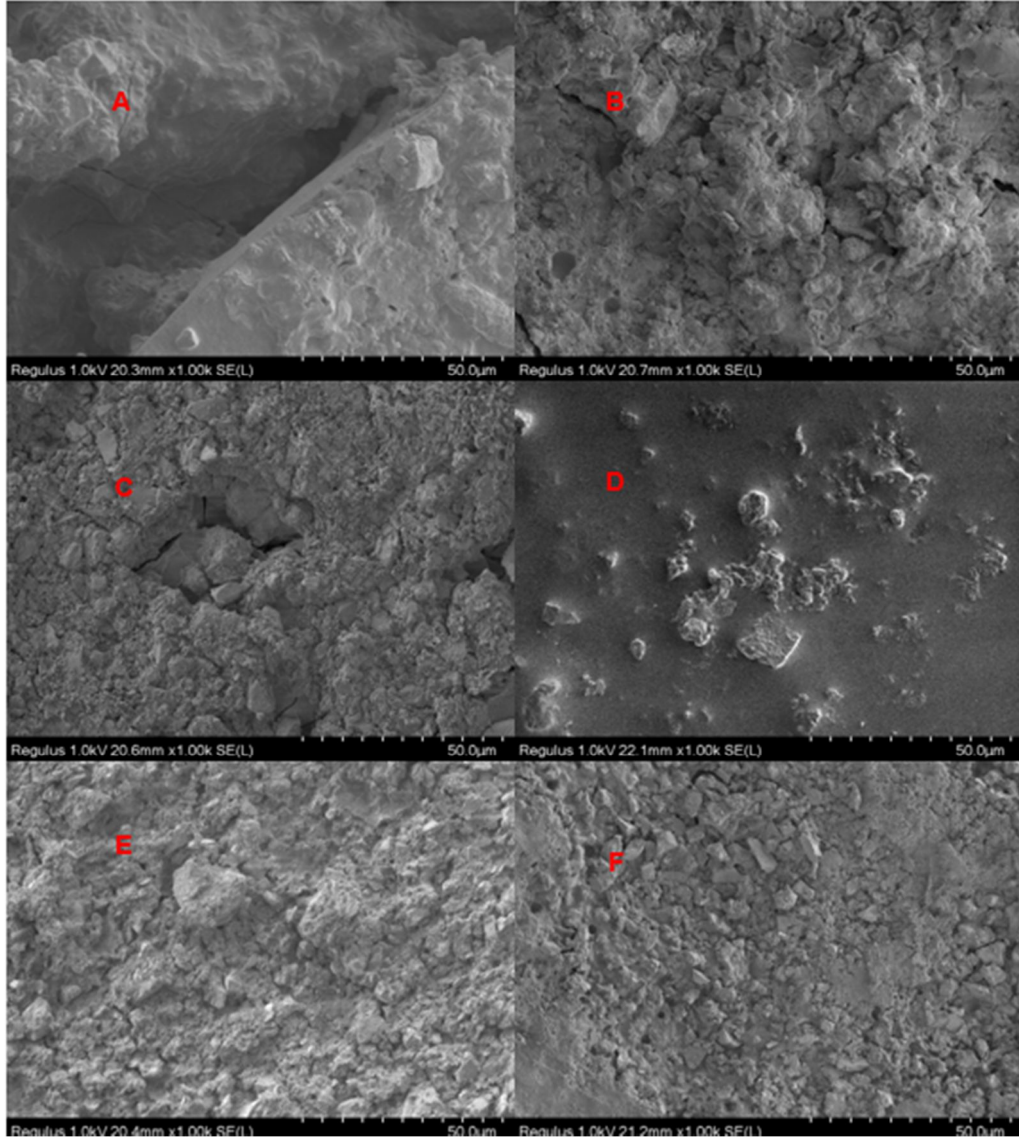
C-Medcem MTA- Fuji II LC (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: Fuji II LC: MTA-KOHEZİV KIRILMA

D-Medcem MTA- Fuji II LC (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA

E-Medcem MTA- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA

F-Medcem MTA- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA

4.4.3. Medcem Pure Portland Siman-SEM Görüntüleri



Şekil 4.4.3.: Medcem Pure Portland Siman SEM Görüntüleri

A- Medcem Pure Portland Siman- Equia Forte HT Fil (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA

B- Medcem Pure Portland Siman- Equia Forte HT Fil (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-MİKS KIRILMA

C- Medcem Pure Portland Siman- Fuji II LC (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MTA-KOHEZİV KIRILMA

D- Medcem Pure Portland Siman- Fuji II LC (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: ADEZİV KIRILMA

E- Medcem Pure Portland Siman- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanmayan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA

F- Medcem Pure Portland Siman- ACTIVA biyoaktif restoratif materyal (adeziv uygulanan grup) bileşeninin 1000x büyütmede SEM analizi: MİKS KIRILMA

5. TARTIŞMA

Vital pulpa tedavisinin amacı, dentin-pulpa kompleksindeki bakterileri elimine ederek pulpa canlılığını korumak ve apeksogenezisin oluşabileceği bir ortam oluşturmaktır.⁴² Başarılı bir VPT, şiddetli inflamatuvar reaksiyonların elimine edildiği pulpal stabil bir hemodinamiyi ve hermetik koronal restorasyonu barındırılmalıdır.⁴ Vital pulpa tedavisi için ideal biyomateryal, kalan pulpa dokusunu indükleyerek dentin oluşumunu teşvik etmeli ve üzerlerine uygulanan restoratif materyaller ile birlikte uzun süreli bakteri sızıntısına direnebilmelidir.¹⁷³ Bu sebeple restoratif materyaller ile biyomateryaller arasındaki bağlanma çok önemlidir. Biyomateryal- restoratif materyal arayüzeyinde hermetik tıkanmanın olmaması bakterilerin pulpaya nüfuz etmesine ve VPT prosedürünün başarısız olmasına sebep olacaktır.⁹⁶

Geçmişte, kalsiyum hidroksit, tersiyer dentin oluşumunu stimüle edebildiği için VPT de standart materyal olarak kullanılmaktaydı. Bununla birlikte, zamanla çözünmesi, dentin köprülerinin altında tünel defektlerinin oluşması ve sızdırmazlığının kötü olması nedeniyle büyük dezavantajlar göstermiştir. Kalsiyum silikat simanlarının piyasaya sürülmesi, VPT gerektiren derin dentin çürüklerine yaklaşımda bir paradigma değişikliğine sebep olmuştur.¹⁷⁴ Bu amaçla yaygın olarak tercih edilen MTA, klinik çalışmalarda olumlu sonuçlar vermiştir. Terapötik uygulamalar için kullanılan birçok kalsiyum silikat bazlı siman, bileşim ve üretim sürecinde bazı farklılıklara sahiptir.¹⁷⁵ İdeal özelliklere sahip biyomateryal gereksinimlerini sağlayabilmek adına hali hazırda birçok kalsiyum silikat içerikli materyal tanıtılmış olup her geçen gün yeni formülasyonlar piyasaya çıkmaktadır. Medcem MTA ve Medcem Pure Portland siman

nispeten yeni geliştirilmiş biyomateryallerdir ve klinisyenlere rehberlik edecek daha fazla in-vivo ve in-vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Biyomateryaller ve restoratif materyallerin iyi bir basma dayanımına sahip olması, çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi için esastır.¹⁷⁶ Kompozit rezin restorasyonların altında mikrosızıntıyı azaltmak için sıklıkla kaide olarak geleneksel cam iyonomer siman veya rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanılmaları önerilmiştir.¹⁷⁷ Kalsiyum silikat içerikli materyallerin makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili literatür incelendiğinde, çalışmaların büyük kısmının ProRoot MTA White hakkında olduğu^{10, 95, 178-181} Medcem MTA ve Medcem Pure Portland siman hakkında ise sınırlı sayıda çalışma olduğu^{12, 182} tespit edilmiştir. Bu nedenlerden dolayı, bu tez araştırmasında, VPT’de kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryaller olan ProRoot MTA White, Medcem MTA ve Medcem Pure Portland simanın farklı restoratif materyallere (yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, biyoaktif rezin cam iyonomer siman) olan makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Restoratif materyallerin adeziv özelliklerini değerlendirmenin yaygın in-vitro yöntemlerinden biri bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.¹⁸³ Bağlanma testleri bağlamanın yük kapasitesini ve ömrünü tahmin etmek için nicel analiz ve niteliksel tarama testlerini içerir; ayrıca adeziv arayüzlerini ve adezyon hatalarını incelemek için kullanılır.¹⁸⁴ MTA’nın kırılğan bir materyal olduğu, bu nedenle gerilim bağlanma dayanımı testi için uygun bir materyal olmadığı rapor edilmiştir.¹⁸⁵ Bu nedenle araştırmamızda, kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin farklı cam iyonomer içerikli restoratif materyallere adezyonunu değerlendirmek amacıyla makaslama bağlanma dayanım testi kullanıldı.

Literatürde biyomateryallerin üzerine adeziv uygulamasının yapılması ve restoratif materyale bağlanma dayanımının ölçülmesiyle ilgili bir netlik olmadığı gözlemlendi. Bu tez araştırmasında adeziv uygulamasının makaslama bağlanma dayanımları üzerindeki etkisinin de değerlendirilmesi amacıyla biyomateryal yüzeyleri iki farklı yöntemle (adeziv uygulaması yapılan ve yapılmayan) hazırlandı.

Adezyon, birbirinden farklı özellikteki iki materyalin veya iki yüzeyin birbirine bağlanması ya da iki yüzeyin moleküler çekim kuvveti ile birleşmesi olarak tanımlanmaktadır. Materyallerin yüzeylerine uygulanan ve onları birleştirip ayrılmalarını önleyen ara tabakaya 'adeziv', adezivin uygulandığı yüzey ise 'adherent' olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğinde adherent terimi; mine, dentin, kompozit, seramik, cam iyonomer gibi doku ve materyaller için kullanılmaktadır.¹⁸⁶ Güncel olarak kullanılmakta olan etch and rinse, self etch ve cam iyonomer adeziv sistemlerin birbirine göre farklı avantaj ve dezavantajları vardır.¹⁸⁷ Kullanılacak olan adeziv sistemler, çürük klinik uygulama prosedürleri ve adezyon mekanizmaları göz önünde bulundurularak seçilmelidir. Altıncı ve yedinci nesil self etch adezivler, prosedür süresini azaltarak, çok adımlı etch&rinse prosedürlerini basitleştirir ve teknik hassasiyeti en aza indirerek, özellikle davranış yönetiminin önemli olduğu pediatrik diş hekimliğinde kullanım kolaylığı sağlamaktadır.¹⁸⁸ Self-etch adezivler, fosforik asitten daha az agresif, geleneksel cam iyonomer siman matrisi ile uyumlu olan ve daha iyi makaslama bağlanma değerleri sağlayan asidik monomerler içerir.^{189, 190} Self etch adezivlerde farklı fonksiyonel monomerler kullanılabilir. 10- Metakrilooksidodesil Dihidrojen Fosfat (MDP) monomeri, kalsiyum ile kimyasal olarak bağlanmakta ve böylece mikromekanik bağlanmayı ve kimyasal adezyonu arttırmaktadır.¹⁹¹ Bu nedenle araştırmamızda, biyomateryallerin içeriğindeki kalsiyum ile iyonik bağ yapabilen 10-MDP fonksiyonel monomerini içeren self-etch adeziv Clearfil SE adeziv kullanıldı.

Literatürde, hazırlanan kalıbın merkezi boşluğunun çapı ve kalınlığı sırasıyla 3-5 mm ve 1.5-2 mm arasında değişmektedir.^{95, 96, 179, 192} Araştırmamızda da benzer şekilde, üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanan kalsiyum silikat içerikli biyomateryaller 4 mm çapta ve 2 mm kalınlıkta olacak şekilde hazırlanan akrilik bloklardaki boşluklara yerleştirildi.

Biçer ve ark.²²'nin herhangi bir bağlayıcı ajan uygulamadığı ProRoot MTA White örneklerinin Equia Forte HT Fil'e makaslama bağlanma değerinin (5 ± 0.50 MPa) rezin modifiye cam iyonomer ve kompomerden daha olduğunu bildirmişlerdir. Cantekin ve Avcı'nın¹¹ çalışmalarında da benzer şekilde adeziv uygulanmayan ProRoot MTA White grubuna en düşük makaslama bağlanma dayanımını yine geleneksel cam iyonomer siman grubu sergilemiştir. Bu bulgular çalışmamızla uyumludur.

Tulumbacı ve ark.'nin¹⁹³ çalışmalarına göre adeziv uygulanmayan ProRoot MTA White ile rezin modifiye cam iyonomer siman grubunda (Photac Fil Quick Applicap) ortalama makaslama bağlanma değeri 2.84 ± 3.51 MPa olarak bildirilmiştir. Bu tez araştırmasında ise adeziv uygulanmayan ProRoot MTA White ile Fuji II LC arasındaki ortalama makaslama bağlanma dayanımının daha yüksek (7.41 ± 2.95 MPa) olduğu belirlendi. Bu durumun farklı cam iyonomer siman markalarının içeriklerinin ve partikül boyutlarının değişkenliğinden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Biçer ve ark.'nin²² çalışmasında ise bu araştırma ile paralellik gösterecek şekilde adeziv uygulanmayan ProRoot MTA White ile Fuji II LC arasındaki ortalama makaslama bağlanma dayanımı değeri 6.22 ± 0.84 MPa olarak bildirilmiştir.

Literatürde ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin yeni bir materyal olmasından kaynaklı yayımlanmış biyomateryallere olan makaslama bağlanma dayanımını

değerlendiren çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızda ACTIVA biyoaktif restoratif materyal adeziv uygulanmayan Medcem Pure Portland siman dışında diğer gruplarda yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Activa biyoaktif restoratif materyal, fosfat asit grupları içeren iyonik rezin bileşenine sahiptir. Suya bağımlı bir iyonizasyon süreci ile hidrojen iyonları, fosfat gruplarından ayrılarak MTA'nın hidrasyonu sonrası oluşan kalsiyum ile yer değiştirdiğini ve bağlanmanın dayanımının bu sebeple arttığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda adeziv uygulanmayan Medcem MTA ile Equia Forte HT Fil'in ortalama makaslama bağlanma dayanımının (21.48 ± 8.95 MPa), Duman ve ark.'nın¹² çalışmasındaki değerlerden (5.76 ± 3.63 MPa) daha yüksek olduğu tespit edildi. Adeziv uygulanmayan Medcem MTA ile Fuji II LC grubunun ortalama makaslama bağlanma dayanımının (9.79 ± 2.83 MPa), Duman ve ark.'nin çalışmasındaki¹² değerlerden (6.06 ± 5.75 MPa) yüksek olduğu görüldü. Her iki cam iyonomer siman ile Medcem MTA arasındaki ortalama makaslama bağlanma dayanım değerinin Duman ve ark.'nin¹² çalışmasındakinden daha yüksek olmasının sebebinin araştırma koşulları, örneklem boyutu ve uygulayıcı farklılıkları gibi faktörlerden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Medcem Pure Portland siman ile Equia Forte HT Fil'in doğrudan bağlantısını değerlendiren Duman ve ark. 37.27 ± 18.81 MPa değerini elde ederken, bu çalışmada 6.36 ± 4.95 MPa olarak tespit edildi. Makaslanma bağlanma testlerindeki stres dağılımı karmaşık olabileceği gibi farklı araştırmacılar tarafından uygulanan kesme testlerinde gözlemlenen sonuçların benzer olmamasına sebep gösterilebilir. Bu homojen olmayan sonuçlar aynı zamanda numune saklama ortamı, numune tipi ve yüzey hazırlığı, termal döngünün varlığı ve film kalınlığı gibi birçok bağlanma değişkeni ile ilgili olabilmektedir.¹⁹⁴ Ayrıca biyomateryallerin paketleri içerisindeki partiküllerin

oranlarının ve büyüklüğünün farklı olmasının, restoratif materyallerin akıcılığının ve sertleşme hızının farklı olmasının, bağlanma türlerinin (mikromekanik-kimyasal) farklı olmasının sonuçların değişkenliğini açıklayabileceğini düşünmekteyiz.

Ayrıca kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin farklı fiziksel özelliklere sahip olmaları, farklı radyoaktif bileşenler içermeleri, üretim sürecindeki farklılıklar, bileşenlerin saflığı ve hidrasyon ürünlerinin farklı olmasına bağlı olarak sonuçların değişebileceği bildirilmiştir.^{12, 175} Bu araştırmada da kullanılan biyomateryallerin temel bileşeni kalsiyum silikat olmasına rağmen, ProRoot MTA White'tan farklı olarak yakın zamanda geliştirilen Medcem MTA'da radyoopasitör olarak bizmut oksit yerine zirkonyum oksit eklenmiştir. Medcem Pure Portland siman başlıca dikalsiyum ve trikalsiyum silikattan oluşmaktadır.^{12, 73} Araştırmada elde edilen değişken sonuçlar önceki çalışmalara benzer şekilde belirtilen faktörlerle ilişkilendirilebilir.^{12, 175}

Adeziv uygulanmayan grupta Medcem Pure Portland siman ile Fuji II LC'nin ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri (10.29±11.64 MPa), Duman ve ark.'nın çalışmasındaki bulgulara (9.80±5.33 MPa) benzerdir.

Literatürde biyomateryaller ile cam iyonomer simanların ortalama makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda^{12, 22, 96} materyallerin birbirine adeziv ajan olmaksızın bağlantısı üzerine çalışılmıştır. Bu tez araştırmasının ikinci kısmında farklı olarak biyomateryal ve cam iyonomer simanın bağlantısında adeziv uygulaması yapılmış olup literatüre katkı sağlamak amaçlandı.

Adeziv uygulamasından bağımsız olarak ProRoot MTA White biyomateryalinin en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değerini ACTIVA biyoaktif restoratif

materyali (22.54+14.15 MPa) ile sağladığı tespit edildi. Adeziv uygulanan grupta bu sıralamayı Equia Forte HT Fill'in (12.99+7.57 MPa) takip ettiği gözlemlendi. Bununla birlikte ProRoot MTA White tüm restoratif materyal gruplarında adeziv uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı görüldü.

Adeziv uygulaması sonrası Medcem MTA ile restoratif materyallerin bağlantısı değerlendirildiğinde adeziv uygulaması yapılmayan gruba benzer şekilde ACTIVA biyoaktif restoratif materyalinin ortalama makaslama bağlanma değerinin diğer materyallerden anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi. Bunun yanı sıra Equia Forte HT Fil ve Fuji II LC için adeziv uygulanmayan grupların adeziv uygulanan gruplara göre daha başarılı olduğu görüldü. Bunun sebebi, adezyonun her iki siman için hem mikromekanik ve hem de kimyasal bağlantılar ile sağlanması olabilir. Yapılan çalışmalarda da yüksek viskoziteli cam iyonomerlerin MTA'ya direkt bağlanma gücünün iki nedenden dolayı yüksek olduğunu bildirilmiştir: Birincisi, MTA'nın yüzeyi, geleneksel cam iyonomerin güçlü metalik bağlar ile kimyasal bağlanabileceği metalik oksitler açısından zengindir.; ikinci olarak, MTA yüzeyindeki gözenekler, MTA ve geleneksel cam iyonomer siman arasındaki mikromekanik bağlanmanın yüzey alanını artırır.^{55, 185, 195}

Medcem Pure Portland siman ile tüm restoratif materyal gruplarının bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, Medcem MTA ile olan bulgulara benzer şekilde en yüksek değerlere adeziv uygulaması yapılan ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubu ile ulaşıldığı saptandı. Fakat Medcem MTA'nın aksine Equia Forte HT Fil'in adeziv uygulaması sonrası ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerinin adeziv uygulanmayan gruba göre daha yüksek olduğu tespit edildi.

Her üç biyomateryal ile Fuji II LC'nin bağlantısına bakıldığında adeziv uygulamasının bağlanma dayanım değerini azalttığı ya da değiştirmedeği görüldü. Fuji II LC'nin biyomateryallere olan daha düşük bağlanma dayanımı, bu materyalin bağlanma mekanizması ile açıklanabilir. Mitra ve arkadaşları¹⁹⁶ da yaptıkları çalışmada, bizim çalışmamızı destekler nitelikte, polimerizasyon büzülmesinin ve boyutsal değişikliklerden kaynaklanan stresin rezin modifiye cam iyonmer simanların bağlanmasını tehlikeye atabileceğini bildirmiştir. Bu çalışmada, adeziv uygulaması yapılan bütün biyomateryal-rezin modifiye cam iyonmer siman gruplarında diğer cam iyonmer içerikli restoratif materyallere kıyasla daha düşük makaslama bağlanma değerleri tespit edildi. Benzer şekilde, Ajami ve ark. rezin modifiye cam iyonmer siman ve pulpa kuafajı ajanları arasında düşük bağlanma gücü değerleri bildirmiştir. Resin modifiye cam iyonmer simanların kalsiyum silikat esaslı materyallere daha zayıf bağlanma gücünün, içerdikleri HEMA ve UDMA gibi monomerler sebebiyle polimerizasyon büzülmesinin meydana gelmesinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Fuji II LC'ye bağlanan tüm biyomateryal grupları ve Equia Forte HT Fil-Medcem MTA grubu dışında bütün biyomateryal-cam iyonmer içerikli restoratif materyal gruplarında adeziv uygulamasının ortalama makaslama bağlanma dayanım değerini arttırdığı tespit edildi. Adeziv uygulanan gruplarda genel olarak bağlanma dayanımının daha yüksek olmasının, kullandığımız adeziv ajandan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Bu tez araştırmasında kullanılan Clearfil SE adeziv 10-MDP fonksiyonel monomer içermektedir. Bu monomer, kalsiyum silikat içerikli materyallerdeki kalsiyum ile kimyasal olarak bağlandığından mikromekanik bağlanmaya ilaveten kimyasal adezyonu da sağlamaktadır.^{22, 191, 197}

Bu çalışmadan elde edilen tüm veriler ışığında, biyomateryaller üzerine restoratif materyal olarak ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin adeziv ile uygulamasının bağlantıyı başarılı şekilde arttırdığı söylenebilir. François ve ark¹⁹⁸ da bu tez çalışmasına benzer şekilde bir bağlayıcı ajan uygulanan ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin, bir bağlayıcı ajan uygulanmayan ACTIVA biyoaktif restoratif materyalden daha yüksek makaslama bağlanma değeri sunduğunu göstermiştir. ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin içeriğinde metakrilat monomerlerin olması ve içeriğinin kompozit rezinlere benzemesi bulunan yüksek bağlanma dayanımını açıklayabilmektedir. Resin içerikli materyallerin polimerizasyonundan sonra polimerize olmamış artık monomerlerin yüzeyde oksijen inhibisyon tabakasını oluşturur. Kimyasal bağlanma için mevcut olan doymamış karbon çift bağlarının sayısı arttığından bu tabakanın bonding ajan ile güçlü kovalent bağ oluşturarak bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir.¹⁹⁹ Bu durum araştırmamızda ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin bond uygulama sonrası bağlanma dayanımının neden arttığını açıklayabilir.

Restoratif materyallerin biyomateryallere yüksek bağlanma göstermesi mikrosızıntının azalması ile sonuçlanacaktır. Bu bağlanmanın sızdırmaz restorasyonların oluşması ve kontraksiyon kuvvetlerine yeterince dayanabilmesi için 17-20 MPa arasında değişen bir bağlanma kuvvetine ihtiyaç duyulabileceği düşünülmektedir.^{200, 201} Bu tez araştırmasının sonuçlarına göre; Adeziv uygulanmayan grupta sadece Medcem MTA-Equia Forte HT Fil grubu 17 MPa'dan daha yüksek değerler göstermiştir; adeziv uygulanan grupta ise ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal+Medcem MTA, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal+ Medcem Pure Portland Siman, ACTIVA biyoaktif restoratif materyal+ ProRoot MTA grupları 17 MPa'dan yüksek bir değere sahipti.

Biyomateryal-restoratif materyal arasındaki kırılma tipleri incelendiğinde, yapılan diğer çalışmalar²⁰²⁻²⁰⁴ ile uyumlu olarak tüm gruplarda daha çok adeziv başarısızlık gözlemlendi. Bu da biyomateryal ile restoratif materyaller arasında güçlü bir bağlanma olmadığını göstermektedir. Alzkariat ve ark. MTA'nın yapısındaki su içeriğinin self-etch adezivlerin polimerizasyonuna etki edebileceğini ve MTA-adeziv arasındaki bağlantı kuvvetini düşürebileceğini ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada üretici firmanın önerileri doğrultusunda biyomateryallerin yüzeylerine restoratif materyal uygulamaları 4 saat sonra yapılmıştır. Klinik şartlarda kalsiyum silikat içerikli biyomateryal üzerine restoratif materyal uygulamalarının çoğunlukla minimum 24 saat sonra yapıldığı düşünüldüğünde, bu durum araştırma sonuçlarının klinik uygulamalar için yorumlanmasında limitasyon oluşturabilir. MTA'nın ilk sertleşmesi kısa sürede gerçekleşse de, yerinden çıkma direncini ve sızdırmazlığını geliştirmek ve materyalin optimum fiziksel özelliklerini elde etmesini sağlamak için daimi restorasyonun 72 saat veya daha fazla beklendikten sonra yapılması önerilmiştir.²⁰⁵⁻²⁰⁷ ProRoot MTA White'in karıştırılmasından sonra daha uzun bir bekleme süresi, daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin elde edilebileceği sonucuna varılmıştır.²⁰⁸ Bu tez çalışmasında, kalsiyum silikat esaslı materyallerin karıştırılmasından 4 saat sonra restoratif materyaller ile bağlanması ve 28. saatte bağlanma dayanımının ölçülmesinin beklenenden daha düşük değerlerle sonuçlanmasına sebep olduğu düşünülebilir. Elde edilen sonuçlar bu limitasyonun giderilmesine yönelik planlanacak in vivo ve in vitro araştırmalar için yönlendirici bir unsur oluşturabilir. Yanı sıra başka bir yönlendirici unsur olarak bağlantı değişkeni olan dentin ve mine yüzey özelliklerinin dahil edilmesi düşünülebilir.

Uygulama kolaylığı ve ışıkla polimerize olduğu için kısa sertleşme süresine sahip olması gibi avantajlarının yanı sıra adeziv uygulaması yapıldığı takdirde diğer restoratif materyallerden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi nedeniyle ACTIVA biyoaktif restoratif materyalin özellikle çocuk diş hekimliğinde kullanımının uygun olduğu düşünülebilir. Ayrıca, araştırmamızdan elde ettiğimiz bulgular ışığında, vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin üzerine adeziv uygulaması yapılması erken sertleşme tamamlandıktan hemen sonra yapılan uygulamalarda zamana bağlı oluşabilecek teknik dezavantajları ortadan kaldırabileceği sonucuna varılabilir.

Bu tez araştırmasının bulguları ışığında, H_0 hipotezleri reddedilerek, kullanılan biyomateryal-cam iyonomer içerikli restoratif materyal gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin değişkenlik sergilediği gözlemlendi.

İn-vitro araştırmalar, klinik davranışı tahmin etmek için tüm klinik yönleri simüle edemez; bu nedenle, daha fazla prospektif klinik araştırmaya ihtiyaç vardır. Ek olarak, tükürük kontaminasyonu varlığında yeni biyomateryal ve restoratif siman arayüzlerini analiz eden ve kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin sertleşme reaksiyonlarının tamamlanmasının göz önüne alındığı ileri çalışmalar gereklidir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez araştırmasının sınırlamaları dâhilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıdaki şekilde özetlenebilir;

1) Araştırmamızda, adeziv uygulaması yapılmayan tüm örnekler için en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ProRoot MTA White + Equia Forte HT Fil grubunda gözlemlendi.

2) Adeziv uygulaması yapılan tüm örnekler için en düşük ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri ProRoot MTA White + FUJİ II LC grubunda tespit edildi.

3) En yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değerinin adeziv uygulaması yapılan tüm biyomateryal örnekleri ile bağlanan ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunda olduğu tespit edildi.

4) Adeziv uygulaması yapılmayan tüm örnekler için en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Medcem MTA-Equia Forte HT Fil grubunda elde edilmiş olup, bu değer literatürde belirtilen gerekli bağlanma değerinin (17-20 MPa) üstündedir.

5) Adeziv uygulamasından bağımsız olarak Medcem Pure Portland siman ile bağlanan tüm restoratif materyaller içinde yalnızca adeziv uygulanan ACTIVA biyoaktif restoratif materyal grubunun ihtiyaç duyulan bağlanma değerini sağladığı saptandı.

6) Araştırmamızın bulgularına göre ocuk diş hekimliğinde VPT’de biyomateryal zerine ACTIVA biyoaktif restoratif materyal uygulamasının klinik kullanımının uygun olduğu sonucuna varıldı.

7) Araştırmamızda çoğu biyomateryal-cam iyonomer içerikli restoratif materyal grubunda adeziv uygulamasının ortalama makaslama bağlanma dayanım değerini arttırdığı tespit edildi.

KAYNAKLAR

1. Dentistry A AoP. Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. American Academy of Pediatric Dentistry 2020;2020-21(1):384-92.
2. Rodríguez-Lozano FJ, López-García S, García-Bernal D, Sanz JL, Lozano A, Pecci-Lloret MP, Melo M, López-Ginés C, Forner L. Cytocompatibility and bioactive properties of the new dual-curing resin-modified calcium silicate-based material for vital pulp therapy. Clinical Oral Investigations 2021;25(8):5009-24.
3. Asgary S, Parhizkar A. Importance of 'time' on 'haemostasis' in vital pulp therapy - letter to the editor. European endodontic journal 2021;6(1):128-29.
4. Zhang W, Yelick PC. Vital pulp therapy-current progress of dental pulp regeneration and revascularization. International journal of dentistry 2010;2010856087-87.
5. Leong DJX, Yap AU. Vital pulp therapy in carious pulp-exposed permanent teeth: an umbrella review. Clinical Oral Investigations 2021;25(12):6743-56.
6. Ibrahim S, Perez Alfayate R, Prichard J. Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. European endodontic journal 2020;5(1):46-53.
7. Edwards D, Stone S, Bailey O, Tomson P. Preserving pulp vitality: part two - vital pulp therapies. British Dental Journal 2021;230148-55.
8. Akhlaghi N, Khademi A. Outcomes of vital pulp therapy in permanent teeth with different medicaments based on review of the literature. Dental research journal 2015;12(5):406-17.
9. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. J Endod 2010;36(2):190-202.
10. Kaup M, Dammann C, Schäfer E, Dammaschke T. Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. Head & Face Medicine 2015;11(14).
11. 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 : revista FOB 2014;22(4):302-06.

12. Duman S, Çalışkan A, Çalışkan S. Comparison of Medcem MTA, Medcem Pure Portland Cement and NeoMTA to pediatric restorative materials to shear bond strength. *NEUDENTJ* 2021;3115-21.
13. Rajasekharan S. Material properties, cytotoxicity and clinical efficacy of tricalcium silicate based cements. Ghent University, 2017.
14. Aeinehchi M, Eslami B, Ghanbariha M, Saffar AS. Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. *Int Endod J* 2003;36(3):225-31.
15. Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc* 1996;127(10):1491-4.
16. Stringhini Junior E, Vitcel ME, Oliveira LB. Evidence of pulpotomy in primary teeth comparing MTA, calcium hydroxide, ferric sulphate, and electrosurgery with formocresol. *Eur Arch Paediatr Dent* 2015;16(4):303-12.
17. Azimi S, Fazlyab M, Sadri D, Saghiri MA, Khosravanifard B, Asgary S. Comparison of pulp response to mineral trioxide aggregate and a bioceramic paste in partial pulpotomy of sound human premolars: a randomized controlled trial. *Int Endod J* 2014;47(9):873-81.
18. Doğan Ö, Gökçe E, Doğan S, Karakan N, Çelik İ. Root canal filling with NeoMTA plus in second primary molar teeth with missing successor: twenty-four months of follow-up. *Cumhuriyet Dental Journal* 2022;442-47.
19. Sangwan P, Sangwan A, Duhan J, Rohilla A. Tertiary dentinogenesis with calcium hydroxide: A review of proposed mechanisms. *International endodontic journal* 2013;46(1):3-19.
20. Zhu L, Yang J, Zhang J, Peng B. A comparative study of BioAggregate and ProRoot MTA on adhesion, migration, and attachment of human dental pulp cells. *Journal of Endodontics* 2014;40(8):1118-23.
21. Talabani RM, Garib BT, Masaeli R. Bioactivity and physicochemical properties of three calcium silicate-based cements: an in vitro study. *BioMed Research International* 2020;20209576930-30.
22. Biçer H, Bayrak Ş. Vital pulpa tedavisinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin restoratif materyallere bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal* 2019;6(3):271-79.

23. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of Endodontics* 1993;19(12):591-95.
24. Torabinejad M WD. *Tooth filling material and use*. 1995.
25. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999;25(3):197-205.
26. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dental Materials* 2008;24(2):149-64.
27. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005;31(2):97-100.
28. Moretti AB, Oliveira TM, Sakai VT, Santos CF, Machado MA, Abdo RC. Mineral trioxide aggregate pulpotomy of a primary second molar in a patient with agenesis of the permanent successor. *Int Endod J* 2007;40(9):738-45.
29. Pace R, Giuliani V, Pini Prato L, Baccetti T, Pagavino G. Apical plug technique using mineral trioxide aggregate: results from a case series. *Int Endod J* 2007;40(6):478-84.
30. Subay RK, Subay MO, Tuzcu SB. Endodontic management of root perforating internal replacement resorption. *European journal of dentistry* 2018;12(3):450-53.
31. Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod* 1998;24(11):768-71.
32. Staffoli S, Plotino G, Nunez Torrijos BG, Grande NM, Bossù M, Gambarini G, Polimeni A. Regenerative endodontic procedures using contemporary endodontic materials. *Materials (Basel)* 2019;12(6).
33. Corbella S, Ferrara G, El Kabbaney A, Taschieri S. Apexification, apexogenesis and regenerative endodontic procedures: a review of the literature. *Minerva Stomatol* 2014;63(11-12):375-89.
34. Shivashankar VY, Johns DA, Maroli RK, Sekar M, Chandrasekaran R, Karthikeyan S, Renganathan SK. Comparison of the effect of PRP, PRF and induced bleeding in the revascularization of teeth with necrotic pulp and open apex: a triple blind randomized clinical trial. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR* 2017;11(6):Zc34-zc39.

35. Christiansen R, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, Wenzel A. Randomized clinical trial of root-end resection followed by root-end filling with mineral trioxide aggregate or smoothing of the orthograde gutta-percha root filling--1-year follow-up. *Int Endod J* 2009;42(2):105-14.
36. Saunders WP. A prospective clinical study of periradicular surgery using mineral trioxide aggregate as a root-end filling. *J Endod* 2008;34(6):660-5.
37. TD D. Material safety data sheet (White MTA). 2002.
38. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials* 2005;21(4):297-303.
39. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005;31(2):101-3.
40. Frenkel G, Kaufman A, Ashkenazi M. Clinical and radiographic outcomes of pulpotomized primary molars treated with white or gray mineral trioxide aggregate and ferric sulfate -long term follow-up. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2013;37(2):137-41.
41. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VG, 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98(3):376-9.
42. Witherspoon DE. Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives--permanent teeth. *J Endod* 2008;34(7 Suppl):S25-8.
43. Khan S, Fareed MA, Kaleem M, Din SU, Iqbal K. An updated review of mineral trioxide aggregate part-1: compositional analysis, setting reaction and physical properties. *J Pak Dent Assoc* 2014;23(04):140.
44. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007;40(6):462-70.
45. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008;41(5):408-17.
46. Alaçam T. Dentin ve pulpa tedavileri. *Endodonti, Bölüm 7* 2012;213-16.
47. Podili S, Sowjanya T, Rizwan R, Kaur A, Lalitha G, Malhotra K. Mineral trioxide aggregate (MTA): a comprehensive review. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* 2021;9(7):19-24.

48. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod* 2006;32(3):193-7.
49. Valois CR, Costa ED, Jr. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(1):108-11.
50. Chong BS, Pitt Ford TR, Hudson MB. A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate and irm when used as root-end filling materials in endodontic surgery. *Int Endod J* 2003;36(8):520-6.
51. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Otoboni Filho JA, Bernabé PF, Dezan Júnior E. Reaction of dogs' teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or a glass ionomer sealer. *J Endod* 1999;25(11):728-30.
52. Faraco IM, Jr., Holland R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. *Dent Traumatol* 2001;17(4):163-6.
53. Kettering J, Torabinejad M, Cohen S, Burns R. *Pathways of the pulp*. 1994.
54. Tziafas D, Pantelidou O, Alvanou A, Belibasakis G, Papadimitriou S. The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. *International endodontic journal* 2002;35:245-54.
55. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J* 2006;39(10):747-54.
56. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1998;24(8):543-7.
57. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod* 1995;21(8):403-6.
58. Nandini S, Ballal S, Kandaswamy D. Influence of glass-ionomer cement on the interface and setting reaction of mineral trioxide aggregate when used as a furcal repair material using laser Raman spectroscopic analysis. *J Endod* 2007;33(2):167-72.
59. Prabhu SR, Nirmalkumar ES. Acute Fascial Space Infections of the Neck: 1034 cases in 17 years follow up. *Ann Maxillofac Surg* 2019;9(1):118-23.
60. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995;21(7):349-53.

61. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010;36(1):16-27.
62. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater* 2005;21(8):731-8.
63. Holt DM, Watts JD, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The anti-microbial effect against enterococcus faecalis and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid. *J Endod* 2007;33(7):844-7.
64. Watts JD, Holt DM, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2007;33(8):970-3.
65. Asgary S, Akbari Kamrani F, Taheri S. Evaluation of antimicrobial effect of MTA, calcium hydroxide, and cEM cement. *Iran Endod J* 2007;2(3):105-9.
66. Tziafa C, Koliniotou-Koumpia E, Papadimitriou S, Tziafas D. Dentinogenic responses after direct pulp capping of miniature swine teeth with Biodentine. *J Endod* 2014;40(12):1967-71.
67. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod* 1995;21(11):537-42.
68. Ribeiro DA, Duarte MA, Matsumoto MA, Marques ME, Salvadori DM. Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements. *J Endod* 2005;31(8):605-7.
69. Santos AD, Moraes JC, Araújo EB, Yukimitu K, Valério Filho WV. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J* 2005;38(7):443-7.
70. Srinivasan V, Waterhouse P, Whitworth J. Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *Int J Paediatr Dent* 2009;19(1):34-47.
71. Lenherr P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krastl G. Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *Int Endod J* 2012;45(10):942-9.
72. Krastl G, Allgayer N, Lenherr P, Filippi A, Taneja P, Weiger R. Tooth discoloration induced by endodontic materials: a literature review. *Dent Traumatol* 2013;29(1):2-7.

73. Rajasekharan S, Vercruyse C, Martens L, Verbeeck R. Effect of exposed surface area, volume and environmental pH on the calcium ion release of three commercially available tricalcium silicate based dental cements. *Materials* 2018;11(1):123.
74. Primus CM. *Products and Distinctions*. İçinde: Camilleri J (editör). *Mineral trioxide aggregate in dentistry: from preparation to application*, Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg, 2014: 151-72.
75. Krug R, Ortman C, Reich S, Hahn B, Krastl G, Soliman S. Tooth discoloration induced by apical plugs with hydraulic calcium silicate-based cements in teeth with open apices-a 2-year in vitro study. *Clin Oral Investig* 2021;26(1):375-83.
76. Kollmuss M, Preis CE, Kist S, Hickel R, Huth KC. Differences in physical characteristics and sealing ability of three tricalcium silicate-based cements used as root-end-filling materials. *American journal of dentistry* 2017;30(4):185-89.
77. Çalışkan S, Tüloğlu N, Karabulut B, Canbey C, Bayrak Ş. Subcutaneous connective tissue reactions to new calcium silicate cements: an animal study. *Black Sea Journal of Health Science* 2021;4(3):213-20.
78. Witte D. The filling of a root canal with Portland cement. *German quarterly for dentistry. J Cent Assoc Ger Dent* 1878;20(18):153-4.
79. Steffen R, van Waas H. Understanding mineral trioxide aggregate/Portland-cement: a review of literature and background factors. *Eur Arch Paediatr Dent* 2009;10(2):93-7.
80. Vilimek V, Gateva N, Christof B. Success rate of medcem portland cement as a pulp capping agent in pulpotomies of primary teeth. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)* 2018;241866-71.
81. Silva Neto JDd, Brito RHd, Schnaider TB, Gragnani A, Engelman M, Ferreira LM. Root perforations treatment using mineral trioxide aggregate and Portland cements. *Acta cirurgica brasileira* 2010;25479-84.
82. Neto J, Schnaider T, Gragnani A, Paiva A, Novo N, Ferreira L. Portland cement with additives in the repair of furcation perforations in dogs. *Acta cirúrgica brasileira / Sociedade Brasileira para Desenvolvimento Pesquisa em Cirurgia* 2012;27809-14.
83. Min KS, Kim HI, Park HJ, Pi SH, Hong CU, Kim EC. Human pulp cells response to Portland cement in vitro. *J Endod* 2007;33(2):163-6.
84. Wucherpfennig A, Green D. PR 40 mineral trioxide vs. portland cement: two biocompatible filling materials. *Journal of Endodontics* 1999;4(25):308.

85. Estrela C, Bammann LL, Estrela CRdA, Silva RSd, Pecora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J.* 2000;11(1):3-9.
86. Húngaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD, Vivian RR, Guerreiro Tanomaru JM, Tanomaru Filho M, de Moraes IG. Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *J Endod* 2009;35(5):737-40.
87. Danesh G, Dammaschke T, Gerth H, Zandbiglari T, Schäfer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *International endodontic journal* 2006;39(3):213-19.
88. Coomaraswamy K, Lumley P, Hofmann M. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic portland cement-based (MTA-like) system. *Journal of Endodontics* 2007;33:295-8.
89. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102(6):809-15.
90. Lourenço Neto N, Marques NC, Fernandes AP, Rodini CO, Duarte MA, Lima MC, Machado MA, Abdo RC, Oliveira TM. Biocompatibility of Portland cement combined with different radiopacifying agents. *J Oral Sci* 2014;56(1):29-34.
91. Sakai VT, Moretti ABS, Oliveira TM, Fornetti APC, Santos CF, Machado MAAM, Abdo RCC. Pulpotomy of human primary molars with MTA and Portland cement: a randomised controlled trial. *British Dental Journal* 2009;207(3):E5-E5.
92. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99(5):648-50.
93. Franca TRTd, Silva Rd, Queiroz MSd, Aguiar C. Arsenic content in Portland cement: a literature review. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research* 2010;21 4591-5.
94. Cai S, Zhang W, Tribble G, Chen W. Reactions of human dental pulp cells to capping agents in the presence or absence of bacterial exposure. *J Oral Sci* 2017;59(4):621-27.
95. Doozaneh M, Koohpeima F, Firouzmandi M, Abbasiyan F. Shear bond strength of self-adhering flowable composite and resin-modified glass ionomer to two pulp capping materials. *Iranian endodontic journal* 2017;12(1):103-07.

96. Ajami AA, Jafari Navimipour E, Savadi Oskoe S, Abed Kahnamoui M, Lotfi M, Daneshpooy M. Comparison of shear bond strength of resin-modified glass ionomer and composite resin to three pulp capping agents. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 2013;7(3):164-68.
97. Endodontists AAo. AAE clinical considerations for a regenerative procedure. 2018.
98. Wilson A, Kent B. British Patent No. 1316129. Surgical Cement 1973.
99. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132(4):133-5.
100. Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;2012(2):205-16.
101. Mount GJ. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide*. Baskı. CRC Press; 2001.
102. Crisp S, Lewis B, Wilson A. Characterization of glass-ionomer cements 1. Long term hardness and compressive strength. *Journal of dentistry* 1976;4(4):162-66.
103. de Araujo FB, García-Godoy F, Cury JA, Conceição EN. Fluoride release from fluoride-containing materials. *Oper Dent* 1996;21(5):185-90.
104. Weidlich P, Miranda LA, Maltz M, Samuel SM. Fluoride release and uptake from glass ionomer cements and composite resins. *Braz Dent J* 2000;11(2):89-96.
105. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials* 1998;19(6):503-8.
106. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 2001;17(5):456-70.
107. McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Grogono A. Bonding glass-ionomer cements to chemomechanically-prepared dentin. *Dental Materials* 1989;5(3):189-93.
108. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent* 2015;37(2):116-24.
109. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 1989;5(5):355-8.

110. Nagaraja Upadhy P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations. *Trends Biomater Artif Organs* 2005;18(2):158-65.
111. Culbertson BM. New polymeric materials for use in glass-ionomer cements. *Journal of dentistry* 2006;34(8):556-65.
112. Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials* 2004;20(1):45-50.
113. Nicholson JW. Maturation processes in glass-ionomer dental cements. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica* 2018;4(1):63-71.
114. Beech DR. Improvement in the adhesion of polyacrylate cements to human dentine. *Br Dent J* 1973;135(10):442-5.
115. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent* 2002;4(1):73-80.
116. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials* 2007;23(3):343-62.
117. Almuhaiza M. Glass-ionomer cements in restorative dentistry: a critical appraisal. *J Contemp Dent Pract* 2016;17(4):331-6.
118. Nicholson JW. Glass-ionomers in medicine and dentistry. *Proc Inst Mech Eng H* 1998;212(2):121-6.
119. Gorseta K, Glavina D. Thermo-cured glass ionomer cements in restorative dentistry. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 2017;51(3 Suppl 1):S122-S27.
120. Zainuddin N, Karpukhina N, Hill RG, Law RV. A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by ²⁷Al MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials* 2009;25(3):290-95.
121. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials* 2000;16(2):129-38.
122. Ahmad Shiekh R, Ab Rahman I, Malik Masudi Sa, Luddin N. Modification of glass ionomer cement by incorporating hydroxyapatite-silica nano-powder composite: sol-gel synthesis and characterization. *Ceramics International* 2014;40(2):3165-70.

123. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil* 1998;25(7):535-40.
124. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry* 1998;11(1):36-45.
125. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials* 1998;19(6):521-7.
126. Schwendicke F, Kniess J, 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.
127. Brzović-Rajić V, Miletić I, Gurgan S, Peroš K, Verzak Ž, Ivanišević-Malčić A. Fluoride release from glass ionomer with nano filled coat and varnish. *Acta stomatologica Croatica* 2018;52(4):307-13.
128. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dental Materials* 1989;5(5):355-58.
129. Yuliati A, Wardani A. Surface hardness of hybrid ionomer cement after immersion in antiseptic solution. *Dental Journal (Majalah Kedokteran Gigi)* 2006;3985-88.
130. Abdalla AI. Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal. *J Oral Rehabil* 2000;27(9):808-14.
131. Frankenberger R, Krämer N, Grof A. Cyclic fatigue of glass ionomers and compomers (English Abstract). *Dtsch Zahnärztl* 1999;54269-71.
132. 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.
133. Frencken JE, Wolke J. Clinical and SEM assessment of ART high-viscosity glass-ionomer sealants after 8-13 years in 4 teeth. *J Dent* 2010;38(1):59-64.
134. Anusavice KJ. Does ART Have A Place in Preservative Dentistry? *Community dentistry and oral epidemiology* 1999;27(6):442-48.
135. Chen X, Cuijpers V, Fan M, Frencken JE. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-ct. *J Dent* 2010;38(9):731-5.

136. KJ A. Phillips' science of dental materials. St. Louis: WB Saunders 2003;59641-43.
137. Leirskar J, Nordbø H, Mount GJ, Ngo H. The influence of resin coating on the shear punch strength of a high strength auto-cure glass ionomer. Dent Mater 2003;19(2):87-91.
138. Collado-González M, Pecci-Lloret MR, Tomás-Catalá CJ, García-Bernal D, Oñate-Sánchez RE, Llena C, Forner L, Rosa V, Rodríguez-Lozano FJ. Thermo-setting glass ionomer cements promote variable biological responses of human dental pulp stem cells. Dental Materials 2018;34(6):932-43.
139. America G. Equia Forte HT Fil. https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/equiaforteht/manual/MAN_Comprehensive_Guide_EQUIA_Forte_HT.pdf.
140. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. J Funct Biomater 2016;7(3).
141. Shahid S, Hassan U, Billington RW, Hill RG, Anderson P. Glass ionomer cements: effect of strontium substitution on esthetics, radiopacity and fluoride release. Dent Mater 2014;30(3):308-13.
142. Sidhu S. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? Australian Dental Journal 2011;56(s1):23-30.
143. Antonucci J. Resin-modified glass ionomer cement. 1988.
144. Mitra SB. Photocurable ionomer cement systems. 1999.
145. Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. Br Dent J 1992;173(3):98-101.
146. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res 1991;70(1):72-4.
147. Bozini T, Theocharidou A, Koidis P. Biologic profile of resin-modified glass-ionomer and resin-based cements. Balkan Journal of Stomatology 2009;13(3):131-40.
148. Park EY, Kang S. Current aspects and prospects of glass ionomer cements for clinical dentistry. Yeungnam University journal of medicine 2020;37(3):169-78.

149. Sidhu SK. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. *American journal of dentistry* 1994;7(2):115-8.
150. Corp. G. Brochure Fuji II LC.
151. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. part 1. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2014;26(1):14-26.
152. BioActive PA. White paper. 2014.
153. Kunert M, Lukomska-Szymanska M. Bio-inductive materials in direct and indirect pulp capping-a review article. *Materials (Basel)* 2020;13(5).
154. Omid BR, Naeini FF, Dehghan H, Tamiz P, Savadroodbari MM, Jabbarian R. Microleakage of an enhanced resin-modified glass ionomer restorative material in primary molars. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 2018;15(4):205-13.
155. Bansal R, Burgess J, Lawson NC. Wear of an enhanced resin-modified glass-ionomer restorative material. *American journal of dentistry* 2016;29(3):171-4.
156. Corporation P. Safety Data Sheet. 2019.
157. Francois P, Fouquet V, Attal J-P, Dursun E. Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel, Switzerland)* 2020;13(10):2313.
158. Zmener O, Pameijer CH, Hernández S. Resistance against bacterial leakage of four luting agents used for cementation of complete cast crowns. *American journal of dentistry* 2014;27(1):51-5.
159. Owens BM, Phebus JG, Johnson WW. Evaluation of the marginal integrity of a bioactive restorative material. *Gen Dent* 2018;66(3):32-36.
160. May E, Donly KJ. Fluoride release and re-release from a bioactive restorative material. *American journal of dentistry* 2017;30(6):305-08.
161. Porenczuk A, Jankiewicz B, Naurecka M, Bartosewicz B, Sierakowski B, Gozdowski D, Kostecki J, Nasiłowska B, Mielczarek A. A comparison of the remineralizing potential of dental restorative materials by analyzing their fluoride release profiles. *Adv Clin Exp Med* 2019;28(6):815-23.
162. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of fluoride releasing restorative dental materials. *Dent Mater J* 2018;37(2):293-300.

163. Korkut E, Gezgin O, Tulumbacı F, Özer H, Şener Y. Comparative evaluation of mechanical properties of a bioactive resin modified glass ionomer cement. *Journal of Ege University School of Dentistry* 2017;38170-75.
164. Baracco B, Fuentes M, Garrido MA, Gonzalez-Lopez S, Ceballos L. ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. . *Odontology* 2013;101(2):177-85.
165. Sinhoreti MAC, Consani S, de Goes MF, Sobrinho LC, Knowles JC. Influence of loading types on the shear strength of the dentin–resin interface bonding. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2001;12(1):39-44.
166. Bergeron C, Guzman S, Vargas M In *Bond strengths of single-bottle adhesives: multiple applications*, *Journal of Dental Research*, (editör).^(editörler). Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, VA 22314 USA: 1998; 132-32.
167. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials* 1998;14(6):394-98.
168. Li X, Zhong Y, Jiang X, Deyu H, Mateo L, Morrison B, Zhang Y-P. Randomized clinical trial of the efficacy of dentifrices containing 1.5% Arginine, an insoluble calcium compound and 1450 ppm fluoride over two years. *The Journal of clinical dentistry* 2015;267-12.
169. Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, Burrow MF. Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dent Mater J* 2016;35(6):881-87.
170. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials* 2000;16(3):180-87.
171. Hanna SN, Perez Alfayate R, Prichard J. Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. *European endodontic journal* 2020;5(1):46-53.
172. Kara A, Ozsurekci Y, Tekcicek M, Oncel EK, Cengiz AB, Karahan S, Ceyhan M, Celik MO, Ozkaya-Parlakay A. Length of hospital stay and management of facial cellulitis of odontogenic origin in children. *Pediatric dentistry* 2014;36(1):18E-22E.
173. 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.

174. Arandi NZ, Thabet M. Minimal intervention in dentistry: a literature review on biodentine as a bioactive pulp capping material. *BioMed Research International* 2021;20215569313-13.
175. Al Tuwirqi AA, El Ashiry EA, Alzahrani AY, Bamashmous N, Bakhsh TA. Tomographic evaluation of the internal adaptation for recent calcium silicate-based pulp capping materials in primary teeth. *Biomed Res Int* 2021;20215523145.
176. Al-Sherbiny IM, Farid MH, Abu-Seida AM, Motawea IT, Bastawy HA. Chemico-physical and mechanical evaluation of three calcium silicate-based pulp capping materials *The Saudi Dental Journal* 2021;33(4):207-14.
177. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Mortazavi F. Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. *Oper Dent* 1997;22(1):21-9.
178. Shin JH, Jang JH, Park SH, Kim E. Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *J Endod* 2014;40(8):1210-6.
179. Bayrak S, Tun, Ccedil, Sen E, Saroglu I, Egilmez T, uuml, rkan. Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal* 2009;28(1):62-67.
180. Kim M, Jo W, Jih M, Lee S, Lee N. Comparison of the microleakage and shear bond strength to dentine of different tricalcium silicate-based pulp capping materials. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2019;46(1):76-84.
181. Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, Burrow MF. Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental Materials Journal* 2016;35(6):881-87.
182. Sismanoglu S, Yildirim-Bilmez Z, Gurcan AT, Gumustas B, Taysi M, Berkman M. Influence of intracoronal bleaching agents on the bond strength of MTA cements to composite resin and their surface morphology. *Odontology* 2022;110(1):148-56.
183. Tunç ES, Sönmez IS, Bayrak S, Eğilmez T. The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod* 2008;34(5):603-5.
184. Xavier MT, Costa AL, Caramelo FJ, Palma PJ, Ramos JC. Evaluation of the Interfaces between Restorative and Regenerative Biomaterials Used in Vital Pulp Therapy. *Materials (Basel, Switzerland)* 2021;14(17):5055.

185. Ajami A-A, Bahari M, Hassanpour-Kashani A, Abed-Kahnamoui M, Savadi-Oskoei A, Azadi-Oskoei F. Shear bond strengths of composite resin and giomer to mineral trioxide aggregate at different time intervals. *Journal of clinical and experimental dentistry* 2017;9(7):e906-e11.
186. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010;26(2):e11-6.
187. Berkmen B, Yamanel K, Arhun N. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2019;46(2):115-26.
188. Ahmed MH, Yoshihara K, Mercelis B, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. Quick bonding using a universal adhesive. *Clin Oral Investig* 2020;24(8):2837-51.
189. Kandaswamy D, Rajan KJ, Venkateshbabu N, Porkodi I. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to glass-ionomer cement using self-etching bonding agents with different pH: In vitro study. *Journal of conservative dentistry : JCD* 2012;15(1):27-31.
190. Francois P, Vennat E, Le Goff S, Ruscassier N, Attal J-P, Dursun E. Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems. *Clinical Oral Investigations* 2019;23(6):2599-608.
191. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83(6):454-8.
192. Yesilyurt C, Ceyhanli KT, Kedicli Alp C, Yildirim T, Tasdemir T. In vitro bonding effectiveness of new self-adhering flowable composite to calcium silicate-based material. *Dent Mater J* 2014;33(3):319-24.
193. 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 : JCD* 2017;20(5):292-96.
194. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials* 2001;17(2):165-69.
195. Ballal S, Venkateshbabu N, Nandini S, Kandaswamy D. An in vitro study to assess the setting and surface crazing of conventional glass ionomer cement when layered over partially set mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2008;34(4):478-80.

196. Mitra SB, Lee CY, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater* 2009;25(4):459-66.
197. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A. The physical characteristics of resin composite–calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dental Materials* 2014;30(3):343-49.
198. François P, Remadi A, Le Goff S, Abdel-Gawad S, Attal JP, Dursun E. Flexural properties and dentin adhesion in recently developed self-adhesive bulk-fill materials. *J Oral Sci* 2021;63(2):139-44.
199. Kerby RE, Knobloch L. The relative shear bond strength of visible light-curing and chemically curing glass-ionomer cement to composite resin. *Quintessence Int* 1992;23(9):641-4.
200. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984;63(12):1396-9.
201. Teixeira CS, Chain MC. Evaluation of shear bond strength between self-etching adhesive systems and dentin and analysis of the resin-dentin interface. *Gen Dent* 2010;58(2):e52-61.
202. Savadi Oskoe S, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 2014;11(6):665-71.
203. Oskoe SS, Kimyai S, Bahari M, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Comparison of shear bond strength of calcium-enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2011;12(6):457-62.
204. Palma PJ, Marques JA, Falacho RI, Vinagre A, Santos JM, Ramos JC. Does delayed restoration improve shear bond strength of different restorative protocols to calcium silicate-based cements? *Materials (Basel, Switzerland)* 2018;11(11):2216.
205. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod* 2006;32(5):421-4.
206. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, Dummer PMH. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal* 2009;42(11):1004-14.

207. VanderWeele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *Journal of Endodontics* 2006;32(5):421-24.

208. Atabek D, Sillelioğlu H, Olmez A. Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *J Endod* 2012;38(9):1288-92.

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Ruken Ergül

Doğum Tarihi: 14.06.1995

Doğum Yeri : Diyarbakır

Uyruğu : T.C.

Akademik Unvanı: Araştırma Görevlisi

İş Telefonu: (222) 239 37 50

Cep Telefonu: 0 554 116 08 57

İş Adresi: Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Osmangazi, Eskişehir

E-postası: ruken.ergul@gmail.com

Bildiği Yabancı Diller (Puan ve Yılı): İngilizce, Yökdil – 63,75 (2017)

Uzmanlık Alanı: Çocuk Diş Hekimliği

Tıpta Uzmanlık Tezi Başlığı ve Danışmanı:

“Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi”

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Seçkin AKSU

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler:

- Türk Pedodonti Derneği

- Türk Diş Hekimleri Birliği

EĞİTİM

2019-: Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakóltesi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Eskişehir

20012-2017: Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi, Van

2010-2012: Meriç Anadolu Lisesi, Bursa

2009-2010: Nevzat Ayaz Anadolu Lisesi, Diyarbakır

ESERLER

A.Uluslararası kongre, sempozyum, panel, çalıştay gibi bilimsel, sanatsal toplantılarda sözlü olarak sunulan ve poster olarak sergilenen bildiri:

A.1. Ruken Ergül, Secil Caliskan, Canan Özdemir “Çocuklarda Radyoterapi İlişkili Komplikasyonlar”, *Uluslararası Ağız Kanserleri Kongresi*, 04-06 Mart, Eskişehir, 2020 (Sözlü Bildiri)

A.2. Ruken Ergül, Secil Caliskan, Duygu Erzek “Mandibular Rezeksiyon Apareyleri” *Türk Pedodonti Derneği 26. Uluslararası Kongresi*, 10-13 Ekim, Antalya, 2019 (Poster).

A.3. Ruken Ergül, Secil Caliskan, Merve Candan “Çocuklarda Odontojenik Enfeksiyonların Yayılımı” *Uluslararası 2.Dental Oral Enfeksiyonlar ve 1.Ağız Mikrobiyatası Kongresi*, 18 -20 Mart, İstanbul, 2022 (Sözlü Bildiri).

A.4. Ruken Ergül, Elif Kandemir Ulker, Secil Caliskan, “Nadir Görülen Süt Molar Çekim Komplikasyonu- Vaka Raporu” *Uluslararası 2.Dental Oral Enfeksiyonlar ve 1.Ağız Mikrobiyatası Kongresi*, 18 -20 Mart, İstanbul, 2022 (Sözlü Bildiri).

EK-2. BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJESİ ONAY BELGESİ



TC
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
(Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi)

Konu:Yürürlüğe Giren Proje Öneriniz

Tarih
09.06.2021

Sayın : Doç.Dr. NURAY TÜLOĞLU

Aşağıda bilgileri özetlenen proje önerinize yönelik değerlendirme süreci tamamlanmış ve BAP Komisyonu tarafından desteklenmesi uygun görülen projeniz, proje sözleşmesinin Rektörlük Makamı tarafından onaylanmasıyla yürürlüğe girmiş bulunmaktadır.

Tebrik eder, çalışmalarınızda başarılar dilerim.

Saygılarımla,

Prof.Dr. ERTUĞRUL ÇOLAK
Koordinatör

Proje Başlığı: Kalsiyum Silikat İçerikli Materyallerin Cam İyonomer Esaslı Materyallere Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Proje No: TDH-2021-1743

Proje Türü: D.H.Uzmanlık

Süresi: 12 ay

Başlama Tarihi: 09.06.2021

Onaylanan Bütçesi: 49993,30 TL

Proje Yürütücüsü: Doç.Dr. NURAY TÜLOĞLU

Araştırmacı(lar): ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ RUKEN ERGÜL