



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI BİYOAKTİF PULPA KAPLAMA MATERYALLERİNİN
SERTLEŞME ZAMANLARININ DENTAL ADEZİVLER İLE OLAN
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. Dt. ASLIHAN KANAT
UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Dilek Türkaydın

2022-İSTANBUL

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmemiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Öğrencinin Adı, Soyadı

Aslıhan KANAT

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman bana yol gösteren, engin deneyimleri ve bilgileriyle desteğini hep hissettiren, tez danışmanım ve kıymetli hocam Doç. Dr. Dilek Türkaydın'a

Her konuda samimiyetle yardımını esirgemeyen değerli hocam, Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca hayata ve mesleğe dair çok şeyler öğrenmemde katkıda bulunan Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalındaki bütün hocalarıma,

Tez çalışmamı yürütmemde yardımcı olan Doç. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Dr. Öğr. Üyesi Gülçin Bilgin Göçmen ve Arş. Gör. Bengü Doğu'ya,

Sevgilerini ve desteklerini hep hissettiğim, uzmanlık eğitimim sürecinde gelişmemde çok yardımcı olan canım kıdem arkadaşlarım Dt. İdil Özden, Dt. Merve Gökyar, Dt. Zeynep Chasan, Dt. Deniz Barış Gençer ve Dt. Gökay Büyükçolpan'a

Birlikte çalışıyor olmaktan zevk aldığım asistan arkadaşlarıma ve klinik personelimize,

Hayatım boyunca sevgilerini en büyük destekçim hissettiğim, üzerimde sonsuz emekleri olan, iyikilerim canım babam Hacı Bekir Kanat, annem Hatice Kanat, kardeşlerim Ahmet Kanat ve Damla Kanat, teyzem Türkan Yıldız, dayım Metin Tekin ve biricik kocaman aileme sonsuz teşekkür ederim.

Aslıhan KANAT

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISATMA VE SİMGELER	vii
RESİM VE TABLOLARIN LİSTESİ	ix
ÖZET	1
SUMMARY	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Vital Pulpa Tedavileri	5
2.1.1. İndirekt pulpa kaplaması	7
2.1.2. Direkt pulpa kaplaması	9
2.1.3. Total pulpotomi	12
2.1.4. Parsiyel pulpotomi	12
2.2. Pulpa Kaplama Materyalleri	13
2.2.1. Kalsiyum hidroksit	14
2.2.2. Mineral trioksit agregat	15
2.2.2.1. MTA'nın kimyasal özellikleri	16
2.2.2.2. MTA'nın hazırlanışı ve sertleşme reaksiyonu	18
2.2.2.3. MTA'nın fiziksel ve mekanik özellikleri	20
2.2.2.4. MTA'nın bağlanma dayanımı	23
2.2.2.5. MTA'nın kullanım alanları	24
2.2.3. Biodentin	24

2.2.3.1. Biodentin'in hazırlanışı ve sertleşme reaksiyonu	25
2.2.3.2. Biodentin'in fiziksel özellikleri	26
2.2.3.3. Biodentin'in bağlanma dayanımı	26
2.2.4. Işıkla sertleşen trikalsiyum silikat (TheraCal LC)	27
2.2.5. Cam iyonomer/ Resin modifiye cam iyonomer	27
2.2.6. CEM (Kalsiyum bakımından zengin karışım simanı)	28
2.2.7. Dentin adeziv sistemler	28
2.2.8. Enzimler ve matriks bileşenleri	29
2.2.9. Kortikosteroidler ve antibiyotikler	29
2.3. Adezyon ve Adeziv Sistemler.....	29
2.3.1. Total etch (Etch and Rinse) sistemler	30
2.3.2. Self etch sistemler	31
2.3.3. Üniversal sistemler	32
2.4. Kompozit Resinler	32
2.5. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri	33
2.5.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear bond strength test)	34
3. GEREÇ ve YÖNTEM	35
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	36
3.2. Örneklerin Hazırlanması	39
3.2.1. Biodentin örneklerinin hazırlanması	40
3.2.2. MTA Angelus örneklerinin hazırlanması	42
3.2.3. MM MTA örneklerinin hazırlanması	44

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımının Öölölmesi	46
3.4. Stereomikroskop İle Örnekerin Kırık Yölzeylerinin İncelenmesi	49
3.4. İstatistiksel Analiz	50
4. BULGULAR	51
4.1. Zamanlar İçin Materyallere Gölre Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştıırılması	52
4.2. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştıırılması	53
4.3. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştıırılması	54
4.4. Kompozitler ve Zamanlar İçin Materyallere Gölre Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştıırılması	56
4.5. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştıırılması	58
4.6. 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Tölöl Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	59
4.7. 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Tölöl Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	61
4.8. 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Tölöl Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	62

4.9. 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	64
4.10. Kompozit Uygulanma Zamanı ile Kırık Tipi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	65
4.11. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Sonrasında Oluşan Kırık Tiplerinin Stereomikroskop Görüntüleri	67
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇLAR	87
7. KAYNAKLAR	88
8. ÖZGEÇMİŞ	99

KISALTMA VE SİMGELER

AAE: Amerikan endodonti derneği

AAPD: Amerikan Pediatri Derneği

ASTM: American Standards for Testing Materials

Bis-GMA: Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat

ESE: Avrupa Endodonti Derneği

FDA: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi

GUI: G-aenial Universal Injectable

IPC: İndirekt pulpa kaplaması

MDP: 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat

MDTP: 10-metakriloiloksidetil dihidrojen tiyofosfat

MTA: Mineral trioksit agregat

HEMA: 2-hidroksietil metakrilat

RMCIS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

SBS: Shear Bond Strength (Makaslama Bağlanma Dayanımı)

SDR: Smart Dentin Replacement

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

TEGDMA: Trietilenglikol dimetakrilat

VPT: Vital Pulpa Tedavisi

UDMA: Üretan dimetakrilat

2CaO·SiO₂: Dikalsiyum silikat

3CaO·SiO₂: Trikalsiyum silikat

$3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$: Trikalsiyum alüminat

$4\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$: Tetrakalsiyum alüminoferrit

4-MET: 4-Metakriloiloksietil trimellitat

Bi_2O_3 : Bizmut oksit

Ca_2O_3 : Trikalsiyum oksit

$\text{CaSO}_4 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$: Alçı taşı

$\text{Ca}(\text{OH})_2$: Kalsiyum hidroksit

SiO_2 : Silisyum oksit

RESİM VE TABLOLARIN LİSTESİ

1. Resimlerin Listesi

Resim 1: Biodentin (Septodont)	36
Resim 2: MTA Angelus (Angelus)	36
Resim 3: MM MTA (Micro Mega)	36
Resim 4: G2-Bond Universal (GC)	36
Resim 5: EverX Flow (GC)	36
Resim 6: GUI (GC)	36
Resim 7: Biodentinin karıştırılması	41
Resim 8: VALO Cordles (Ultradent)	41
Resim 9: Silindirik silikon anahtar ve kompozit rezin uygulanmış örnekten silikon anahtarın uzaklaştırılması	41
Resim 10: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan Biodentin örneği	42
Resim 11: 15 dk sonra GUI uygulanan Biodentin örneği	42
Resim 12: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan Biodentin örneği	42
Resim 13: 72 saat sonra GUI uygulanan Biodentin örneği	42
Resim 14: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan MTA Angelus örneği	43
Resim 15: 15 dk sonra GUI uygulanan MTA Angelus örneği	43
Resim 16: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan MTA Angelus örneği	44
Resim 17: 72 saat sonra GUI uygulanan MTA Angelus örneği	44
Resim 18: MM MTA'nın amalgamatörde karıştırılması	45
Resim 19: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan MM MTA örneği	45

Resim 20: 15 dk sonra GUI uygulanan MM MTA örneği	45
Resim 21: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan MM MTA örneği	46
Resim 22: 72 saat sonra GUI uygulanan MM MTA örneği	46
Resim 23: 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplar (a: Grup 1a, b: Grup 2a, c: Grup 3a, d: Grup 1b, e: Grup 2b, f: Grup 3b)	47
Resim 24: 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar (a: Grup 4a, b: Grup 5a, c: Grup 6a, d: Grup 4b, e: Grup 5b, f: Grup 6b)	47
Resim 25: Universal test cihazı (Shimadzu, AGS-X, Japonya)	48
Resim 26: Örneklerin universal test cihazında konumlandırılması	48
Resim 27: Leica MZ 7,5 stereomicroscope; Leica Microsystems, Almanya	49
Resim 28: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	67
Resim 29: 15 dk Sonra GUI Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	68
Resim 30: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	69
Resim 31: 15 dk Sonra GUI Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	69
Resim 32: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	70
Resim 33: 15 dk Sonra GUI Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	71
Resim 34: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	72

Resim 35: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	73
Resim 36: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	73
Resim 37: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	74
Resim 38: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	74
Resim 39: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri	75
2. Tabloların Listesi	
Tablo 1: Farklı MTA'ların sertleşme zamanları	18
Tablo 2: Kullanılan materyallerin üretim numaraları, içerikleri ve uygulama aşamaları.....	37
Tablo 3: 15 Dakika İçinde Kompozit Uygulanan Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler.....	51
Tablo 4: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler...	51
Tablo 5: Zamanlar İçin Materyallere Göre Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması (*p<0,05).....	52
Tablo 6: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin (MPa) Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	53
Tablo 7: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	54

Tablo 8: Kompozitler ve Zamanlar İçin Materyallere Göre Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	56
Tablo 9: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	58
Tablo 10: 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo.....	59
Tablo 11: 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo.....	61
Tablo 12: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo.....	62
Tablo 13: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo.....	64
Tablo 14: Kompozit Uygulanma Zamanı ile Kırık Tipi Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo.....	65

ÖZET

Farklı Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyallerinin Sertleşme Zamanlarının Dental Adezivler ile Olan Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

Arş. Gör. Dt. Aslıhan Kanat, Danışman: Doç. Dr. Dilek Türkaydın,
Marmara Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı

Amaç: Çalışmanın amacı, üç farklı biyoaktif pulpa kaplama ajanına, farklı içerikte iki kompozit rezin 15 dakika ve 72 saat sonra uygulandığında oluşan bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Toplam 72 adet blok, bir yüzeyinde 4 mm çapında 2 mm yüksekliğinde silindirik kavite olacak şekilde 3D printerda hazırlandı. Her bir pulpa kaplama materyali için 24 adet olacak şekilde Biodentin, MTA Angelus, MM MTA materyalleri, üretici firmalarının talimatları doğrultusunda hazırlanarak, bloklardaki kavitelere yerleştirildi. Hazırlanan bloklar, 15 dakika ve 72 saat sonra EverX Flow ve G-aenial Universal Injectable kompozit rezinleri uygulanacak şekilde gruplandırıldı (n:6). Örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri, üniversal test cihazında ölçüldü. Kırık tipleri, stereomikroskopta incelendi. Veriler, IBM SPSS 25 programında analiz edildi.

Bulgular: Zamanlar için materyallere göre elde edilen değerlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Restoratif işlemler 15 dk sonra uygulandığında Biodentin-EverX Flow grubunda, 72 saat sonra uygulandığında MTA Angelus-EverX Flow grubunda en yüksek SBS değeri görülmüştür. Pulpa kaplama materyalleri arasında sadece MTA Angelus'un 15 dakika ile 72 saat sonra kompozit uygulanması sonucunda elde edilen bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Zamanla, MTA Angelus'un bağlanma dayanımı artmıştır. Tüm gruplar arası en yüksek bağlanma dayanımı 72 saat sonra EverX Flow uygulanan MTA Angelus grubunda görülmüştür.

Sonuç: Vital pulpa tedavilerinde MTA kullanımı durumunda, restoratif prosedürlerin en az 72 saat ertelenmesinin bağlanma dayanımını artırdığı görülmüştür. Tedavinin tek seansta tamamlanmasının planlandığı durumlarda, Biodentin materyali ve EverX Flow kompozitinin tercih edilmesinin, iki seansta tamamlanacağı durumlarda ise MTA Angelus materyali ve EverX Flow gibi fiber içerikli bir kompozit tercih edilmesinin bağlanma dayanımını artırdığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Makaslama bağlanma dayanımı, vital pulpa tedavisi, pulpa kaplama materyalleri, kompozit rezin, sertleşme zamanı

SUMMARY

Evaluation of The Effect of Setting Times on Shear Bond Strength of Different Bioactive Pulp Capping Materials to Dental Adhesives

Aslıhan Kanat, Advisor: Doç. Dr. Dilek Türkaydın,
Marmara University Department of Endodontics

Aim: The aim of this study was to compare the shear bond strength of various dental adhesives to several bioactive pulp capping materials with different time intervals.

Material and methods: A total of 72 blocks with a hole (4 mm diameter and 2 mm height) were prepared using 3D printer. Biodentin, MTA Angelus, MM MTA materials were prepared accordance with the instructions of the manufacturers, as 24 blocks for each pulp capping materials. Then, they were placed in the cavities of the blocks. The prepared blocks were grouped to apply EverX Flow and G-aenial Universal Injectable composite resins after 15 minutes and 72 hours (n:6). Shear bond strength values of the samples were determined in a universal testing device. Fracture types were evaluated using stereomicroscope. Data were analyzed by IBM SPSS 25 program.

Results: There was no statistically significant difference between time intervals in all of the pulp capping materials ($p>0,05$). The highest SBS value was observed in the Biodentin-EverX Flow group when restorative procedures were applied after 15 minutes, and in the MTA Angelus-EverX Flow group when applied after 72 hours. A statistically significant difference was found between 15 minutes and 72 hours of bond strength values in only MTA Angelus ($p<0,05$). The bond strength of MTA Angelus increased over time. Among all groups, the highest bond strength was observed in the MTA Angelus group, which was applied EverX Flow after 72 hours.

Conclusions: This indicates that it may be better to postpone restorative procedures for at least 72 hours when MTA is used in vital pulp treatments. In cases where the treatment will be completed in a single visit It has been observed that choosing Biodentin material and EverX Flow composite resin increases the bond strength. If the treatment will be completed in a two visit It has been observed that choosing MTA Angelus material and fiber-containing composite such as EverX Flow composite increases the bond strength.

Keywords: Shear bond strength, vital pulp therapy, pulp capping materials, composite resin, setting time.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliği klinik uygulaması, yıllar içinde dişleri ağızda nasıl tutarız bakış açısından, dişleri ağızda nasıl canlı tutarız bakış açısına evrilmiştir. Günümüzde diş hekimlerinin öncelikli hedefi, dişlerin vitalitesini koruyarak ağız içinde fonksiyonda kalmasını sağlamak olmalıdır. Pulpa biyolojisi hakkında yeni anlayışlar kazanılması ile, vital pulpa tedavisine ilişkin son klinik araştırmalar, biyolojik olarak yönlendirilen yeni tedavi protokolleri geliştirmek için seçenekler sunmakta ve klinik pratiğinde vital pulpa tedavilerinin önemi her geçen gün artmaktadır (Wolters ve ark., 2017). Araştırmaların, vital pulpa tedavilerinin sonuçlarının geleneksel kök kanal tedavisi ile karşılaştırılabilir olduğunu göstermesi bu değişimi desteklemektedir (Wolters ve ark., 2017).

Vital pulpa tedavisi (VPT), çürük, travma veya iatrojenik nedenlerle etkilenmiş dişlerde sağlıklı pulpa dokusunu korumayı ve dişin canlılığının devamını hedefleyen bir tedavi yöntemidir (Hilton, 2009; Ricucci ve ark., 2014; Ward, 2002). Dişin vitalitesinin devamlılığının sağlanması ile, pulpa dokusu ve böylece fizyolojik ve defansif fonksiyonlar korunur. Ayrıca, kök kanal tedavisine göre daha az sert diş dokusu kaldırılır, bu da dişin daha az zayıflamasına neden olur (Wolters ve ark., 2017). Pulpa kaplama tedavi prosedürü; lokal iritanların uzaklaştırılmasını ve koruyucu materyalin direkt veya indirekt olarak pulpa üzerine yerleştirilmesini içerir. Bu tedaviyi, bakteri invazyonunu önleyen, sızdırmaz özellikte yapılan bir restorasyon takip etmelidir.

VPT’de pulpanın canlılığının korunması; kavitede pulpaya en yakın yere biyouyumlu, tersiyer dentin oluşumunu uyuracak bir materyal olan pulpa kaplama materyalinin yerleştirilmesiyle sağlanır. Pulpa kaplama materyallerinden; bakterisit etkili olması, çürük asitlerini nötralize etmesi, pulpada biyolojik sınırlama olgusunu teşvik ederek dentinin remineralizasyonunu ve tersiyer dentin yapımını uyarması gibi özellikler beklenmektedir (Akhlaghi ve Khademi, 2015). Vital pulpa tedavilerinde kullanılmak üzere birçok pulpa kaplama materyali önerilmiştir. Son yıllarda ise daha az inflamatuvar yanıt oluşturarak daha kalın bir dentin köprüsü formasyonu oluşturma, daha iyi

sızdırmazlık sağlama, biyoaktif ve biyouyumlu olma gibi özelliklerinden dolayı kalsiyum silikat esaslı materyallerin kullanımı artmıştır (Komabayashi ve ark., 2016).

Vital pulpa tedavilerinin prognozunu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar; perforasyon alanının büyüklüğü, mikrosızıntı ve bakteri kontaminasyonu, pulpal kanamanın kontrolü, pulpa açılımının olduğu yüzey, pulpanın yaşı ve durumu, kavitenin dezenfeksiyonu ve kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleri olarak sıralanabilir (Cho ve ark., 2013; Çalışkan, 2014). Prognozunu etkileyen en önemli faktörün çürük, tükürük veya restorasyon ara yüzeyinden mikrosızıntı aracılığı ile bakterilerin pulpaya ulaşması olabileceği rapor edilmiştir (Sadaf, 2020; Tan ve ark., 2020; Kunert ve ark., 2015; Akhlaghi ve Khademi, 2015; Aljandan ve ark., 2012; Çalışkan, 2014). Bu nedenle, pulpa kaplama tedavilerinde uzun dönem başarıyı sağlamak için koronal sızıntının önlenmesi önem arz etmektedir. Bunun için; hem diş dokusu ve restoratif materyal arasındaki hem de kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyali ile restoratif materyal arasındaki adezyon önem kazanmaktadır.

Çalışmamızın amacı, üç farklı biyoaktif pulpa kaplama ajanına, farklı içeriğe sahip iki kompozit rezin 15 dakika ve 72 saat sonra uygulandığında oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırılarak değerlendirilmesidir. Bağlanma dayanımı üniversal test cihazı ile değerlendirilmiş olup, oluşan kırık hatları stereomikroskop ile incelenmiştir. Yapmış olduğumuz çalışma ile vital pulpa tedavileri klinik uygulamalarında, tek seans veya çok seansta yapılacak tedavilerde hangi pulpa kaplama ajanını seçebileceğimiz ve tercih edilecek pulpa kaplama ajanı hangi dental adeziv ile kullanıldığında daha iyi bağlanma dayanımı göstereceği hakkında ışık tutabilmeyi hedeflemekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Vital Pulpa Tedavileri

Vital pulpa tedavisi (VPT), çürük, travma veya iatrojenik nedenlerle etkilenmiş dişlerde sağlıklı pulpa dokusunu korumayı ve dişin canlılığının devamını hedefleyen bir tedavi olarak tanımlanmaktadır (Hilton, 2009; Ricucci ve ark., 2014; Ward, 2002). Pulpanın canlılığının korunması; kavitede pulpaya en yakın yere biyouyumlu, tersiyer dentin oluşumunu uyaracak bir materyal yerleştirilmesiyle sağlanır. Bu materyale pulpa kaplama materyali denir. Pulpa kaplama materyallerinden; bakterisit etkili olması, çürük asitlerini nötralize etmesi, pulpada biyolojik sınırlama olgusunu teşvik ederek dentinin remineralizasyonunu ve tersiyer dentin yapımını uyarması gibi özellikler beklenmektedir (Akhlaghi ve Khademi, 2015).

Vital pulpa tedavisi sonrası klinik ve radyografik başarı kriterleri şunlardır (Cohenca ve ark., 2013);

1. Pulpa canlılığının devamlılığı
2. Minimum pulpal enflamatuvar yanıt görülmesi
3. Pulpa-dentin sınırında süreklilik gösteren bir tamir dentin köprüsü oluşumu
4. Spontan ağrı veya şişlik gibi postoperatif klinik belirtilerin ve periapikal semptomların olmaması.
5. İnternal veya eksternal kök rezorpsiyonu, periapikal ve interradyüküler bölgede radyolusensi, düzensiz kalsifikasyon veya diğer patolojik değişiklikler gibi radyografik bulguların olmaması
6. Apeksogenez ile kök gelişiminin devamının sağlanması

Geri dönüşümsüz pulpitis veya apikal periodontitis teşhisi konan olguların çoğunda, diş kurtarmak için kanal tedavisi tercih edilen tedavidir. Bu prosedürde doğal olarak diş sert dokusunun kaybı ve ardından tedavi edilen dişin zayıflaması, onları kırılmaya daha

yatkın hale getirmektedir (Al-Omiri ve ark., 2010; Wolters ve ark., 2017). Pulpa biyolojisi hakkında yeni anlayışlar kazanılması ile, vital pulpa tedavisine ilişkin son klinik araştırmalar, biyolojik olarak yönlendirilen yeni tedavi protokolleri geliştirmek için seçenekler sunmaktadır. Bu tür tedavi yöntemlerinin iki önemli avantajı vardır: birincisi, pulpa dokusu korunur ve böylece fizyolojik ve defansif fonksiyonlar korunur; ikincisi, daha az sert diş dokusu kaldırılır, bu da dişin daha az zayıflamasına neden olur. Geleneksel tedavilerin neden sıklıkla başarısız olduğu, pulpa biyolojisi bilgisi harmanlanılarak düşünüldüğünde, geleneksel endodontik tedavilerden vital pulpa tedavilerine doğru gelişen değişimin nedeni öngörülebilmektedir. Araştırmaların, vital pulpa tedavilerinin sonuçlarının geleneksel kök kanal tedavisi ile karşılaştırılabilir olduğunu göstermesi bu değişimi desteklemektedir (Wolters ve ark., 2017).

Amerikan Endodonti Derneği (AAE) yayınladığı son yönergede; daha konservatif bir bakış açısı ile, geri dönüşümsüz pulpitis teşhisinin kök kanal tedavisi için bir endikasyon olmadığını vurgulamıştır ("AAE Position Statement on Vital Pulp Therapy," 2021). Pulpo-dentinal kompleksin rejeneratif potansiyelinin geri dönüşümsüz pulpitis belirtileri olan dişlerde belirgin olması, mevcut pulpitis sınıflandırmasının revize edilmesi gerektiğini düşündürmektedir (Ricucci ve ark., 2014; Wolters ve ark., 2017; Lin ve ark., 2020). Geleneksel olarak geri döndürülemez olarak kabul edilen vakalar, aslında hala kurtarılabilir olabilir. Bu nedenle, doğru tedavi uygulandığında, geri döndürülemez olanın dengesi geri döndürülebilir olana kaydırabilir. Bu amaçla Wolters ve arkadaşları, pulpal inflamasyonun tanısal sınıflandırmasının, minimal invaziv tedavilerle ilişkilendirerek, aşağıdaki şekilde genişletilmesini önermişlerdir: (Wolters ve ark., 2017)

- Başlangıç Pulpitis (Initial Pulpitis): Soğuk teste artmış ancak uzamamış yanıt varlığı, perküsyona duyarlı değil ve spontan ağrı yok. İndirek pulpa tedavisi önerilir.
- Hafif Pulpitis (Mild Pulpitis): Soğuk, sıcak ve tatlı uyaranlara karşı 20 saniyeye kadar sürebilen ancak daha sonra azalan ağrı ve perküsyona pozitif yanıt mevcuttur. Histolojik olarak kron pulpasında sınırlı lokal inflamasyon olduğu düşünülür. İndirek pulpa tedavisi önerilir.

- Orta Pulpitis (Moderate Pulpitis): Soğuk uyarana karşı güçlü ve uzun süreli ağrı varlığı, perküsyon testine duyarlı ve spontan ağrı mevcuttur. Histolojik olarak kron pulpasında sınırlı, yaygın lokal inflamasyon olduğu düşünülür. Koronal pulpotomi önerilir.
- Şiddetli Pulpitis (Severe Pulpitis): Sıcak ve soğuk uyarana karşı ağrı, şiddetli spontan, özellikle gece uykudan uyandıran ağrı mevcuttur. Histolojik olarak kron pulpasından kök kanallarına uzanan yaygın lokal inflamasyon olduğu düşünülür. Koronal pulpotomi önerilir. Eğer pulpal kanama durdurulamazsa pulpektomi uygulanır.

Son zamanlarda bu bakış açısı ile geri dönüşümsüz pulpitisli gelişimini tamamlamış daimi dişlerde vital pulpa tedavilerinin yapıldığı birçok çalışma bulunmaktadır (Lin ve ark, 2020). Taha ve arkadaşlarının, geri dönüşümsüz pulpitisli daimi dişlere biodentinle yapmış oldukları pulpotomi tedavisinde 1 yıllık takip sonrası başarı % 95 olarak bildirilmiştir (Taha ve Abdulkhader, 2018). Yine Taha ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir başka çalışmada; MTA ve kalsiyum hidroksitle yapılmış pulpotomi vakalarında, 2 yıllık takip sonrası başarı, MTA uygulanan dişlerde % 85, kalsiyum hidroksit uygulanan dişlerde % 43 olarak bildirilmiştir (Taha ve Khazali, 2017).

Vital pulpa tedavileri aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir;

1. İndirekt pulpa kaplaması
2. Direkt pulpa kaplaması
3. Total pulpotomi
4. Parsiyel pulpotomi

2.1.1. İndirekt pulpa kaplaması

İndirekt pulpa kaplaması (IPC); pulpaya yakın derin dentin çürüğü dişlerde, pulpanın korunması için, pulpaya yakın bölgedeki çürükten etkilenmiş dentinin, biyoyumlu bir materyal ile örtüldüğü bir prosedür olarak tanımlanmaktadır (Fagundes ve ark, 2009).

Derin dentin çürüklerinde kavite preparasyonu yaparken, mantarlaşmış ve nekrotik dentin dokusunun uzaklaştırılması sırasında pulpanın ekspozundan kaçınmak amacıyla, enfekte olmamış, bakteri bulunmayan bir miktar etkilenmiş dentin dokusu bırakılır ve bu dokunun üzeri biyouyumlu bir materyalle örtülür. Pulpa açılmadan uygulanan derin dentin çürüğü tedavilerinde pulpada daha az hasar oluşmakta ve tersiyer dentin oluşumu açısından daha uygun şartlar oluşmaktadır. IPC tedavisinde dentin remineralizasyonu ile tersiyer dentin birikimi, uzun dönemde meydana gelen en önemli oluşumlardandır. Bu olgu yalnızca dentin kalınlığını artırmaz, odontoblastların da etkilenmiş alandan pulpaya doğru uzaklaşmalarını sağlar. Tersiyer dentin irritasyona karşı cevap olarak oluştuğundan, primer ve sekonder dentinden farklı ve düzensiz bir yapıya sahiptir. Dişin irritan etkisinde kaldığı bölgede dentin kanalcıklarının pulpaya bakan yüzeyinde depolanır ve dentin geçirgenliğini azaltarak toksik ve irrite edici maddelerin pulpaya ulaşmasını engeller (Alaçam, 2012).

IPC tedavileri, tek aşamalı ve iki aşamalı olarak uygulanabilmektedir.

Tek aşamalı teknikte, uygun tanı sonrası yeterli anestezi elde edildikten sonra lastik örtü izolasyonu yapılır. Etkili bir izolasyon birçok dental işlem için zorunludur. Çürüğün temizlenmesini takiben pulpaya yaklaşıldığında keskin ekskavatör veya yavaş dönen çelik rond frezler kullanılır. Pulpaya yakın bölgede bir kısım etkilenmiş demineralize dentin, istenmeyen bir ekspoz olasılığına karşın bırakılıp bu bölge kaplama materyaliyle örtülür. Aynı seansta sızdırmaz bir daimi restorasyon yapılar, klinik ve radyografik takibe alınır (Alaçam, 2012). Yapılan bir araştırmada pulpaya 1 mm'ye kadar yaklaşılmaması güvenilir kabul edilmiş olup, 0,5 mm'den az dentin kalınlığının ise patolojik değişimlere neden olduğu bildirilmiştir (Ricketts, 2001). İndirekt pulpa kapaklamasında yeterli remineralize dentinin oluşması için işlem sonrası ortalama 8-12 haftanın geçmesi gerekir. Bu süre sonrasında 1,4 µm kalınlığında tamir dentini meydana gelir (Atabek ve ark., 2012).

İki aşamalı teknikte de tek aşamalı tekniğe benzer şekilde, çürük dentin dokusu kaldırılır. Pulpaya 1 mm kadar yakın alanda çürük dentin bırakılır. Böylece pulpal ekspoz riskinin önüne geçilmiş olur. Kaplama materyali derin dentin yüzeyine uygulandıktan sonra kavite geçici dolgu maddesiyle kapatılır. Bekleme süresi 6 hafta ile 12 ay arasında

değişmekte olup, radyografik olarak sekonder dentin oluşumu gözlenince kalan çürük dokusu da kaldırılır ve daimi restorasyon yapılır (Alaçam, 2012; Ricketts, 2001).

Bu yöntemin en büyük dezavantajı; geçici dolguların uyumunun bozulması, sızdırması ve hasta kooperasyonunun bozulmasıdır. Schwendicke ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmanın sonuçlarına göre, çürük dentin dokusunun tek aşamada temizlenmesinin, iki aşamalı tekniğe kıyasla pulpanın açığa çıkma riskini ve postoperatif semptomları azalttığı belirtilmiştir (Schwendicke ve ark., 2013). Bununla birlikte, kavitede bırakılması gereken dentin miktarı hakkında araştırmacılar fikir birliği sağlayamamıştır. Bu konudaki ortak görüş, iyi bir marjinal adezyon için periferik ve pulpaya komşu çürük dentini mümkün olduğunca uzaklaştırmak ve pulpa ekspozunu önlemek olduğu yönündedir (Hayashi ve ark., 2011).

2.1.2. Direkt pulpa kaplaması

Açığa çıkmış sağlıklı pulpa dokusunun yeni dentin yapımını aktive edecek bir materyal ile örtülmesidir. Avrupa Endodonti Derneği (ESE); pulpa kaplamasının rapor edilen başarısındaki varyasyonun bir sonucu olarak, klinik tedaviye yardımcı olan bir sınıflandırma önermiştir. Pulpadaki açılımın travmatik ya da iatrojenik sebeplerle olduğu, alttaki pulpa dokusunun sağlıklı olduğunun beklenildiği “sınıf 1” pulpa kaplaması ve derin çürük sebebiyle pulpa ekspozunun gerçekleştiği, alttaki pulpa dokusunun bakteriyel kontaminasyon nedeniyle enflame olduğunun varsayıldığı “sınıf 2” pulpa kaplaması olarak sınıflandırılmıştır (Bjørndalve ark., 2019; Duncan ve ark., 2019; Duncan ve ark., 2021). Çürük ile 24 saatlik maruziyetten sonra, pulpa kontaminasyonunun ve inflamasyonun 1.5 mm derinliğe kadar yayıldığı gösterilmiş ve bu tip açılmalarında tamirin şüpheli olduğu bildirilmiştir (Bjørndal ve ark., 2019). Mekanik nedenlerle pulpası açılan dişlerin vitalitesini koruma şansı, çürük kaynaklı pulpa açılımının gerçekleştiği dişlerden daha yüksektir (Hilton, 2009).

Direkt pulpa kaplama tedavisi endikasyonları (Alaçam, 2012);

1. Mekanik veya travmatik olarak canlı pulpanın açığa çıkmış olması.

2. Spontan ağrının olmaması.
3. Radyografik bulguların normal olması.
4. Açılma alanındaki kanamanın normal sürede pıhtılaşması ve eksuda içermemesi
5. Dişin kök kanalından yararlanılmasını gerektirmeyecek şekilde restore edilebilir olması.
6. Açılma alanının birden fazla sayıda olmaması.
7. Hemostazın normal sürede sağlanabilmesi.

Direkt pulpa kaplaması tedavisinde klinik uygulamaya başlamadan önce diş lastik örtü ile izole edilmiş ve çevredeki çürük ve enfekte dokular açılma öncesi temizlemiş olmalıdır. Kesilmiş dentin uzun süre açık kalmamalı ve hava şiringası açık pulpaya uygulanmamalıdır. Hemostaz ve dezenfeksiyon, ideal olarak serum fizyolojik, sodyum hipoklorit (% 0,5-5) veya klorheksidin (% 0,2-2) ile ıslatılmış pamuk peletleri kullanılarak sağlanmalıdır. Kanamanın devam ettiği durumlarda tekrar uygulama yapılabilir fakat hemostaz 5 dakika sonra kontrol edilemezse, pulpotomi ya da pulpektomiye geçiş yapılmalıdır. Hemostazın sağlanmasının ardından kavite ılık su veya serum fizyolojikle yıkanıp, açığa çıkmış pulpa dokusunun üzerine, pulpanın içine doğru baskı yapmadan pulpa kaplama materyali yerleştirilir ve daimi restorasyonu tamamlanır (Alaçam, 2012; Duncan ve ark., 2019; Kundzina ve ark., 2017).

Direkt pulpa kaplamasında 5 yıl sonra başarı oranı %37, 10 yıl sonra başarı oranı %13 iken; indirekt pulpa kaplamasında 10 yıl sonra başarı oranı %86 olarak bulunmuştur (Murray ve García-Godoy, 2006).

Direkt pulpa kaplamasında başarıyı etkileyen faktörler; perforasyon alanının büyüklüğü, mikrosızıntı ve bakteri kontaminasyonu, pulpal kanamanın kontrolü, pulpa açılımının olduğu yüzey, pulpanın yaşı ve durumu, kavitenin dezenfeksiyonu ve kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleri olarak sıralanabilir (Cho ve ark., 2013; Çalışkan, 2014).

Pulpa kaplaması tedavilerinde perforasyonun büyüklüğü; mikrosızıntı, bakteriyel penetrasyon ve daha da önemlisi kanama kontrolünün sağlanmasının zorlaşması gibi dezavantajlara sebep olmaktadır. Direkt pulpa kaplaması tedavisinin başarılı olabilmesi için genel düşünce pulpa açıklığının 1 mm'den daha az olması gerektiğidir (Cvek ve ark., 1982; Çalışkan, 2014). Açılma çapının pulpa ve kök kök kanal dokularının ebatlarına oranının azalması, tamir ve iyileşmeyi olumlu yönde etkiler (Alaçam, 2012). Bununla birlikte bazı çalışmalarda perforasyon büyüklüğünün başarıda bir sınırlama olmadığı bildirilmiştir (Cvek ve ark., 1982; Stanley ve ark., 1983).

Yapılan çalışmalarda direkt pulpa kaplamasının prognozunu etkileyen en önemli faktörün çürük, tükürük veya restorasyon ara yüzeyinden mikrosızıntı aracılığı ile bakterilerin pulpaya ulaşması olabileceği rapor edilmiştir (Costa ve ark., 2000; Çalışkan, 2014). Bu sebeple tedavide kullanılan pulpa kaplama materyali ve adeziv ajanın özellikleri ve sızdırmaz olmaları tedavi başarısını önemli derecede etkilemektedir (Aljandan ve ark., 2012; Çalışkan, 2014).

Pulpanın açılması odontoblast tabakasında harabiyete ve pulpada kapiller hemorajiye neden olur. Kaplama materyali altında kanama fazla olursa pıhtı veya kalın fibropürülan bir membran oluşur. Kapalama materyallerin ortamda pıhtı olmadan doku ile direkt temas halinde olması gerekir. Pıhtı varlığı dentin köprüsü oluşumunu olumsuz yönde etkilemektedir (Lim ve Kirk, 1987; Stanley, 1989). Bu nedenle yaygın hemoraji görülen pulpa açılımlarında tamir çoğunlukla olanaksızdır (Alaçam, 2012; Çalışkan, 2014).

Aksiyel dentin pulpa tavanına göre daha geçirgendir. Ayrıca aksiyel duvarda kavite dezenfeksiyonunu ve kaplama materyalini uygulamak daha zordur. Bu nedenle aksiyel yüzeydeki pulpa açılımlarının başarısı, okluzal yüzeydeki açılımlara kıyasla daha az bulunmuştur (Bjørndal ve ark., 2019; Cho ve ark., 2013; Maroli ve ark., 1992).

Pulpada zamanla fizyolojik ve patolojik yaşlanma oluşur. Fizyolojik yaşın artmasıyla pulpa hücrelerinde ve hücreler arası maddede farklılaşmalar meydana gelir. Benzer şekilde çürük, travma, periodontal hastalıklar ve okluzal travma gibi lokal etkenler dişlerde patolojik yaşlanmaya neden olur. Yaşın direkt pulpa kaplaması tedavilerinde

önemli bir prognostik faktör olduğunu ileri süren çalışmalar olduğu gibi (Cho ve ark., 2013; Dammaschke ve ark., 2010; Horsted ve ark., 1985; Murray ve ark., 2000) yaşın etkin bir rol almadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Barthel ve ark., 2000; Matsuo ve ark., 1996; Mente ve ark., 2010). Bu görüş ayrılığı çalışmalarda farklı yaş gruplarının değerlendirilmiş olmasına bağlanmış olup, yaygın kanı, bireyin ve pulpanın yaşının tedavinin başarısında önemli bir faktör olduğu yönündedir.

Direk pulpa tedavilerinde başarıyı etkileyen bir diğer faktör de pulpa üzerine yerleştirilen kaplama materyalidir. İdeal bir pulpa kaplama materyali biyouyumlu ve dentin köprüsü yapımını uyaracak şekilde biyoaktif olmalıdır. Ayrıca alkali reaksiyon göstermeli, ısı iletmemeli, büzülme ve genleşme göstermemeli, bakteriyel sızıntıyı önlemeli ve kolayca yerleştirilebilir olmalıdır (Alaçam, 2012; Çalışkan, 2014).

2.1.3. Total pulpotomi

Koronal pulpanın tamamen çıkarılması ve bir biyomateryalin doğrudan pulpa dokusuna, kök kanal ağızları seviyesinde uygulanmasıdır (Duncan ve ark., 2019). Tedaviye başlamadan önce yeterli derinlikte anestezi sağlanmalı, intrapulpal anestezi asla yapılmamalıdır. Lastik örtü izolasyonu altında pulpa tavanına kadar çürük dentin kaldırılır. Pulpaya girmeden önce dentin talaşları uzaklaştırılmalı ve kavite dezenfeksiyonu sağlanmalıdır. Steril ve keskin frezler ile koronal pulpa dokusu kanal ağızlarından 1-2 mm girilerek kaldırılır. Kanal ağızlarına girilmesindeki amaç, yara yüzeyinin küçültülmesi olarak bildirilmiştir (Çalışkan, 2014). Pamuk tamponlar ile hemorajinin sağlanmasının ardından, biyoaktif material basınç uygulamadan kanal ağızlarına yerleştirilip dişin restorasyonu tamamlanır (Alaçam, 2012; Çalışkan, 2014).

2.1.4. Parsiyel pulpotomi

İlk defa 1978 yılında Cvek tarafından uygulanan ve yüksek başarı oranı bildirilen parsiyel pulpotomi (parsiyel amputasyon), koronal pulpa dokusunun küçük bir kısmının çıkarılması ve kalan pulpa dokusu üzerine biyomateryalin uygulanması işlemidir (Duncan

ve ark., 2019; Edwards ve ark., 2021). İşlemden perforasyon ebatları ve geçen süreye bakılmamaktadır (Alaçam, 2012).

Parsiyel pulpotomi, total pulpotomi ile karşılaştırıldığında aşağıdaki avantajları ileri sürülmektedir; (Alaçam, 2012)

- Hücreden zengin koronal pulpa dokusu korunmakta, böylelikle iyileşme potansiyeli artmaktadır.
- Servikal alanda dentin birikimi devam etmekte ve bu bölgede dentin duvarlarının zayıflamasının önüne geçilmiştir.
- Dişin doğal rengi ve ışık geçirgenliği devam etmektedir.
- Koronal bölümde canlı pulpa dokusu korunduğu için vitalite testleri uygulanabilmektedir.

Parsiyel pulpotomi uygulanan dişlerde 1-2 yıl takip sonrası % 85-97,4 oranında başarı görülürken, total pulpotomi uygulamalarında başarı 1-5 yıllık takip sonrası % 71,3-93 olarak bildirilmiştir (Edwards ve ark., 2021).

Galani ve arkadaşlarının çürük ile ekspoz olmuş dişlere MTA ile pulpotomi ve kök kanal tedavisi uygulaması sonrası postoperatif ağrı ve tedavi başarısını değerlendirdikleri çalışmada; pulpotomi uygulanan dişlerde % 85, kök kanal tedavisi uygulanan dişlerde % 87,5 başarı bildirilmiştir. Postoperatif ağrı yönünden iki grup arasında anlamlı bir fark bulunduğu, pulpotomi uygulanan dişlerde daha az ağrı görüldüğü vurgulanmıştır (Galani ve ark., 2017).

2.2. Pulpa Kaplama Materyalleri

Vital pulpa tedavilerinde kullanılan materyalin fiziksel ve biyolojik özellikleri tedavinin prognozunu etkilemektedir. Günümüze kadar birçok pulpa kaplama materyali önerilmiştir. İdeal olarak pulpa kaplama materyalleri; biyouyumlu olmalı, sitotoksik olmamalı, pulpayı koruyacak ve sızdırmazlığı sağlayacak şekilde bariyer görevi görmeli, biyolojik süreçleri tetikleyip dentin köprüsü oluşumunu sağlayabilmesi için biyoaktif özelliklere sahip olmalıdır (Bjørndal ve ark., 2019).

2.2.1. Kalsiyum hidroksit

Kalsiyum hidroksit, çözeltide kalsiyum (Ca^{+}) ve hidroksil (OH^{-}) iyonlarına ayrılan, pH değeri yaklaşık 12 olan, beyaz, kristal, bazik bir tuzdur. İlk kez Hermann 1930 yılında, pulpanın açığa çıktığı alanın onarımında kalsiyum hidroksitin $[\text{Ca}(\text{OH})_2]$ etkili olduğunu keşfetmiştir (Komabayashi ve ark., 2016) ve yıllarca altın standart kaplama malzemesi olmuştur. En iyi bilinen ticari kalsiyum hidroksit patı Dycal®'dir (Dentsply Sirona, İngiltere). Katalizör ve bazdan oluşan iki tüpün, 1:1 oranında karıştırılmasıyla elde edilir (Bjørndal ve ark., 2019). Kalsiyum hidroksitin ana etkileri; Ca^{+} ve OH^{-} iyonlarına ayrışması ile sert doku oluşumunu indüklenmesi, antibakteriyel etki oluşturması ve canlı doku ve bakteriler üzerindeki etkileridir (Fava ve Saunders, 1999).

Kalsiyum hidroksitin en dikkat çekici özelliği, vital ve devital dokulara karşı farklı özellik sergilemesidir. Canlı doku üzerine uygulandığında, karbondioksit (CO_2) olan afinitesi nedeniyle, ortamda bulunan CO_2 ile tepkimeye girerek kalsiyum karbonat oluşturmakta ve kostik etki göstererek sınırlı bir koagülasyon nekrozu meydana getirmektedir. Salınan Ca^{+2} ve OH^{-} iyonları ise reperatif dentin yapımını ve dentin köprüsü oluşumunu uyarmaktadır. Devital dokularda ise CO_2 miktarı sabittir. Kalsiyum hidroksit, devital dokulara temas ettiğinde nekrotik alan oluşturmaz, dokular CO_2 ve amonyağa kadar parçalanır (Komabayashi ve ark., 2016).

Kalsiyum iyonları, fibronektin salgılamasını stimüle ederek, farklılaşmamış mezenşim hücrelerinin odontoblastlara dönüşmesini uyarır. Bu hücreler kollajen sentezler, daha sonra kalsifiye olur ve tersiyer dentin yapımı gerçekleşmiş olur (Mizuno ve Banzai, 2008). Yaklaşık 21-30 günde dentin köprüsünün izlenebildiği kabul edilir (Sazak ve ark., 1996). Yeni farklılaşan hücrelerdeki enzim faaliyetinin normal seviyeye ulaşması 28. günde gerçekleşir. Mineralizasyon ise 12 ay boyunca devam etmektedir (Ghoddusi ve ark., 2014).

Hidroksil iyonlarının artması, ortamın pH'sını yükselterek alkali bir ortam sağlar. Yüksek pH, osteoklastlardan salınan laktik asiti nötralize ederek dentinin demineralizasyonunu önler ve alkalen fosfataz aktivitesini artırarak sert doku

formasyonunu sağlar. Alkalen fosfataz; alkali ortamda salınan ve sert dokularda mineralizasyonu sağlayan bir enzimdir (Mohammadi ve Dummer, 2011).

Ayrıca hidroksil iyonlarının oluşturduğu alkali ortam; bakteri proteinlerinin denatürasyonuna, bakteriyel sitoplazmik membranın ve bakteri DNA'sının zarar görmesine neden olarak antibakteriyel etki sağlamaktadır (Siqueira ve Lopes, 1999).

Kalsiyum hidroksitin antibakteriyel ve antienflamatuar olması, sert doku oluşumunu uyarabilmesi, alkalin pH'ya sahip olması, hemostatik etkisi, vital doku ile temas ettiği bölgede kesin ve sınırlı bir nekroz oluşturması gibi avantajlarının (Çalışkan, 2014) yanı sıra; zamanla rezorbe olması, dentine bağlantısının zayıf olması, düşük elastik modülü nedeniyle basınçlara karşı dayanımının zayıf olması (Mohammadi ve Dummer, 2011; Nair ve ark, 2009) yeni materyallerin arayışına yönlendirmiştir.

2.2.2. Mineral trioksit agregat

Mineral trioksit agregat (MTA), temelde Portland çimentosu ve bizmut oksitten oluşan, nemli ortamda sertleşen, kalsiyum silikat esaslı bir dental simandır (Torabinejad ve ark., 1995). İlk kez 1990'lı yılların başında Loma Linda Üniversitesi'nden Mahmoud Torabinejad ve Dean White, Mineral Trioksit Agregat (MTA) adıyla bilinen portland çimentosu bazlı endodontik materyali diş hekimliği alanına tanıtmıştır (Lee ve ark., 1993). MTA'nın patenti bu şekilde alındıktan sonra, American Standards for Testing Materials (ASTM) tarafından radyopasite sağlamak amacıyla 4:1 oranında bizmut oksit eklenmiş tip-1 Portland simanı kategorisinde tanımlanmıştır (Torabinejad ve White, 1995). 1997 yılında Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) tarafından pulpa dokularını onarmak için piyasada bulunan ürünlerle benzer olduğu açıklanıp, kök kanal dolumu için Sınıf II tıbbi cihaz olarak atanmıştır. 1998 yılında piyasa sürülen orijinal ürün gri renkli ProRoot® MTA (Dentsply, Tulsa Dental, Johnson City, TN, ABD) olmuştur. 2002 yılında ise beyaz MTA olarak anılan "tooth-coloured ProRoot MTA" Tulsa Dental Products (Dentsply Tulsa Dental Specialties) tarafından satışa sunulmuştur (Torabinejad, 2014).

MTA'nın etki mekanizması, kalsiyum hidroksitin pulpa dokusu üzerindeki etkisine benzer özellik gösterir fakat kalsiyum hidroksit gibi canlı doku ile temas ettiğinde nekroz alanı oluşturmaz. MTA'nın vital doku ile temasında gösterdiği etki mekanizmaları aşağıdaki şekilde özetlenebilir: (Parirokh ve Torabinejad, 2010; Raghavendra ve ark., 2017)

- MTA'nın hidratasyonu sonucu oluşan kalsiyum hidroksit, hücre çoğalması ve bağlanması için gerekli olan kalsiyum iyonlarını serbest bırakır.
- Alkali pH özelliği ile antibakteriyel bir ortam oluşturur.
- Sitokin üretimini düzenler.
- Sert doku üreten hücrelerin farklılaşmasını ve migrasyonunu uyarır.
- MTA yüzeyinde hidroksiapatit oluşturur ve biyolojik bir sızdırmazlık sağlar.

2.2.2.1. MTA'nın kimyasal özellikleri

MTA, Portland çimentosu ve bizmut oksit karışımından oluşmaktadır. Aslında mineral trioksit agregat kelimeleri malzeme için oldukça uygundur çünkü; MTA esas olarak trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve trikalsiyum silikat oksit bileşiklerinden oluşur. Mineraller bir fırında meydana gelen oksitleri oluşturmak amacıyla kullanılır. Son olarak agregat kelimesi ise, beton endüstrisine benzer şekilde, Portland çimentosuna kum ve çakıl ilavesine atıfta bulunan radyoopak tozun eklenmesini ifade etmektedir (J. Camilleri, 2014).

Portland Simanı; trikalsiyum silikat ($3\text{CaO}.\text{SiO}_2$), trikalsiyum alüminat ($3\text{CaO}.\text{Al}_2\text{O}_3$), trikalsiyum oksit (Ca_2O_3), dikalsiyum silikat ($2\text{CaO}.\text{SiO}_2$), silikat oksit (SiO_2), tetrakalsiyum alüminoferrit ($4\text{CaO}.\text{Al}_2\text{O}_3.\text{Fe}_2\text{O}_3$) ve alçı taşı ($\text{CaSO}_4.4\text{H}_2\text{O}$) gibi bileşenleri içermektedir (Funteas, Wallace, & Fochtman, 2003). Portland Simanı, yapısındaki işlenmemiş materyallerin yüksek ısı altında kısmi füzyonu sayesinde oluşmaktadır. Bu kısmi füzyon işlemi 400 ile 600°C arasında kireç taşının dekarbonizasyonunu, 800 ile 1200°C arasında dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve

trikalsiyum alüminoferrit oluşumunu ve 1400°C sıcaklıkta trikalsiyum silikat oluşumunu kapsamaktadır (Lee ve ark., 1993).

MTA ile Portland Simanı'nın temel kimyasal bileşenlerinin benzer olduğu bildirilmiştir (Asgary ve ark., 2005; Funteas ve ark., 2003). Ancak MTA patentli bir ürün olduğu için içeriği tam olarak açıklanmamıştır. Çeşitli analiz yöntemleriyle (X ışınli enerji dağılım analizi, indüktif eşleşmiş plazma-optik emisyon spektroskopisi, X ışınli kırılım analizi, X ışınli floresans analizi, taramalı elektron mikroskobu) içeriği ve yapısı analiz edilmiştir (Parirokh ve Torabinejad, 2010). MTA'nın bileşenleri; trikalsiyum silikat ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$), dikalsiyum silikat ($2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$), kalsiyum sülfat (CaSO_4) kalsiyum karbonat (CaCO_3) ve kalsiyum alüminat (CaAl_2O_4) olarak açıklanmıştır (Camilleri, 2008). Malzemenin radyoopasitesini arttırmak için ise bizmut oksit (Bi_2O_3) eklenmiştir. MTA'nın yapısında bulunan eser miktardaki diğer mineral oksitler olan silisyum oksit, kalsiyum oksit ve magnezyum oksit, potasyum sülfat ve sodyum sülfat sayesinde, fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirilmiştir (Josette Camilleri, 2014; Camilleri ve ark., 2005).

MTA gri ve beyaz tip olmak üzere iki farklı formda bulunur. Beyaz ve gri MTA içerikleri bakımından benzerlik göstermektedir. Her iki tip MTA'da ağırlık açısından değerlendirildiğinde yaklaşık olarak %75 Portland Simanı, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşı içermektedir (Asgary ve ark., 2005; Ferris ve Baumgartner, 2004). Beyaz MTA'nın, gri MTA'ya göre daha küçük çaplı partiküllere sahip olduğu bildirilmiştir (Komabayashi ve Spångberg, 2008). Gri MTA'nın neden olduğu renklenme dezavantajını gidermek üzere üretilen beyaz MTA' da daha az oranda demir, alüminyum ve magnezyum bulunduğunu gösterilmiştir. Her iki MTA tipinde de bizmut oksit ve trikalsiyum silikat bulunurken, araştırmacılar beyaz renkli MTA'da, gri renkli MTA'dan farklı olarak tetrakalsiyum alüminoferritin ($4\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$) bulunmadığını bildirmişlerdir (Asgary ve ark., 2005; Parirokh ve Torabinejad, 2010).

2.2.2.2. MTA'nın hazırlanışı ve sertleşme reaksiyonu

MTA tozu üretici talimatına uygun şekilde cam ya da su emmeyen bir kağıt üzerinde, metal veya plastik bir spatula yardımıyla, steril su ile toz/likit oranı 3:1 olacak şekilde karıştırılmalıdır (Parirokh ve Torabinejad, 2010). Su / toz oranının değiştirilmesi, uygulanan karıştırma tekniği ve operatör farklılığı MTA'nın özelliklerini etkilemektedir (Behr ve ark., 2008; Kosar ve ark., 2020; Türkaydın ve ark., 2019). Karıştırılması esnasında çok fazla veya yetersiz su ilavesi, materyalin son sertliğini azaltmaktadır. Su / toz oranı arttığında materyalin çözünürlüğü ve porözitesi artar (Torabinejad ve Chivian, 1999; Torabinejad ve ark., 1995). Nekoofar ve arkadaşları, MTA tozunun gereğinden az miktarda su ile karıştırılması sonucunda yetersiz bir hidrasyon işlemi meydana geleceği ve bunun da materyalin özelliklerini olumsuz yönde etkileyeceğini bildirmişlerdir (Nekoofar ve ark., 2009).

Materyalin sertleşme zamanı ile ilgili araştırmacılar farklı görüşler bildirmişlerdir. Torabinejad ve arkadaşları (Torabinejad ve ark., 1995) 165 dk final sertleşmesi bildirirken, 50 dk (Kogan ve ark., 2006) ve 150 dk (Porter ve ark., 2010) olduğunu yönünde görüş bildiren araştırmacılar da olmuştur. Islam ve arkadaşları ise 40 dk başlangıç sertleşmesi, 140 dk final sertleşmesi olduğunu söylemişlerdir (Islam ve ark., 2006). Sertleşme süresindeki bu görüş ayrılıkları, incelemelerde kullanılan farklı yöntemlere bağlanılmıştır (Torabinejad, 2014). Parirokh ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada ise bazı farklı MTA ürünlerinin setleşme zamanlarını Tablo 1'deki gibi belirtmişlerdir (Parirokh ve ark., 2018).

Tablo 1: Farklı MTA’ların sertleşme zamanları

Materyal	Sertleşme Zamanı
ProRoot MTA	70-74 dk başlangıç sertleşme, 210-320 dk final sertleşme süresi bildirilmiştir.
Angelus MTA	8,5+/-2,4 dk başlangıç sertleşme, 130-230 dk final sertleşme süresi bildirilmiştir.
MicroMega MTA	Üretici firma 20 dk sertleşme süresi belirtirken, bazı çalışmalarda 120-150 dk olarak bildirilmiştir.
MTA Bio	11 dk başlangıç sertleşme, 23 dk final sertleşme süresi belirtilmiştir

MTA, sıvı varlığında başlangıçta kısa bir endotermik reaksiyon gösteren ve sonrasında ekzotermik reaksiyonla sertleşmesini tamamlayan bir dental simandır (Camilleri ve ark., 2013). Su ile temasa geçtiğinde hidrate olur ve iki ana reaksiyona girer. Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat, su ile reaksiyona girerek kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit oluşturur (Josette Camilleri, 2014). Artan kalsiyum, kalsiyum hidroksite dönüşmeye devam eder ve ortam alkalinitesi yükselir (Camilleri, 2007; Josette Camilleri, 2014).



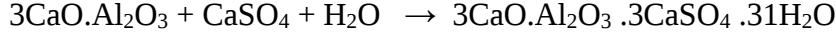
Trikalsiyum silikat + Su → Kalsiyum Silikat Hidrat + Kalsiyum Hidroksit



Dikalsiyum silikat + Su → Kalsiyum Silikat Hidrat + Kalsiyum Hidroksit

Trikalsiyum alüminat su ile reaksiyona girer ve kalsiyum sülfat varlığında etringit (yüksek sülfatlı kalsiyum sülfat alüminat) üretir. Bütün alçı taşı (kalsiyum sülfat) içeren fazlar tükendiğinde, bir monosülfat fazı oluşur. Reaksiyonda ortaya çıkan etringite, materyalin partikül yüzeyi üzerinde parçalara ayrılır ve bunun sonucunda silikat hidrat tabakası meydana gelir. Silikat hidrat tabakası, hidrasyonu yavaşlattığı için bu faz “inaktif

faz” olarak adlandırılır ve yaklaşık 1- 2 saat sürer. Hidrasyon reaksiyonu, silikat hidrat tabakanın yıkımından sonra devam eder (Camilleri, 2007; J. Camilleri, 2014)



Trikalsiyum alüminat + Kalsiyum sülfat + Su → Etringit

MTA’nın yüksek alkali pH’ya sahip olma sebebi hidrasyon reaksiyonun ürünlerinden biri olan kalsiyum hidroksitin varlığıdır (Torabinejad ve ark., 1995). Bunun yanı sıra, kalsiyum hidroksit, MTA'nın fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. MTA'yı su içerisine bırakarak SEM ile yapılan araştırmaların sonucunda porözitenin arttığı ve bu artışın sebebinin hidrasyon ürünleri olan kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidrat olduğu rapor edilmiştir (Fridland ve Rosado, 2003). Kalsiyum hidroksit salınımı, karıştırma işleminin 4 saat sonrasında 7. güne kadar devamlı artış gösterirken, (Holland ve ark., 2002) 1. aydan 1. yıla kadar ise azalarak devam ettiği gözlemlenmiştir. MTA’dan salınan kalsiyum hidroksit miktarı, Portland simanından salınan kalsiyum hidroksit ile kıyaslandığında daha fazladır (Islam ve ark., 2006).

2.2.2.3. MTA’nın fiziksel ve mekanik özellikleri

MTA’nın fiziksel ve mekanik özellikleri; partikül büyüklüğü, toz/likit oranı, uygulama alanının ısısı, alandaki nem varlığı ve oranı ve karışım içindeki hava kabarcığı gibi etmenlere bağlı olarak değişebilmektedir (Torabinejad ve ark., 1995).

Materyalin partikül büyüklüğü fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından büyük öneme sahiptir. Küçük partiküller toplamda, büyük partiküllerden daha fazla yüzey alanına sahiptir ve bu sebeple materyalin küçük partiküller içermesi nemi emmesi ve hidrasyona uğraması açısından önemlidir. Artan partikül büyüklüğü ile malzemenin, sıkıştırma dayanımı, nem emme kapasitesi, alkalın özelliği, reaktivitesi, karıştırma ve uygulama süresi gibi özelliklerinin olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir (Ha ve ark., 2014). Bunun yanında küçük partiküllerin sıkıştırma ve eğilme dayanımlarının ilk gün daha fazla olduğu, ancak 1-3 hafta içerisinde bu özelliğin kaybolduğunu bildiren çalışmalar da vardır

(Ha ve ark., 2016). Sıkıştırma dayanımı açısından nemli ortamın avantajlı (J. Camilleri, 2014) olduğu, eğilme dayanımı açısından nemli ya da kuru ortamın bir farkının bulunmadığı belirtilmiştir (Ha ve ark., 2016).

MTA karıştırıldıktan sonra başlangıç pH'sı yaklaşık 10,2'dir, ancak sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra 12,5'e yükselir. MTA'nın da kalsiyum hidroksit gibi, alkali pH özelliği sayesinde sert doku oluşumunu indüklemeye özelliği artmaktadır. Bunun yanı sıra, alkali pH sayesinde materyaller antimikrobiyal etkinlik kazanmaktadır (Schwartz ve ark., 1999; Torabinejad ve ark., 1995). Ayrıca önerilen miktardan fazla su kullanıldığında daha uzun sertleşme süresi, daha fazla kalsiyum iyonu salınımı ve daha yüksek pH seviyesi olduğu görülmüştür (Cavenago ve ark., 2014).

MTA'nın başlangıçta düşük sıkıştırma dayanımı (40 MPa) gösterdiği, ancak bu değerin 21 gün sonra yaklaşık 67 MPa'a kadar arttığını bildirilmiştir (Torabinejad ve ark., 1995). Hwang ve arkadaşları Portland Simanı ve MTA'nın 7 güne kadar olan basınç dayanımı değerlerini test etmişler ve özellikle 3. günde yüksek değerler elde edildiğini bildirmişlerdir (Hwang ve ark., 2011). İslam ve arkadaşları ise yapmış oldukları çalışmada 3. ve 28. günlerde MTA'nın yüksek basınç dayanımı olduğunu ve ayrıca beyaz MTA'nın gri MTA'ya göre daha düşük basınç dayanımına sahip olduğunu rapor etmişlerdir (İslam ve ark., 2006).

Restoratif işlemler öncesinde asit uygulanması materyalin sıkıştırma dayanımı ve mikrosertlik değerlerini etkilemektedir. Kayahan ve arkadaşları, restoratif uygulama yapmak için MTA kullanımını takiben 4, 24 ve 96 saat sonra asit uygulamışlar ve asit uygulamanın MTA yüzeyinde restoratif materyalin bağlanma dayanımını artıracak değişikliklere neden olabileceğini ancak, asit uygulamasının MTA'nın basınç dayanımı ve mikrosertlik değerlerini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bu yüzden restoratif prosedürlerde asit uygulanacaksa en az 96 saat beklemenin daha iyi olabileceğini rapor etmişlerdir (Kayahan ve ark., 2009).

MTA'nın çözünürlük derecesi konusunda çoğu araştırmacı, hiç çözünmediğini ya da düşük miktarlarda çözüldüğünü bildirmişlerdir (Danesh ve ark., 2006; Laghios ve ark.,

2000; Torabinejad ve ark., 1995). MTA'nın düşük çözünürlük göstermesinin sebeplerinden birinin, yapısında bulunan bizmut oksitin suda çözünmemesi olduğu düşünülmektedir (Torabinejad ve ark., 1995). Aksi şekilde, çözünürlüğün zamanla arttığını ve gereğinden fazla sıvı oranının buna neden olabileceğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Fridland ve Rosado, 2003).

MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetini ve biyouyumluluğunu değerlendiren bir literatür incelemesi, MTA'nın yeterli bir sızdırmazlık sunduğunu ve biyouyumlu bir materyal olduğunu göstermiştir (Torabinejad ve Parirokh, 2010). MTA'nın sertleşirken genleşmesi, sızdırmazlık kabiliyeti göstermesine olanak sağlamaktadır (Hawley ve ark., 2010; Torabinejad ve Parirokh, 2010).

Bir materyalin biyoaktif olarak tanımlanması için temas ettiği dokuda pozitif bir uyarı yapması ve doku ile materyal arasında apatit benzeri biyolojik bir bağ oluşturması gerekmektedir. Kalsiyum silikat içeren biyomateryaller, bu tabakayı meydana getirebilme özelliğine sahiptir ve MTA bu nedenle biyoaktif bir materyal olarak kabul edilir (Parirokh ve Torabinejad, 2010; Tomás-Catalá ve ark., 2017).

MTA'nın radyoopaklığı, eklenen bizmut oksit miktarına bağlıdır. ProRoot MTA'da radyopak ajan oranı %21,6 iken, MTA Angelus'da bu oran %14'tür ve daha düşük radyoopasite değerleri gösterir (Camilleri ve ark., 2013). MTA'ya radyoopasite vermesi için kullanılan bizmut oksit oranının %15 olması yeterli bulunmuştur (Bueno ve ark., 2009).

Renk değişimine neden olması MTA'nın en önemli dezavantajlarından birisidir. Kanla kontaminasyon (Lenherr ve ark., 2012), MTA'nın sodyum hipoklorit ile teması (J. Camilleri, 2014) ve kök kanalı içinde ışık ve oksijen seviyelerinin varlığı (Vallés ve ark., 2013) renklenmeye neden olmaktadır. Bu amaçla gri MTA yerine beyaz MTA geliştirilmiş olsa da, beyaz MTA'nın da renklenmeye neden olduğunu bildiren bir çok çalışma mevcuttur (Belobrov ve Parashos, 2011). Renklenmeyi önlemek amacıyla, MTA uygulaması öncesi kaviteye dentin bonding ajanı uygulanmasının yararlı olabileceği bildirilmiştir (Akbari ve ark., 2012; Choi ve ark., 2020).

2.2.2.4. MTA'nın bağlanma dayanımı

MTA üzerinde kullanılacak dolgu materyali restorasyonun klinik ömrü ve başarısı açısından önemlidir.

MTA'nın uzun sertleşme süresi nedeniyle nemli pamuk pellet ile bekletilmesine, araştırmacılar çeşitli alternatifler aramışlardır. Nandini ve arkadaşları, geleneksel cam iyonomer simanının, tek ziyaret prosedürü için kısmen sertleşmiş MTA üzerine uygulanabileceğini ve MTA'nın sertleşmesinin cam iyonomer siman altında engellenmeden ilerlediğini bildirmiştir (Nandini ve ark., 2007). Benzer şekilde, Ballal ve arkadaşları da her iki materyalin de sertleşmesinin etkilenmediğini ve cam iyonomer simanda dehidratasyon gözlemlenmediğini bildirmişlerdir (Ballal ve ark., 2008). Ancak MTA üzerine hemen uygulanacak konvansiyonel cam iyonomer simanın, MTA içerisindeki sıvıyı emerek malzemenin hidrasyonunu engelleyip porözitesinin artmasına sebep olabileceği bildiren çalışmalar da mevcuttur (Camilleri, 2011). Yeşilyurt ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada, MTA üzerine geleneksel cam iyonomer siman uygulandığında makaslama bağlanma dayanımının ortalama 9,33 MPa olduğunu ve 45 dk ve 72 saat sonra uygulamanın arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Yeşilyurt ve ark., 2009).

MTA üzerine herhangi bir dental siman uygulamadan dentin adezivleri kullanıldığında, dentin adezivi ve MTA arasındaki bağlanma dayanımı; asidik monomerlerin pH'sına, çözücünün tipine ve doldurucu içeriğine göre değişebilmektedir (Bayrak ve ark., 2009). Literatürde, MTA ve adeziv sistem arasındaki bağlanma dayanımının, total etch sistemlerle daha başarılı olduğunu bildiren bir çok çalışma vardır (Atabek ve ark., 2012; Bayrak ve ark., 2009; Sulwińska M., 2017; Tunç ve ark., 2008; Tyagi ve ark., 2016). Bunun yanında, self etch sistemlerin total etch sistemlere göre daha başarılı olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (Neelakantan ve ark., 2012; Odabaş ve ark., 2013; Shin ve ark., 2014). Oskoe ve ark., Alzraikat ve ark. ise total etch ve self etch sistemler arasında, bağlanma dayanımı açısından farklılık görülmediğini bildirmişlerdir (Alzraikat ve ark., 2016; Savadi Oskoe ve ark., 2014). Asit uygulamasının MTA

yüzeyinde mikropöröz oluşturarak bağlanmayı artıracabileceğini savunan araştırmacıların (Kayahan ve ark., 2009; Shin ve ark., 2014) yanı sıra MTA'nın yapısal özelliklerini bozarak bağlanmayı azaltacağı şeklinde görüş bildiren çalışmalar da mevcuttur (Neelakantan ve ark., 2012). Kayahan ve arkadaşlarının MTA yüzeyine farklı zamanlarda asit uygulandığı çalışmasında, restoratif prosedürler için en az 96 saat beklemenin daha iyi olabileceğini rapor etmişlerdir (Kayahan ve ark., 2009).

2.2.2.5. MTA'nın kullanım alanları

MTA ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilmiştir ancak biyouyumlu ve biyoaktif olması, iyi tıkaçlama yeteneği, sızdırmazlığı, pulpa, periapikal ve periradiküler dokuların rejenerasyonunu artırabilmesi gibi özelliklerinden dolayı klinik uygulamalarda kullanım alanı genişlemiştir. MTA klinikte, vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplama ajanı olarak, perforasyon tamirinde, apikal cerrahide retrograd dolgu malzemesi olarak, apeksifikasyon tedavilerinde apikal bariyer olarak ve rejeneratif endodontik tedavilerde aynı zamanda bir kök kanal dolum patı olarak kullanılabilmektedir (Marciano ve ark., 2014; Torabinejad ve Chivian, 1999; Torabinejad ve ark., 2018).

2.2.3. Biodentin

MTA ile benzer klinik kullanım alanlarına sahip olmakla birlikte, MTA'nın sertleşme zamanının uzun olması, klinik olarak uygulama zorluğu gibi bazı dezavantajlarından dolayı, 2009 yılında Biodentin (Septodont) piyasaya sürülmüştür (Endodonzia, 2016). Toz içeriği; trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve kalsiyum oksitten oluşur. Radyoopasite için zirkonyum oksit eklenmiştir. Likit içeriği; su, sertleşmeyi hızlandırıcı olarak kalsiyum klorit ve su indirgeyici olarak modifiye polikarboksilat çözeltisinden oluşur. (Endodonzia, 2016; Laurent ve ark., 2008).

Biodentin'in, vital pulpa kaplamasındaki etki mekanizmasının, MTA'nın etki mekanizmasına benzer olduğu bildirilmiştir (Nowicka ve ark., 2013). Pulpa hücrelerinden; anjiyogenezisi, progenitör hücrelerin toplanmasını, hücre farklılaşmasını

ve mineralizasyonunu uyardığı düşünölen TGF-β1 (büyüme faktörü) salgılanmasını arttırdığı bildirilmiştir (Singh ve ark., 2014). Histolojik incelemelerde, inflamatuvar pulpal cevabın bulunmadığı, tamamlanmış dentin köprüsü oluşumu ve iyi sıralanmış odontoblast ve odontoblast benzeri hücre tabakalarının, tedaviden 6 hafta sonra gözleendiğı bildirilmiştir (Komabayashi ve ark., 2016; Nowicka ve ark., 2013).

2.2.3.1. Biodentin'in hazırlanışı ve sertleşme reaksiyonu

Üretici firmanın önerilerine göre; kapsülde bulunan toza 5 damla sıvı ilave edilip, 4000 rpm'de 30 saniye süre ile amalgamatörde karıştırılarak hazırlanır. Kremsti kıvamda bir siman elde edilir. Çalışma süresi yaklaşık 6 dakika, başlangıç sertleşme zamanı 9-12 dk olup, final sertleşme zamanı 45 dakikadır (Laurent ve ark., 2008). MTA'ya göre sertleşme zamanı daha kısa ve uygulaması daha kolaydır (Bakhtiar ve ark., 2017).

Sertleşme reaksiyonu, hidratasyon sonrası, kalsiyum silikat hidrat jeli ve kalsiyum hidroksit oluşumu ile MTA'ya benzerlik gösterir. Bununla birlikte; kalsiyum karbonat, kalsiyum silikat hidrat jeli için bir çekirdeklenme bölgesi olarak işlev görür ve bu sayede sertleşme zamanının kısalmasını sağlar ve mikroyapıyı güçlendirir (Endodonzia, 2016; Grech ve ark., 2013). Çalışmalar ayrıca kısa sertleşme süresini biodentin bileşiminde yavaş bir hidrasyon reaksiyonu ile ilişkilendirilen di-kalsiyum silikatın yokluğuna bağlamıştır (Zafar ve ark., 2020). Likit içeriğindeki kalsiyum kloritin de hidratasyon reaksiyonunu hızlandırarak materyalin kısa zamanda sertleşmesinde etken rol oynadığı bildirilmiştir. Polikarboksilat ise reaksiyon için gereken su miktarını azaltır, materyalin kaviteye kolay uygulanacak kıvama gelmesine yardımcı olur ve materyal içinde çatlak oluşumunu önler (Endodonzia, 2016).

2.2.3.2. Biodentin'in fiziksel özellikleri

Biodentin'in pH değeri; sertleşme reaksiyonu sırasında açığa çıkan kalsiyum hidroksit sayesinde yaklaşık 12,5'e kadar yükselir. Bu alkali pH değeri sayesinde antibakteriyel etkinlik gösterir (Arora ve ark., 2013). Oluşan bu alkali ortam, organik

dokuların dentin tübülünden çözünmesine neden olur ve mikromekanik bir adezyon gerçekleşir. Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu, Biodentin'in, tag benzeri yapılar oluşturarak dentin tübüllerine penetre olduğunu göstermiştir (Endodonzia, 2016). Bu sonuçlar materyalin mikromekanik tutunmasını ve marjinal sızdırmazlığını açıklamaktadır.

Biodentin biyouyumlu ve biyoaktif bir materyaldir. Histolojik incelemelerde, inflamatuvar pulpal cevabın bulunmadığı, tamamlanmış dentin köprüsü oluşumu ve iyi sıralanmış odontoblast ve odontoblast benzeri hücre tabakası oluşumunun, uygulandıktan 6 hafta sonra gözlemlendiği bildirilmiştir (Bakhtiar ve ark., 2017; Nowicka ve ark., 2013).

2.2.3.3. Biodentin'in bağlanma dayanımı

Biodentin 12 dakikalık bir başlangıç serleşme zamanına sahiptir ve tek seans uygulanabilirliği açısından ideal görülmesine rağmen; üretici, Biodentin'in tam kristal oluşumu için, daimi restorasyonun yerleştirilmesinin en az bir hafta ertelenmesini önermektedir (Chaipattanawan ve ark., 2021). Ayrıca, bir hafta süreyle sertleşmesine izin verildiğinde, basınç dayanımının restoratif işlemler esnasındaki asitten etkilenmediği bildirilmiştir (Chaipattanawan ve ark., 2021; Natale ve ark., 2015). Hashem ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, Biodentin üzerine yapılacak daimi restorasyon zamanın 2 hafta süreyle ertelenmesinin, kullanılacak adeziv sistemden bağımsız olarak, daha başarılı olacağını rapor etmişlerdir (Hashem ve ark., 2014).

Restoratif prosedürlerde kullanılan adeziv sistemlerin üstünlüğü ile ilgili belirgin bir fikir birliğine varılamamıştır. Cengiz ve ark. ve Meraji ve ark. Biodentin ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımının total etch sistemler kullanıldığında, self etch sistemlere göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Cengiz ve Ulusoy, 2016; Meraji ve Camilleri, 2017). Aksine, self etch adezivlerin daha üstün bağlanma dayanımı sergilediğini bildiren çalışmalarda mevcuttur (Çolak ve ark., 2016; Keleş ve Derelioğlu, 2019; Nekoofar ve ark., 2018; Odabaş ve ark., 2013).

2.2.4. Işıkla sertleşen trikalsiyum silikat (TheraCal LC)

TheraCal LC görünür ışıkla sertleşen rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı pulpa kaplama materyalidir. İçeriğinde; kalsiyum oksit, tip III portland siman, stronsiyum cam, füme silika, radyoopasite özelliği veren baryum sülfat, baryum zirkonat ve rezin olarak da bisphenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) ve polietilen glikol dimetakrilat bulunmaktadır (Komabayashi ve ark., 2016).

Materyal şırınga içerisinde bir aplikatör yardımıyla, 1 mm kalınlıkta olacak şekilde kaviyete uygulanır ve 20 sn görünür ışıkla sertleştirilir. Kalsiyum silikat esaslı bir materyal olduğu için sertleşmesi hidrasyon reaksiyonu ile olmaktadır. TheraCal LC'nin bileşiminde, hidrasyon için gerekli olan su bulunmamaktadır ve hidrasyon reaksiyonu, ortamdan alınan suya ve suyun materyal içindeki difüzyonuna bağlıdır. Bu nedenle, üretici firma materyali nemli dentin üzerine yerleştirmeyi önermektedir (Arandi ve Rabi, 2018; Meraji ve Camilleri, 2017).

TheraCal LC, düşük çözünürlük gösterir ve iyi bir sızdırmazlık sağlar. Bununla birlikte, dentin ve rezin içerikli restoratif materyaller ile iyi bağlanma dayanımı gösterir ve hızlı sertleşme süresi sayesinde daimi restorasyonun hemen yapılmasına olanak tanır (Arandi ve Rabi, 2018). TheraCal LC'nin en büyük dezavantajı, içeriğinde trietilen glikol di metakrilat (TEGDMA) ve üretan di metakrilat (UDMA) gibi monomerlerin bulundurmasından dolayı, rezin içermeyen diğer pulpa kaplama materyallerine göre daha toksik etki göstermesidir (Arandi ve Rabi, 2018; Jeanneau ve ark., 2017). Ayrıca çalışmalar, TheraCal LC'nin, rezin içerikli olmayan kalsiyum silikat materyallerine göre daha düzensiz bir dentin köprüsü oluşumu gösterdiği bildirilmiştir (Bakhtiar ve ark., 2017).

2.2.5. Cam iyonomer/ Rezin modifiye cam iyonomer

Cam iyonomer simanlar; dentine kimyasal bağlanma, bakterilere karşı biyolojik sızdırmazlık sağlama, florür salma ve biyouyumluluk özelliği göstermektedir ve bu özelliklerinden dolayı, indirekt pulpa kaplama tedavisinde önerilmektedir. Zayıf fiziksel

özelliklere sahip olması, yüksek çözünürlük göstermesi, sertleşme zamanının uzun olması ve asidik yapısından dolayı pulpa dokusuna sitotoksik etki göstermesi gibi dezavantajlara sahiptir. Rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS), geleneksel cam iyonomere göre daha sitotoksik olması, pulpada kronik enflamasyon ve geniş nekrotik zon oluşturması ve yetersiz dentin yapımı dolayısıyla direkt pulpa kaplamalarında önerilmemektedir (Ghoddusi ve ark., 2014; Qureshi ve ark., 2014).

2.2.6. CEM (Kalsiyum bakımından zengin karışım simanı)

Kalsiyum bakımından zengin karışım (CEM) simanı, diş hekimliğine endodontik dolgu materyali olarak tanıtılmıştır. Materyal, kaviteye yerleştirilmesi için uygun akıcılık, film kalınlığı ve kısa sertleşme zamanı gibi olumlu fiziksel özellikler gösterir ve materyalin klinik uygulaması MTA'ya benzerdir (Asgary ve ark., 2008). Çeşitli çalışmalar, CEM'in vital pulpa tedavilerinde kullanıldığında, dentin köprüsü oluşumunu uyardığını göstermiştir (Ghoddusi ve ark., 2014). Aynı zamanda, CEM simanının, furkasyondaki perforasyon onarımında, pulpotomi ve internal kök rezorpsiyonunun tedavisinde olumlu sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (Asgary ve ark., 2008).

2.2.7. Dentin adeziv sistemler

Açığa çıkmış pulpanın canlılığını korumak ve sürdürebilmek, pulpayı bakteri invazyonuna karşı sızdırmaz bir şekilde kaplamakla mümkündür. Bu görüşe dayanarak, önceki yıllarda, pulpa kaplama materyali olarak adeziv sistemlerin kullanımı önerilmiştir. Ancak adeziv sistemler bir alternatif olarak görülse de, pulpa hücreleri için sitotoksik olması ve onarıcı dentin köprüsü oluşmaması nedeniyle pulpa kaplama materyali olarak önerilmemektedir (Cox ve ark., 1998; Hilton, 2009).

2.2.8. Enzimler ve matriks bileşenleri

Alkalen fosfataz, ekspoze pulpaya lokal olarak uygulandığında dentin matriksini hazırlayacak pulpa hücrelerinin odontoblast benzeri hücrelere farklılaşmasını uyardığı belirlenmiştir (Çalışkan, 2014). Ancak asit fosfatazda ve kondroidin sülfat da benzer sonuçlar elde edilememiştir. Kondroidin sülfat ve alkalen fosfataz karıştırılarak uygulandığında matriks oluşumu gözlemlendiği bildirilmiştir (Alaçam, 2012).

2.2.9. Kortikosteroidler ve antibiyotikler

Adrenokortikal hormonlardan glukokortikoidler, iltihabi işlemleri durdurucu ve ağrı dindirici özelliklerinden dolayı 1958’den beri endodontik tedavilerde kullanılmaktadır. Ancak kortikosteoroidlerin vital pulpa tedavilerinde kullanıldığında, fibroblastik aktiviteyi ve odontoblastik aktiviteyi baskılayarak sert doku oluşumunu azalttığı görülmüştür (Alaçam, 2012).

2.3. Adezyon ve Adeziv Sistemler

Adezyon, birbirinden farklı özellikteki iki materyalin birbirine bağlanması ya da farklı iki yüzey arasındaki moleküler çekim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. İki materyal arasında temas sağlamak için “adeziv” olarak adlandırılan ara tabaka yerleştirilmektedir. Adezivin uygulandığı yüzey ise “adherent” olarak tanımlanmaktadır. Adezyon mekanizmasında fiziksel, kimyasal ve mekanik bağlanma olmak üzere üç çeşit bağlanma tanımlanmaktadır. Diş dokularındaki adezyon, öncelikle mekanik bağlanma olarak gerçekleşmekte, etkisi güçlü olmamakla birlikte bu bağlanmaya kimyasal bağlanma eşlik edebilmektedir (Marshall ve ark., 2010).

Güçlü adezyon elde edebilmek için, adeziv ile adherent arasında yakın temas sağlanması gereklidir ve bunun için malzeme yeteri kadar ıslanabilir olmalıdır. Islanabilirlik, adezivin adherent yüzeyinde yayılacağı miktar olarak tanımlanır. Aynı zamanda, adezivin yüzey geriliminin, adherentin yüzey gerilim değerinden düşük olması

ıslanabilirliği arttırdığı için, yakın temas sağlayabilmek için gerekli koşullardan biri de bu özelliktir (Baier, 1992; Marshall ve ark., 2010).

Dentine adezyon sağlamak mine adezyonuna göre daha zordur. Bunun nedenleri arasında, dentinin organik içeriğinin mineye oranla daha fazla olması, dentinin tübüler yapısı ve tübüllerdeki sıvı varlığıdır. Mine-dentin sınırından pulpaya doğru gittikçe, dentin tübüllerinin sayısı ve çapı artmakta ve dolayısıyla bağlanma kuvveti de azalmaktadır (Sofan ve ark., 2017). Dentin yüzeyinde bağlanmayı etkileyen bir diğer sorun ise; kavite preparasyonu ile oluşan smear tabakasıdır. Smear tabakası, dentin yüzeyine zayıf olarak bağlanmış olduğundan dolayı, bu tabakaya bağlanma girişimleri başarılı olamamaktadır. Bundan dolayı, smear tabakasını tamamen ortadan kaldırarak veya modifiye ederek dentine adezyon sağlanılmaya çalışılmıştır (Bowen, ve ark., 1984; Kugel ve Ferrari, 2000).

Adeziv sistemler klinik uygulama yöntemine göre; etch-and-rinse (total etch) sistemler, self etch sistemler, universal sistemler olarak sınıflandırılmaktadır.

2.3.1. Total etch (Etch and rinse) sistemler

Total etch adeziv sistemleri, mineyi ve dentini %30-40'lık fosforik asitle pürüzlendirip yıkama sonrası, primer ve adeziv uygulamasını içermektedir. Primer; aseton, etanol veya su gibi organik çözücüler içinde çözünmüş, HEMA (2-hidroksietil metakrilat) gibi hidrofilik özelliklere sahip monomerler içermektedir. Adeziv rezin ise; Bis-GMA (Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat), TEGDMA (Trietilenglikol dimetakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat) gibi hidrofobik monomerlerden ve HEMA gibi hidrofilik monomerler oluşmaktadır. Ayrıca, adezivlerin kimyasal bileşimi; polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörleri veya stabilizatörleri, çözücüler ve bazı durumlarda inorganik doldurucu maddelerini de içermektedir (Sofan ve ark., 2017).

Etch and rinse sistemlerde asit uygulamasıyla, smear tabakasının ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Total etch adeziv sistemler, klinik uygulama basamaklarına göre; asitin, primerin ve adezivin ayrı olarak uygulandığı üç aşamalı teknik ve asitin ayrı, primer ve

adezivin ise tek bir şişede birlikte uygulandığı iki aşamalı teknik olarak sınıflandırılmaktadır (Sofan ve ark., 2017).

Minede iyi bir bağlanma elde etmek için, asit uygulamasından sonra yeterli kurutma sağlanmalıdır. Ancak dentinde iyi bir bağlanma için dentinin hafif nemli olması gerekmektedir. Asit uygulanmış demineralize dentin aşırı kurutulduğu zaman, kollajen fibriller kollabe olur ve dentin ve adeziv arasındaki bağlanma dayanımı zayıflar (Sezinando, 2014). Bu nedenle, asitle pürüzlendirme sonrası, demineralize dentinin nem kontrolünü sağlamak ve kollajen fibrillerin yapısını korumak teknik hassasiyet gerektirmektedir (Pashley ve ark., 2011).

Üç aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemlerinin, uygulama basamaklarının fazla olması ve çok fazla teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle basitleştirilmeye çalışılmış ve iki aşamalı teknik geliştirilmiştir. Ancak iki aşamalı tekniğin, üç aşamalı tekniğe göre daha nemli bir bağlantı sağlamasına rağmen (Swift, 2002), bağlanma dayanımının daha zayıf olduğu bildirilmiştir (De Munck ve ark., 2005).

2.3.2. Self etch sistemler

Total etch sistemlerin teknik hassasiyeti ve uygulama prosedürlerinin fazlalığı nedeniyle, farklı bir adeziv sistem arayışı gelişmiştir. Self etch sistemlerde; smear tabakasının, dentin ve pulpa dokusunu irritasyonlara karşı koruduğu düşüncesiyle, smear tabakasını modifiye ederek bağlanma amaçlanmıştır (Hamouda ve ark., 2011). Bu teknikte, fosforik asitle pürüzlendirme aşaması yoktur ve fosforik asitten nispeten yüksek bir pH'ya sahip asidik fonksiyonel monomerlerin sulu bir çözeltisi kullanılır. Bu nedenle, self etch adezivler asiditelerine göre; kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$), orta ($\text{pH} = 1,5$) ve zayıf ($\text{pH} \geq 2$) olarak sınıflandırılmıştır (Sofan ve ark., 2017).

Self etch adeziv sistemleri; klinik uygulama basamaklarının sayısına göre, iki aşamalı ve tek aşamalı adezivler olarak sınıflandırılmaktadır. İki aşamalı self etch adeziv sistemleri, asidik primer (self etch primer) ve adeziv rezinin uygulanmasını içerir. Tek

aşamalı sistem ise, self etch primerin ve adeziv rezinin birleştirildiği bir tekniktir (Sofan ve ark., 2017).

Total etch sistemlerle kıyaslandığında self etch sistemler; daha az postoperatif hassasiyete neden olur, ancak mineye bağlanma total etch sistemler kadar etkili değildir (Breschi ve ark., 2008; Perdigão ve ark., 2014).

2.3.3. Üniversal sistemler

Total etch sistemlerin teknik hassasiyet gerektirmesi ve postoperatif ağrı neden olabilmesi, self etch adezivlerin ise bağlanma dayanımının etch and rinse adezivlerden daha düşük olması, yeni sistemlerin arayışını beraberinde getirmiştir. Bu amaçla; mineye bağlanmayı artırabilmek için, self etch sistem uygulamasından önce, sadece mine yüzeyinin asitlenildiği bir teknik olan selektif etch tekniği geliştirilmiştir. Dış hekimliğine 2011 yılında tanıtılan üniversal adeziv sistemler; self etch, etch-and-rinse veya selektif etch teknikleriyle kullanılabildikleri için “multi mod” veya “çok amaçlı adezivler” olarak bilinmektedir (Perdigão ve ark., 2014; Sofan ve ark., 2017).

Üniversal adezivler; mine ve dentin yüzeyinde, seramiklerde, metal alaşımlarda kullanılabilmektedir (Vermelho ve ark., 2017). Bu adezivlerin bazılarının monomer içeriğinde, zirkonya veya silika içerikli seramik bulunmaktadır (Zhang ve ark., 2016). Literatürde; üniversal sistemlerin, total etch ve self etch sistemlerden daha başarılı bağlanma dayanımı gösterdiği çalışmalar da mevcuttur (Nekoofar ve ark., 2018; Zhang ve ark., 2016).

2.4. Kompozit Resinler

Kompozit resinler ilk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilmiştir ve esas olarak; organik yapı, inorganik yapı ve bu iki yapının birbirine tutunmasını sağlayan ara bağlayıcılardan oluşmaktadır (Craig ve ark., 2000).

Organik yapı; monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole stabilizatörlerinden oluşmaktadır. Günümüzde, kompozit rezinlerde monomer olarak, BisGMA ile renk değişimine karşı dayanıklı olan ve daha iyi adezyon özelliği gösteren UDMA bulunmaktadır. Monomerlerin visköz yapısını azaltması amacıyla, ko-monomer olan TEGDMA içeriğe ilave edilmiştir. İnhibitörler, kompozit rezinin ışık, ısı ve diğer kimyasal yollarla, kendi kendine polimerize olmasını önlemek için organik matrikse ilave edilen fenol türevi bileşiklerden oluşmaktadır. Başlatıcı olarak ise; otopolimerizan kompozitlerde dibenzolperoksit, görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerde 450- 500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan kamforokinon kullanılmaktadır (Altun, 2005; Craig ve ark., 2000).

İnorganik yapı; organik matriks içine dağılmış, çeşitli büyüklük ve şekildeki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, baryum, stronsiyum, çinko ve yitrium cam, baryum aluminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşmaktadır (Altun, 2005).

Ara bağlayıcılar ise; organik ve inorganik yapıyı birbirine bağlayan, silan adı verilen, silisyum hidrojenli bileşikleridir (Altun, 2005).

Kompozitler, inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere (megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit, nanofil), polimerizasyon yöntemlerine (otopolimerizan, görünür ışıkla polimerize olanlar, dual-cure) ve vizkozitelerine (kondanse olabilen, akışkan) göre sınıflandırılmaktadır (Altun, 2005; Gladwin ve ark., 2009).

2.5. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Bağlanma dayanımı test yöntemleri, materyallerin mine ve dentine ya da birbirlerine olan bağlanma dayanımlarını ölçmek için kullanılır ve temelde statik ve dinamik testler olarak ikiye ayrılır. Statik testlerde örnek sabit tutulurken yük uygulanır, dinamik testlerde ise örnek dinamik durumdadır. Statik testler, bağlanma alanının büyüklüğüne göre makro ve mikro testler olarak iki kısımda incelenmektedir. Bağlanma alanı 3 mm²'den fazla olduğu durumlarda, makro bağlanma dayanım testleri, (makaslama (shear), gerilim

(tensile), push-out protokolü) 1 mm² veya daha küçük bir bağlanma alanı varlığında ise mikro bağlanma testi kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010).

Klinik ortamdaki yük dağılımına benzer özellik göstermesi, hızlı ve basit uygulanabilir niteliğe sahip olmasından dolayı, en çok tercih edilen bağlanma dayanımı ölçüm yöntemi makaslama testidir (Versluis ve ark., 1997).

2.5.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear bond strength test)

Bağlanmış olan yüzeylere paralel olarak ve bağlantıda kopma meydana gelene kadar, bıçak sırtı şeklindeki keskin bir uçla, sabit hızda kuvvet uygulandığı test yöntemidir. ISO-TR 11405 standartlarına göre bıçağın hızı 0.45 mm/min ile 1.05 mm/min arasında olmalıdır (ISO, 2003). Test sonrası adeziv, koheziv ya da karma kırık tipleri görülebilmektedir. Oluşan kırık tipleri, stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenebilmektedir (Atabek ve ark., 2012; Pinzon ve ark., 2013).

Bu yöntemin dezavantajı, bağlanma yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımı oluşma ihtimalinden dolayı, koheziv kırıkların meydana gelmesi ve sonuçların yanlış yorumlanmasına yol açabilmesidir. Yüksek hızda yüklenme yapıldığı zaman örneklerdeki koheziv kırılma oranı artmakta ve sonuçlar bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özelliklerini yansıtamamakta, birbirine bağlanan materyallerin iç koheziv değerlerini ifade edebilmektedir (Hara ve ark., 2001).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

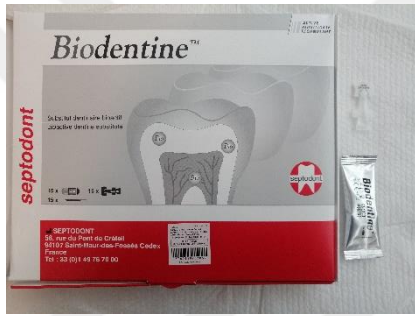
Çalışmamızda; üç farklı pulpa kaplama materyaline, iki çeşit kompozit rezinin 15 dakika ve 72 saat sonra uygulandığında görülen bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uygulama ve Araştırma Merkezinde yapılan bu çalışmanın basamakları, aşağıdaki sıralama ile gerçekleştirilmiştir:

1. 3D printer ile blokların hazırlanması
2. Pulpa kaplama materyallerinin, bloklarda oluşturulan kaviteye yerleştirilmesi
3. Pulpa kaplama materyallerinin yüzeylerine belirtilen zamanlarda adeziv ajanın uygulanması
4. Adeziv uygulanan örneklerin yüzeylerine kompozit rezinlerin uygulanması
5. Makaslama bağlanma dayanımı testinin (shear bond strength test) yapılması
6. Örneklerde oluşan kırık tipinin stereomikroskop ile incelenmesi
7. Elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Araştırma ana hipotezlerinde iki bağımlı ve üç ve daha fazla bağımsız grupların karşılaştırılmasının yapılması planlanmıştır. Örneklem boyutu hesabında kullanılabilecek benzer çalışmalar incelenmiş ve hipotezler doğrultusunda en yüksek sayıyı veren örneklem boyutu hesabı esas alınmıştır. Bu araştırmada “G. Power-3.1.9.2” programı kullanılarak, % 95 güven düzeyinde örneklem büyüklüğü hesaplanmıştır. Analiz sonucunda $\alpha=0,05$, standardize etki büyüklüğü daha önce iki bağımlı grup karşılaştırılması yapılan çalışmanın olmaması ve uzman görüşleri nedeniyle Cohen’s (1988) etki büyüklüğü 0.50 (orta dereceli) olarak alındığında ve 0,80 teorik güç ile minimum örneklem hacmi 34 olarak hesaplanmıştır. Buna dayanarak belirtilen gruplar için örnek sayısı n:6 olarak belirlenmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada biyoaktif pulpa kaplama materyalleri olarak; Biodentin (Septodont) (Resim 1), MTA Angelus (Angelus) (Resim2), MM MTA (Micro Mega) (Resim 3) kullanıldı. Adeziv sistem materyalleri olarak G2-Bond Universal (GC) (Resim 4) ve kompozit rezin olarak EverX Flow (GC) (Resim 5), G-aenial Universal Injectable (GC) (GUI) (Resim 6) kullanıldı. Kullanılan materyallerin üretim numaraları, içerikleri ve uygulama aşamaları Tablo 2’de gösterilmiştir.



Resim 1: Biodentin (Septodont)



Resim 2: MTA Angelus (Angelus)



Resim 3: MM MTA (Micro Mega)



Resim 4: G2-Bond Universal (GC)



Resim 5: EverX Flow (GC)



Resim 6: GUI (GC)

Tablo 2: Kullanılan materyallerin üretim numaraları, içerikleri ve uygulama aşamaları

Materyaller ve Üretim Numaraları	İçerikleri	Uygulama Aşamaları
Biodentin Septodont, Saint Maur des Fosses, France B28763	Toz: Trikalsiyum Silikat, Dikalsiyum Silikat, Kalsiyum Karbonat, Kalsiyum Oksit, Demir Oksit ve Zirkonyum Oksit. Likit: Su, hızlandırıcı olarak kalsiyum klorit ve su indirgeyici olarak modifiye polikarboksilat.	1 kapsül içerisine 5 damla likit damlatılır ve amalgamatörde 30 sn karıştırılır. Başlangıç sertleşme zamanı 12dk'dır.
MTA Angelus Angelus, Londrina, PR, Brazil 60216	Toz: Trikalsiyum Silikat, Dikalsiyum Silikat, Bizmut Oksit, Trikalsiyum Alüminat, Kalsiyum Oksit, Alüminyum Oksit, Silikon dioksit. Likit: Distile Su.	1 kaşık toz, 1 damla likit ile 30 sn boyunca karıştırılır. Üretici firma, 10 dk başlangıç sertleşme zamanı belirtmiştir.
MM MTA MicroMega, Besancon, France 72201046	Trikalsiyum Silikat, Dikalsiyum Silikat, Bizmut Oksit, Trikalsiyum Alüminat, Kalsiyum Sülfat Dihidrat, Magnezyum Oksit.	Kapsül arkasından bastırıldıktan sonra amalgamatörde 30 sn karıştırılır. Üretici firma 20 dk sertleşme süresi belirtmiştir.
G2-Bond Universal GC Corp, Tokyo, Japan 2108251	Primer: 4-MET, MDP, MDTP, Dimetakrilat Monomer, Aseton, Su, Polimerizasyon Başlatıcı, Doldurucu. Adeziv: Dimetakrilat Monomer, Bis-GMA, Polimerizasyon Başlatıcı, Doldurucu.	Primer uygulanıp 10 sn beklenildikten sonra, 5 sn hava ile kurutulur. Ardından adeziv uygulanır, hava ile dağıtıldıktan sonra ışınlama cihazı ile polimerize edilir.
EverX Flow GC Corp, Tokyo, Japan 2001171	Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, Kısa Fiber (200–300 µm & Ø7 µm), Ağırlıkça % 70, Hacimce % 46 oranında Baryum Cam Doldurucu.	Şırıngası ile yaklaşık 2 mm kalınlığında uygulanır ve 20 sn ışık ile polimerize edilir.
G-aenial Universal Injectable GC Corp, Tokyo, Japan 201119A	Dimetakrilat Monomerleri, Baryum Cam Doldurucu (150 nm Partikül Büyüklüğü ve Ağırlıkça % 69 oranında), GC patent Silan Kaplama (Full-Coverage Silane Coating)	Şırıngası ile yaklaşık 2 mm kalınlığında uygulanır ve 20 sn ışık ile polimerize edilir.

Biodentin, MTA Angelus, MM MTA için üretici firmaların belirtmiş olduğu başlangıç sertleşme süreleri ve klinik uygulama koşulları baz alınarak, hemen kompozit uygulaması yapılan gruplar için zaman, 15 dk olarak belirlenmiştir.

Yapılan çalışmalar MTA'nın basınç dayanımının 3. günden itibaren arttığını bildirmiştir (Hwang ve ark., 2011; Islam ve ark., 2006). Materyalin fiziksel özelliklerinin artması ile bağlanma dayanımı testi sırasında, iç koheziv kırıkların oluşması azalacaktır (Palma ve ark., 2018). Benzer şekilde Atabek ve arkadaşlarının ProRoot MTA üzerine farklı zamanlarda (4 saat, 24 saat, 48 saat, 72 saat, 96 saat) kompozit uygulayarak yapmış oldukları çalışmada, MTA'nın bağlanma dayanımının 3. günde belirgin bir şekilde arttığı gözlemlenilmiştir (Atabek ve ark., 2012). Biodentin materyali için ise kısa sertleşme süresine rağmen, restoratif prosedürlerin ertelenmesinin basınç dayanımı ve bağlanma dayanımına artırıcı yönde etki etki ettiği bildirilmiştir (Chaipattanawan ve ark., 2021; Natale ve ark., 2015; Hashem ve ark., 2014; Odabaş ve ark., 2013). Tüm bu bilgiler doğrultusunda; biyoaktif pulpa kaplama materyalleri üzerine, bekleyerek kompozit uygulanacak gruplar için zaman, 72 saat olarak belirlenmiştir.

Adeziv ajan içeriğindeki HEMA'nın su çekme ve alerjik reaksiyona neden olabilme özelliğinden dolayı, son yıllarda HEMA içermeyen adeziv sistemlerin geliştirilmesi önem kazanmıştır (Katsuki ve ark., 2022; van Dijken, 2013). Çalışmamızda; HEMA içermeyen, GC patentli çift H teknoloji ile üretilmiş, çalışmalar ile yüksek bağlanma dayanımı bildirilmiş olan (Katsuki ve ark., 2022; Yamashita ve ark., 2022) G2-Bond Universal (GC) adeziv sistemi kullanılmıştır. Asit uygulamanın; kullanılan biyoaktif materyallerin yüzey özelliklerini etkileyeceği bildirilmiştir (Atabek ve ark., 2012; Bayraktar ve ark., 2021; Kayahan ve ark., 2009; Neelakantan ve ark., 2012) fakat, bağlanma dayanımını nasıl etkileyeceği konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Literatürdeki bu belirsizlik nedeniyle, çalışmamızda kullanılan universal adeziv ajan, self etch tekniği ile uygulanmıştır.

Çalışmamızda, farklı biyoaktif pulpa kaplama ajanları ile farklı içeriğine sahip iki kompozit rezinin bağlanma dayanımı test edilmek istenilmiştir. Bu amaçla; içeriğinde kısa fiber lifler ile güçlendirilmiş EverX Flow (GC) ve yüksek doldurucu oranına sahip, ince

baryum cam partiküllerin silan ile kaplandığı G-aenial Universal Injectable (GUI) (GC) kompozit rezinleri tercih edilmiştir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Kenar uzunlukları 10 mm olan küpün bir yüzeyinde, 4 mm çapında 2 mm yüksekliğinde bir silindirik boşluk olacak şekilde 72 adet blok 3D printer ile oluşturuldu. Toplam 72 adet blok her grupta 6 örnek olacak şekilde; kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyali, kompozit rezinin uygulama zamanı ve kompozit rezin türüne göre aşağıdaki şekilde gruplandırıldı:

15 dk sonra kompozit uygulanan gruplar:

Grup 1a: Biodentin + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 1b: Biodentin + Adeziv Ajan + GUI

Grup 2a: MTA Angelus + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 2b: MTA Angelus + Adeziv Ajan + GUI

Grup 3a: MM MTA + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 3b: MM MTA + Adeziv Ajan + GUI

72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar:

Grup 4a: Biodentin + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 4b: Biodentin + Adeziv Ajan + GUI

Grup 5a: MTA Angelus + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 5b: MTA Angelus + Adeziv Ajan + GUI

Grup 6a: MM MTA + Adeziv Ajan + EverX Flow

Grup 6b: MM MTA + Adeziv Ajan + GUI

3.2.1. Biodentin örneklerinin hazırlanması

Toplam 24 blok, kompozit rezin türünden bağımsız olarak, 15 dk sonra ve 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar olacak şekilde iki alt gruba ayrıldı. Ardından her iki grup; uygulanacak kompozit türüne göre (EverX Flow, GUI), her grupta 6 örnek olacak şekilde iki alt gruba daha ayrıldı.

Üretici firma talimatına doğrultusunda, biodentin kapsülü içerisine 5 damla likit damlatılıp, 4000 rpm'de 30 sn amalgamatörde karıştırıldı (Resim 7). Blokların yüzeyi ile aynı seviyede olacak şekilde, bloklardaki kaviteye aplikatör yardımı ile yerleştirildi.

12 örneğe 15 dk beklemenin ardından, adeziv ajan ve kompozit rezin uygulama aşamaları aşağıdaki şekilde yapıldı:

1. G2-Bond Universal Primer bond fırçası yardımı ile uygulanılıp 10 sn beklenildikten sonra 5 sn boyunca hava spreyi uygulandı.

2. G2-Bond Universal Bond bond fırçası yardımıyla uygulanıp hava spreyi ile dağıtıldıktan sonra 20 sn boyunca VALO Cordless (Ultradent) LED ışık cihazı (Resim 8) ile polimerize edildi.

3. Her bir kompozit rezin grubunda n:6 olacak şekilde, EverX Flow ve GUI kompozit rezinleri; oluşturulan 2 mm çapında ve 2 mm yüksekliğindeki silindirik silikon anahtarlar yardımı ile kaplama materyalinin tam ortasına uygulanıp, 20 sn boyunca VALO Cordless (Ultradent) LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Oluşturulan silikon anahtar, bistüri ile uzaklaştırıldıktan sonra (Resim 9) kompozit rezin 20 sn daha polimerize edildi. Hazırlığı tamamlanan örnekler (Resim 10-11) makaslama bağlanma testi yapılma zamanına kadar etüvde (37°C'de %100 nemli ortam) muhafaza edildi.

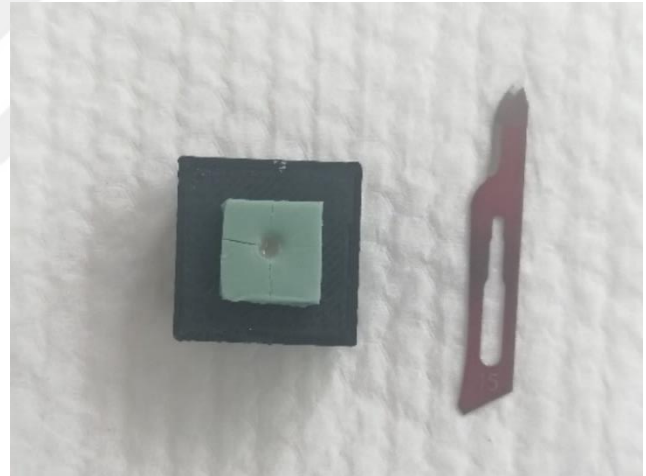
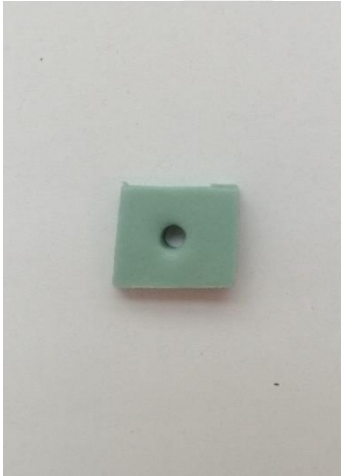
Kalan 12 örnek, biodentin uygulaması sonrası 72 saat etüvde (37°C'de %100 nemli ortam) bekletildikten sonra, yukarıda belirtildiği şekilde adeziv ajan ve kompozit rezin uygulandı (Resim 12-13).



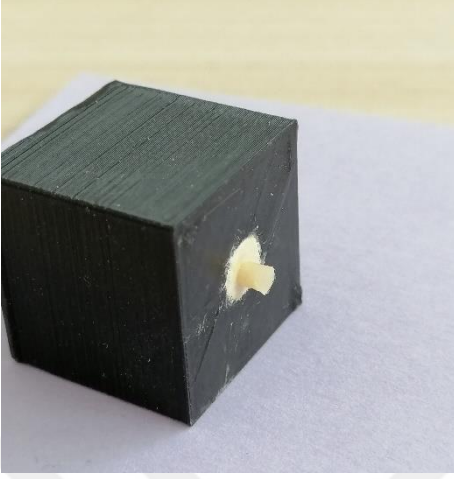
Resim 7: Biodentinin karıştırılması



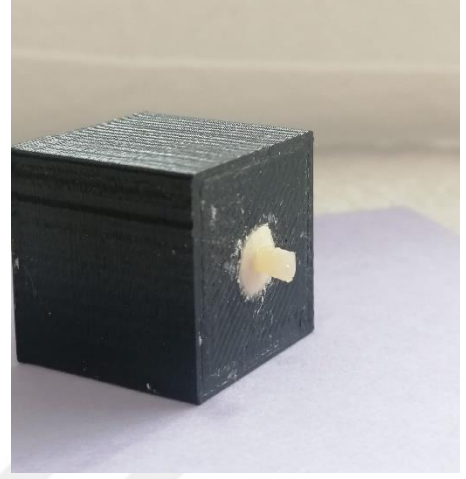
Resim 8: VALO Cordles
(Ultradent) LED Işık Cihazı



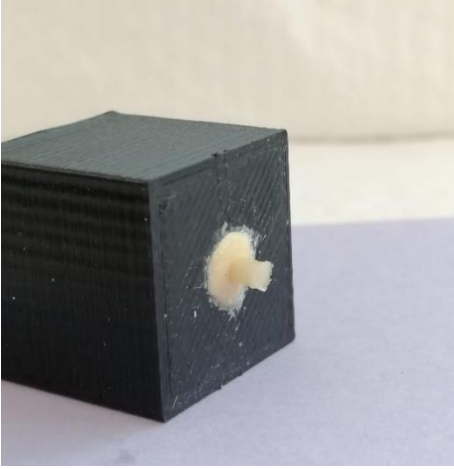
Resim 9: Silindirik silikon anahtar ve kompozit rezin uygulanmış örnekten silikon anahtarın uzaklaştırılması



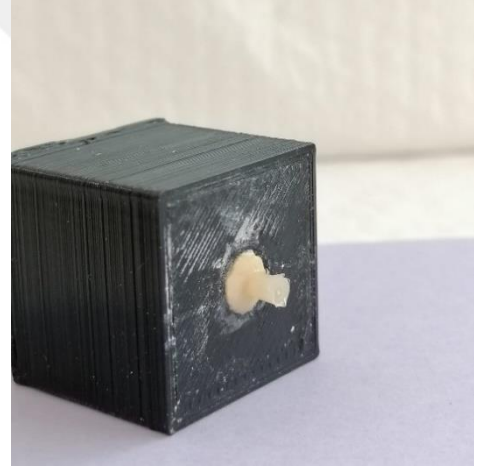
Resim 10: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan Biodentin örneği



Resim 11: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan Biodentin örneği



Resim 12: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan Biodentin örneği



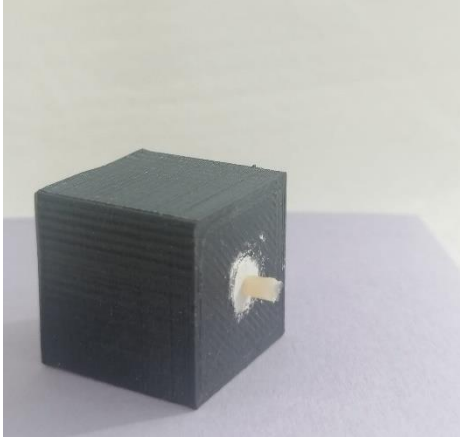
Resim 13: 72 saat sonra GUI uygulanan Biodentin örneği

3.2.2. MTA Angelus örneklerinin hazırlanması

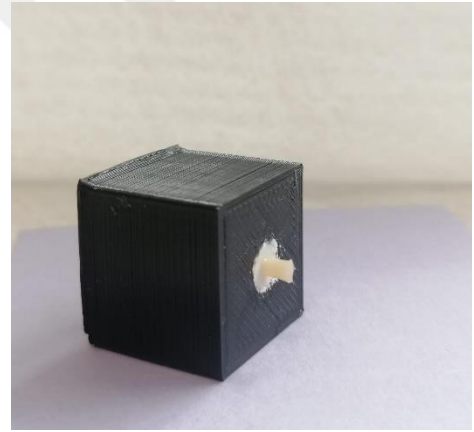
Toplam 24 blok, kompozit rezin türünden bağımsız olarak, 15 dk sonra ve 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar olacak şekilde iki alt gruba ayrıldı. Ardından her iki grup; uygulanacak kompozit türüne göre (EverX Flow, GUI), her grupta 6 örnek olacak şekilde iki alt gruba daha ayrıldı.

Üretici firma talimatına doğrultusunda, 1 kaşık MTA Angelus tozu, 1 damla likiti ile 30 sn boyunca steril bir cam üzerinde karıştırıldı. Blokların yüzeyi ile aynı seviyede olacak şekilde, bloklardaki kaviteye aplikatör yardımı ile yerleştirildi. Kaviteye yerleştirilen MTA'lar üzerine nemli pamuk yerleştirilerek, kompozit uygulama zamanına kadar etüvde (37°C, %100 nemli ortam) bekletildi.

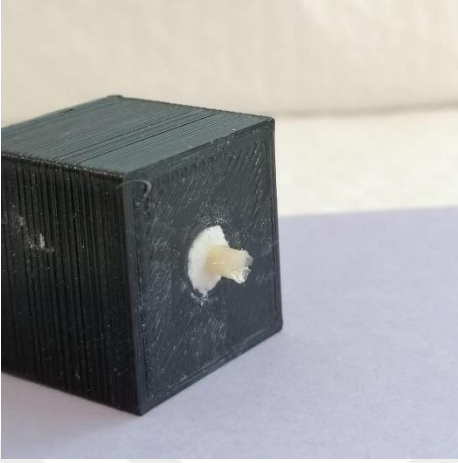
15 dk sonra (Resim 14-15) ve 72 saat sonra (Resim 16-17) kompozit uygulanacak örnekler, belirtilen zamanlarda etüvden çıkarıldı ve üzerindeki nemli pamuk uzaklaştırıldı. Bu işlemten sonra MTA yüzeyinde herhangi bir düzeltme ve yıkama işlemi yapılmadı. Ardından her grupta 6 adet örnek olmak üzere EverX Flow ve GUI kompozit rezinleri, Biodentin örneklerlerinin hazırlanmasında belirtildiği şekilde, adeziv ajan uygulamasının ardından MTA yüzeyine uygulandı.



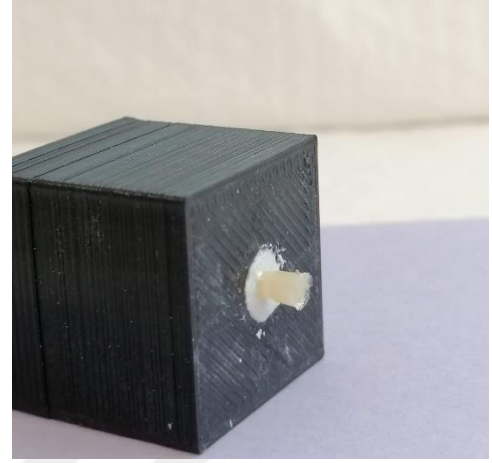
Resim 14: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan MTA Angelus örneği



Resim 15: 15 dk sonra GUI uygulanan MTA Angelus



Resim 16: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan MTA Angelus örneği



Resim 17: 72 saat sonra GUI uygulanan MTA Angelus örneği

3.2.3. MM MTA örneklerinin hazırlanması

Toplam 24 blok, kompozit rezin türünden bağımsız olarak, 15 dk sonra ve 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar olacak şekilde iki alt gruba ayrıldı. Ardından her iki grup; uygulanacak kompozit türüne göre (EverX Flow, GUI), her grupta 6 örnek olacak şekilde iki alt gruba daha ayrıldı.

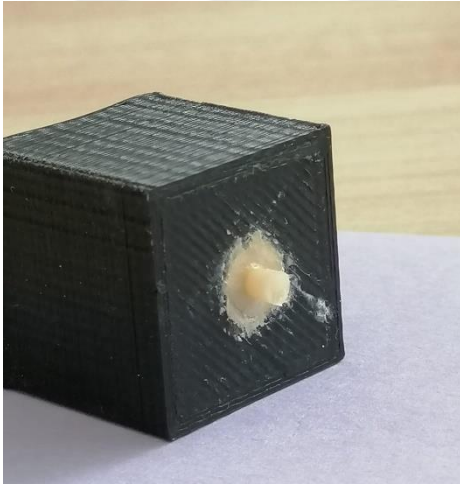
Üretici firma talimatına doğrultusunda, Micro Mega MTA kapsülü arkasından bastırıldıktan sonra amalgamatörde 30 sn karıştırıldı (Resim 18). Karıştırılan kapsül, uygulama tabancası yardımı ile blokların yüzeyi ile aynı seviyede olacak şekilde, bloklardaki kaviteye yerleştirildi. Kaviteye yerleştirilen MTA'lar üzerine nemli pamuk yerleştirilerek, kompozit uygulama zamanına kadar etüvde (37°C, %100 nemli ortam) bekletildi.

15 dk sonra (Resim 19-20) ve 72 saat sonra (Resim 21-22) kompozit uygulanacak örnekler, belirtilen zamanlarda etüvden çıkarıldı ve üzerindeki nemli pamuk uzaklaştırıldı. Bu işlemten sonra MTA yüzeyinde herhangi bir düzeltme ve yıkama işlemi yapılmadı. Ardından her grupta 6 adet örnek olmak üzere EverX Flow ve GUI kompozit rezinleri,

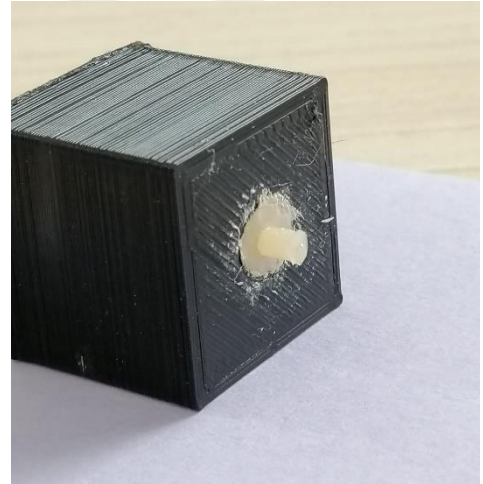
Biodentin örneklerinin hazırlanmasında belirtildiği şekilde, adeziv ajan uygulamasının ardından MTA yüzeyine uygulandı.



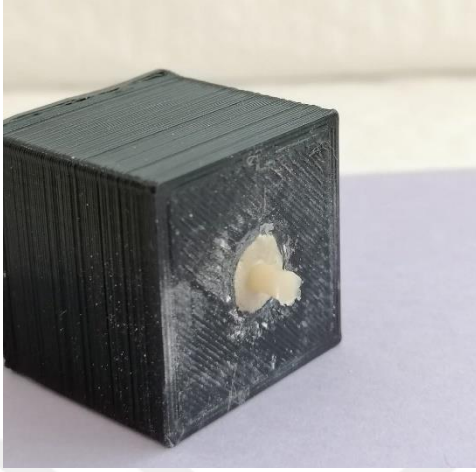
Resim 18: MM MTA'nın amalgamatörde karıştırılması



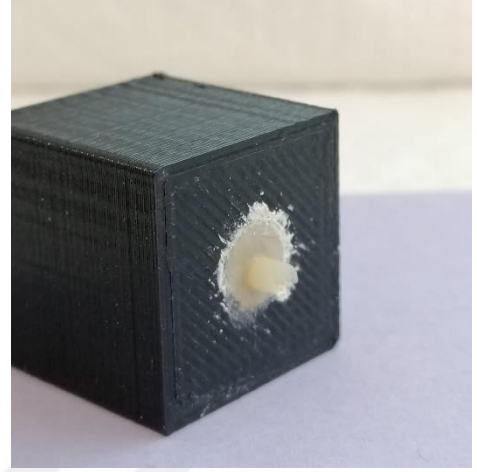
Resim 19: 15 dk sonra EverX Flow uygulanan MM MTA örneği



Resim 20: 15 dk sonra GUI uygulanan MM MTA örneği



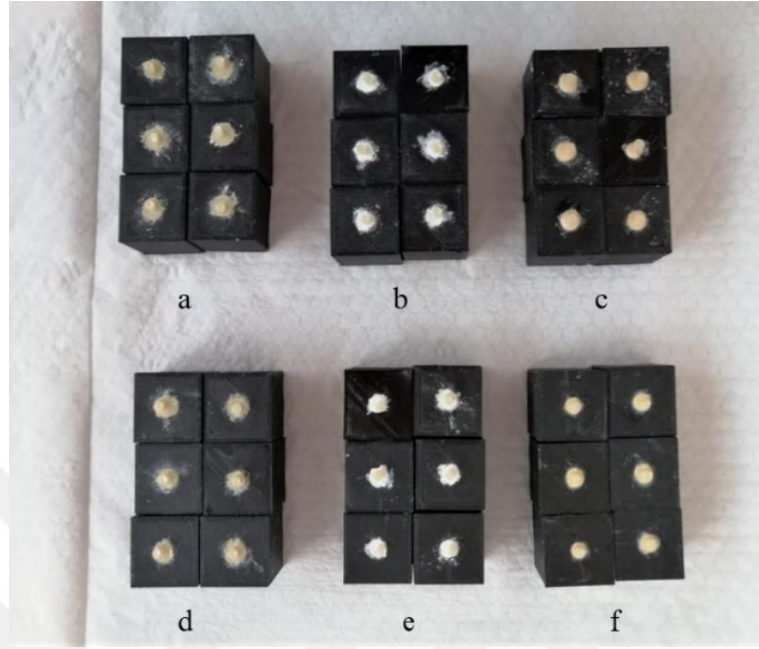
Resim 21: 72 saat sonra EverX Flow uygulanan MM MTA örneği



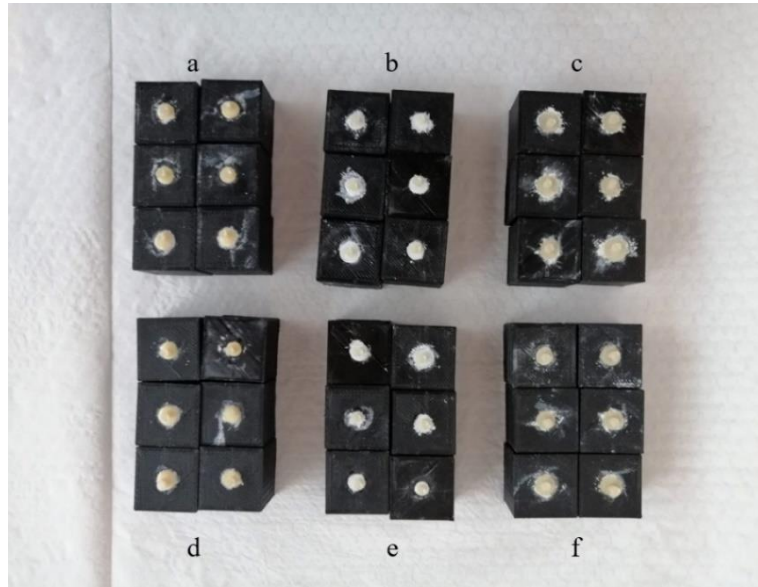
Resim 22: 72 saat sonra GUI uygulanan MM MTA örneği

3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Tüm örneklerle kompozit rezin uygulandıktan sonra (Resim 23-24) 24 saat etüvde bekletildi. Ardından makaslama bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için universal test cihazı (Shimadzu, AGS-X, Japonya) kullanıldı (Resim 25). Bıçak sırtı şeklinde sonlanan metal uç kompozit-kaplama materyali birleşim arayüzüne paralel olarak yerleştirildi (Resim 26). Ardından universal test cihazında bağlanma arayüzüne dakikada 1 mm hızla ayırma kuvveti uygulandı. Kompozit örneğin kaplama materyali yüzeyinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri Newton olarak elde edildi ve kopma alanındaki yüzey alanına bölünerek MPa'a çevrildi. Bu değerler bağlanma dayanım değerleri olarak kaydedildi.



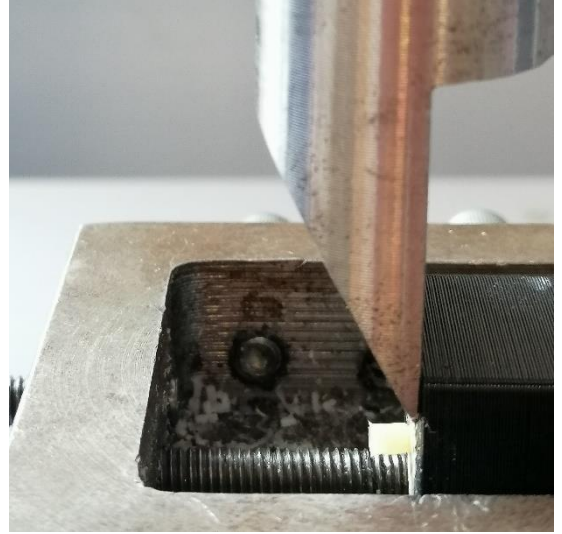
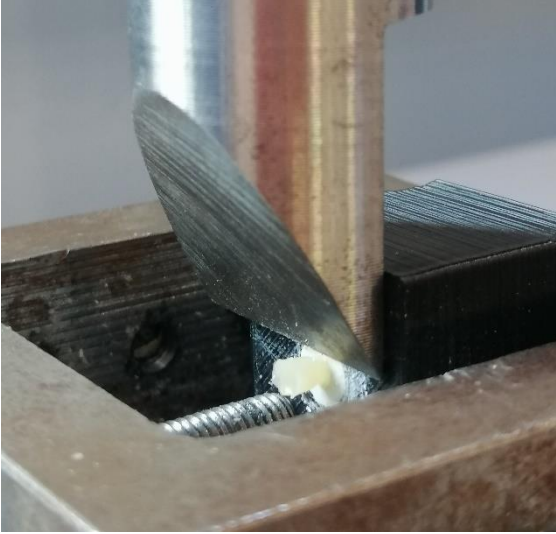
Resim 23: 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplar (a: Grup 1a, b: Grup 2a, c: Grup 3a, d: Grup 1b, e: Grup 2b, f: Grup 3b)



Resim 24: 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplar (a: Grup 4a, b: Grup 5a, c: Grup 6a, d: Grup 4b, e: Grup 5b, f: Grup 6b)



Resim 25: Universal test cihazı (Shimadzu, AGS-X, Japonya)



Resim 26: Örneklerin universal test cihazında konumlandırılması

3.4. Stereomikroskop İle Örneklerin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Tüm örnekler kırık tipinin belirlenmesi için stereomikroskopta (Leica MZ 7,5 stereomicroscope; Leica Microsystems, Almanya) (Resim 27) x20 büyütmede, aynı uygulayıcı tarafından iki kez değerlendirildi. Kırık tipinin değerlendirilmesi şu şekilde yapıldı:

Adeziv Kırık: Biyoaktif pulpa kaplama materyali/ kompozit arasında meydana gelen kırık tipi.

Koheziv Kırık: Biyoaktif pulpa kaplama materyali içinde (koheziv-kaplama materyali kırık tipi) ya da kompozit içinde (koheziv-kompozit kırık tipi) meydana gelen kırık tipi.

Karma Kırık: Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü kırık tipi.



Resim 27: Leica MZ 7,5 stereomicroscope; Leica Microsystems, Almanya

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS 25 programı ile analiz edilmiştir. Normal dağılım varsayımı Shapiro-Wilk testi ile test edilmiştir. Normal dağılıma sahip olan bağımsız iki grubun karşılaştırılmasında Bağımsız Örneklem T testi; normal dağılım varsayımı karşılanmadığında ise Mann Whitney U testleri uygulanmıştır. Normal dağılıma sahip olan bağımlı iki grubun karşılaştırılmasında Eşleştirilmiş T analizi; normal dağılım varsayımı karşılanmadığında ise Wilcoxon İşaret Sıra testleri uygulanmıştır. Normal dağılıma sahip bağımsız üç ve daha fazla grubun karşılaştırılmasında Anova testi kullanılmıştır. Farkı yaratan grup ya da grupların karşılaştırılması için Post Hoc Bonferroni testi uygulanmıştır. Kategorik değişkenlerin aralarındaki ilişkilerin incelenmesinde örneklem boyutu varsayımı karşılandığı koşullarda (beklenen değer >5) Pearson Ki Kare testi; varsayımın karşılanmadığı koşullarda (beklenen değer <5) ise Fisher's Exact analizi uygulanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyallerine, 15 dakika sonra kompozit uygulanan grupların bağlanma dayanım değerlerinin dağılımı Tablo 3'te ve 72 saat sonra kompozit uygulanan grupların bağlanma dayanım değerlerinin dağılımı Tablo 4'te incelenmiştir.

Tablo 3: 15 Dakika İçinde Kompozit Uygulanan Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler

Materyal	Kompozit	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Biodentin	EverX Flow	6	6,71	11,90	9,4163	2,12750
	Gui	6	2,16	11,13	6,3843	3,92288
MTA	EverxXFlow	6	0,37	9,66	3,8509	3,75435
Angelus	Gui	6	4,53	11,21	7,2101	2,47156
MM MTA	EverX Flow	6	1,49	12,00	6,6758	4,17983
	Gui	6	2,10	10,49	7,4397	3,26275

Tablo 4: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler

Materyal	Kompozit	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Biodentin	EverX Flow	6	3,29	11,76	6,2686	3,01481
	Gui	6	4,73	12,94	8,0376	2,90133
MTA	EverX Flow	6	6,28	15,93	10,6571	3,93893
Angelus	Gui	6	4,91	12,06	8,4030	2,74706
MM MTA	EverX Flow	6	3,77	10,36	8,9466	2,57503
	Gui	6	6,16	9,56	7,5997	1,26944

4.1. Zamanlar İçin Materyallere Göre Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması

Tablo 5: Zamanlar İçin Materyallere Göre Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması (* $p<0,05$)

Zaman	Materyal	n	Ortalama	Standart Sapma	Test İstatistiği	p
15 Dk.	Biodentin	12	7,9003	3,39994	1,413	,258
	MTA Angelus	12	5,5305	3,50158		
	MM MTA	12	7,0578	3,59714		
72 S.	Biodentin	12	7,1531	2,96835	2,043	,146
	MTA Angelus	12	9,5300	3,44503		
	MM MTA	12	8,2732	2,05944		

Kompozit rezin türünden bağımsız olarak, kompozitin farklı zamanlarda uygulaması ile elde edilen ölçümlerin, kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyallerine göre bağlanma dayanım değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması için varsayımlar kontrol edilmiş ve Anova testi uygulanmıştır. Analiz sonucunda 15 dakika sonra kompozit uygulanması ve 72 saat sonra kompozit uygulanması zamanları için materyallere göre elde edilen değerlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilememiştir ($p>0,05$).

15 dk sonra kompozit uygulandığında en yüksek bağlanma dayanım değeri ortalaması Biodentin materyalinde, en düşük bağlanma dayanım değeri ortalaması MTA Angelus materyalinde gözlenmiştir ($p>0,05$).

72 saat sonra kompozit uygulandığında en yüksek bağlanma dayanım değeri ortalaması MTA Angelus materyalinde, en düşük bağlanma dayanım değeri ortalaması Biodentin materyalinde gözlenmiştir ($p>0,05$).

4.2. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması

Tablo 6: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin (MPa) Ortalamalarının Karşılaştırılması (* $p<0,05$)

Materyal	Zaman	n	Ortalama	Standart Sapma	Test İstatistiği	p
Biodentin	15 Dk.	12	7,9003	3,39994	,450	,661
	72 S.	12	7,1531	2,96835		
MTA Angelus	15 Dk.	12	5,5305	3,50158	-2,959	,013*
	72 S.	12	9,5300	3,44503		
MM MTA	15 Dk.	12	7,0578	3,59714	-1,188	,260
	72 S.	12	8,2732	2,05944		

Kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyaller için, kompozitlerden bağımsız olarak, 15 dakika sonra ve 72 saat sonra kompozit uygulanan grupların bağlanma dayanım değerlerinin ortalamalarının karşılaştırılması için varsayımlar kontrol edilmiş ve Eşleştirilmiş Örneklem T testi kullanılmıştır.

Analiz sonucunda MTA Angelus materyalinde 15 dakika sonra kompozit uygulanması sonucunda elde edilen değerlerin ortalaması ile 72 saat sonra kompozit uygulanması sonucunda elde edilen değerlerin ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). 72 saat sonra kompozit uygulanan grubunun ortalamasının 15 dakika sonra kompozit uygulanan grubunun ortalamasından daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Biodentin ve MM MTA materyalleri için, zamana göre bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilememiştir ($p>0,05$). Bununla birlikte ($p>0,05$); Biodentin için 15 dk sonra kompozit uygulandığı durumda,

MM MTA için ise 72 saat sonra kompozit uygulandığı durumda daha yüksek bağlanma dayanım değeri sonuçları elde edilmiştir.

4.3. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması

Tablo 7: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması (* $p < 0,05$ ve **Wilcoxon İşaret Sıra testi)

Materyal	Kompozit	Zaman	n	Ortalama	Standart Sapma	Test İstatistiği	p
Biodentin	EverX Flow	15 Dk.	6	9,4163	2,12750	1,602	,170
		72 S.	6	6,2686	3,01481		
	Gui	15 Dk.	6	6,3843	3,92288	-,678	,528
		72 S.	6	8,0376	2,90133		
MTA Angelus	EverX Flow	15 Dk.	6	3,8509	3,75435	-3,398	,019*
		72 S.	6	10,6571	3,93893		
	Gui	15 Dk.	6	7,2101	2,47156	17,00**	,173
		72 S.	6	8,4030	2,74706		
MM MTA	EverX Flow	15 Dk.	6	6,6758	4,17983	-1,508	,192
		72 S.	6	8,9466	2,57503		
	Gui	15 Dk.	6	7,4397	3,26275	-,116	,912
		72 S.	6	7,5997	1,26944		

Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve kompozitler için 15 dakika sonra ve 72 saat sonra kompozit uygulanan grupların bağlanma dayanım değerlerinin

ortalamlarının karşılaştırılması için varsayımlar kontrol edilmiştir. Analizler için Eşleştirilmiş Örneklem T testi ve Wilcoxon İşaret Sıra testleri uygulanmıştır.

Analiz sonucunda MTA Angelus materyaline EverX Flow kompoziti uygulandığında, 15 dk sonra uygulanması sonucunda elde edilen değerlerin ortalaması ile 72 saat sonra uygulanması sonucunda elde edilen değerlerin ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). MTA Angelus materyaline 72 saat sonra EverX Flow uygulanan grubunun ortalaması, 15 dakika sonra EverX Flow uygulanan grubunun ortalamasından daha yüksektir.

MTA Angelus materyali ile GUI kompoziti kullanıldığında, zamana göre bağlanma dayanımı ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamakla ($p>0,05$) birlikte; 72 saat sonra uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları, 15 dk sonra uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı ortalamalarından yüksek bulunmuştur.

Biodentin-EverX Flow ve Biodentin-GUI materyallerinin kullanıldığı gruplarda, zamana göre bağlanma dayanımı ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilememiştir ($p>0,05$). Bununla birlikte ($p>0,05$); Biodentin materyaline 15 dk sonra EverX Flow kompoziti uygulanan grubunun ortalaması, 72 saat sonra EverX Flow kompoziti uygulanan grubunun ortalamasından daha yüksek bulunmuştur. Biodentin-GUI gruplarında ise 72 saat sonra kompozit uygulandığında daha yüksek bağlanma dayanım ortalamaları elde edilmiştir ($p>0,05$).

EverX Flow ve GUI kompozitlerinin MM MTA materyaline 72 saat sonra uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları, 15 dk sonra uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı ortalamalarından yüksek bulunmuştur fakat istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

4.4. Kompozitler ve Zamanlar İçin Materyallere Göre Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması

Tablo 8: Kompozitler ve Zamanlar İçin Materyallere Göre Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması (*p<0,05)

Zaman	Kompozitler	Materyal	n	Ortalama	Standart Sapma	Test İstatistiği	p
15 Dk.	Everx Flow	Biodentin	6	9,4163	2,12750	3,862	,044*
		MTA Angelus	6	3,8509	3,75435		
		MM MTA	6	6,6758	4,17983		
	Gui	Biodentin	6	6,3843	3,92288	,173	,843
		MTA Angelus	6	7,2101	2,47156		
		MM MTA	6	7,4397	3,26275		
72 S.	Everx Flow	Biodentin	6	6,2686	3,01481	2,820	,091
		MTA Angelus	6	10,6571	3,93893		
		MM MTA	6	8,9466	2,57503		
	Gui	Biodentin	6	8,0376	2,90133	,166	,849
		MTA Angelus	6	8,4030	2,74706		
		MM MTA	6	7,5997	1,26944		

Farklı zamanlarda elde edilen bağlanma dayanım ölçümlerinin, kompozitlerden bağımsız olarak materyallere göre ortalamalarının karşılaştırılması için varsayımlar kontrol edilmiş ve Anova testi uygulanmıştır.

Analiz sonucunda 15 dakika sonra EverX Flow kompoziti uygulanması sonucunda materyallere göre elde edilen değerlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Farkı yaratan grup ya da grupların belirlenmesi için Bonferroni analizi gerçekleştirilmiştir. Buna göre MTA Angelus materyali ile Biodentin materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0,042$). 15 dk sonra EverX Flow kompozitinin Biodentin materyaline uygulanması sonucu elde edilen

ortalamanın MTA Angelus materyaline uygulanması sonucu elde edilen ortalamadan yüksek olduğu görülmüştür.

15 dakika sonra GUI kompoziti uygulanması sonucunda materyallere göre ve 72 saat sonra EverX Flow ve GUI kompoziti uygulanması sonucunda materyallere göre elde edilen değerlerin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilememiştir ($p>0,05$). 15 dk sonra GUI kompoziti uygulandığında en büyük bağlanma dayanım değeri MM MTA materyalinde, en düşük değer ise Biodentin materyalinde görülmüştür ($p>0,05$). 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplarda ise, her iki kompozit ürününde en yüksek bağlanma dayanım değeri ortalaması MTA Angelus materyalinde gözlenmiştir ($p>0,05$).

4.5. Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması

Tablo 9: Kullanılan Biyoaktif Pulpa Kaplama Materyalleri ve Kompozitler İçin 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulanan Grupların ve 72 Saat Sonra Kompozit Uygulanan Grupların Bağlanma Dayanım Değerlerinin Ortalamalarının Karşılaştırılması (**Mann Whitney U testi)

Zaman	Materyal	Kompozit	n	Ortalama	Standart Sapma	Test İstatistiği	p
15 Dk.	Biodentin	Everx Flow	6	9,4163	2,12750	1,664	,127
		Gui	6	6,3843	3,92288		
	MTA	Everx Flow	6	3,8509	3,75435	-1,831	,097
		Gui	6	7,2101	2,47156		
	MM MTA	Everx Flow	6	6,6758	4,17983	-,353	,731
		Gui	6	7,4397	3,26275		
72 S.	Biodentin	Everx Flow	6	6,2686	3,01481	-1,036	,325
		Gui	6	8,0376	2,90133		
	MTA	Everx Flow	6	10,6571	3,93893	12,00**	,394
	Angelus	Gui	6	8,4030	2,74706		
	MM MTA	Everx Flow	6	8,9466	2,57503	1,149	,277
		Gui	6	7,5997	1,26944		

Zaman ve materyaller sabit tutulduğunda kompozitlere göre ölçüm ortalamalarının karşılaştırılması için varsayımlar kontrol edilmiş ve analizler için Bağımsız Örneklem T testi ve Mann Whitney U testleri uygulanmıştır. Analiz sonucunda zaman ve materyaller için kompozitlerden elde değerlerin ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilememiştir ($p>0,05$).

İstatistiksel olarak anlamlı fark görülmemekle birlikte ($p>0,05$); MTA Angelus ve MM MTA materyallerine 15 dk sonra GUI kompoziti uygulandığında elde edilen bağlanma dayanım değeri ortalaması, 15 dk sonra EverX Flow kompoziti uygulandığında bulunan ortalama dan daha yüksektir. Benzer şekilde; 72 saat sonra Biodentin materyalinin GUI kompoziti ile olan bağlanma dayanım değeri ortalaması, EverX Flow kompoziti ile olan ortalamasından yüksek bulunmuştur ($p>0,05$).

Biodentin'e 15 dk sonra kompozit uygulaması yapılan gruplarda, EverX Flow kompozit rezini kullanıldığında daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması görülmekle birlikte istatistiksel olarak fark gözlemlenmemiştir ($p>0,05$). EverX Flow kompozit rezini, 72 saat sonra MTA Angelus ve MM MTA materyallerine uygulandığında da 72 saat sonra GUI uygulamasına göre daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması elde edilmiştir fakat istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

4.6. 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Tablo 10: 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo (* $p<0,05$)

Materyal		Kırık Tipi			Test İstatistiği	p
		Adeziv	Karma	Koheziv Kaplama		
Biodentin	N	4	7	1	18,004	,001*
	%	33,3	58,3	8,3		
	%Kırık Tipi	50,0	63,6	5,9		
MTA Angelus	N	0	1	11		
	%	0,0	8,3	91,7		
	%Kırık Tipi	0,0	9,1	64,7		
MM MTA	N	4	3	5		
	%	33,3	25,0	41,7		
	%Kırık Tipi	50,0	27,3	29,4		

Çalışmada kullanılan materyaller ile 15 dakika sonra kompozit uygulandığı durumdaki kırık tipi arasındaki ilişkinin incelenmesi için varsayımlar kontrol edilmiş ve Fisher's Exact analizi uygulanmıştır. Analiz sonucunda kırık tipi ile kullanılan materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p<0,05$). İlişkinin sebebi için gözlemler incelendiğinde Biodentin materyalinde çoğunlukla karma (% 58,3) ve adeziv (% 33,3) kırık tipi olduğu ve MTA Angelus materyalinde çoğunlukla koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 91,7) olduğu tespit edilmiştir. Bununla birlikte; adeziv kırıkların % 50'si Biodentin materyalinde, % 50'si MM MTA materyalinde gözlenmiştir. MTA Angelus materyalinde ise adeziv kırık görülmemiştir. Karma kırıklar en fazla oranda Biodentin materyalinde (% 63,6), koheziv kaplama materyali kırık tipi ise MTA Angelus materyalinde (%64,7) yüksek oranda gözlemlenmiştir.

4.7. 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Tablo 11: 15 Dakika Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo

Materyal	Kompozit		Kırık Tipi			Test İstatistiği	p
			Adeziv	Karma	Koheziv Kaplama		
Biodentin	Everx Flow	n	1	4	1	2,024	,554
		%	16,7	66,7	16,7		
		%Kırık Tipi	25,0	57,1	100,0		
	Gui	n	3	3	0		
		%	50,0	50,0	0,0		
		%Kırık Tipi	75,0	42,9	0,0		
	MTA Angelus	n	0	0	6		
		%	0,0	0,0	100,0		
		%Kırık Tipi	0,0	0,0	54,5		
MTA Angelus	Everx Flow	n	0	0	6	-	1,00
		%	0,0	0,0	100,0		
		%Kırık Tipi	0,0	0,0	54,5		
	Gui	n	0	1	5		
		%	0,0	16,7	83,3		
		%Kırık Tipi	0,0	100,0	45,5		
	MM MTA	n	2	1	3		
		%	33,3	16,7	50,0		
		%Kırık Tipi	50,0	33,3	60,0		
MM MTA	Everx Flow	n	2	1	3	,759	1,00
		%	33,3	16,7	50,0		
		%Kırık Tipi	50,0	33,3	60,0		
	Gui	n	2	2	2		
		%	33,3	33,3	33,3		
		%Kırık Tipi	50,0	66,7	40,0		

Çalışmada kullanılan materyaller için kompozit türleri ile 15 dakika içinde kompozit uygulandığı durumdaki kırık tipi arasındaki ilişkinin incelenmesi için varsayımlar kontrol edilmiş ve Fisher's Exact testleri uygulanmıştır. Analiz sonucundan Biodentin, MTA Angelus ve MM MTA materyalleri için kırık tipi ile kullanılan kompozit türleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler elde edilememiştir ($p>0,05$).

Tablo 10 ve Tablo 11’de verilen bilgiler birlikte incelendiğinde; 15 dk sonra kompozit uygulanması durumunda Biodentin materyalinde en fazla karma kırık tipi (% 58,3) gözlenmiştir ve bunların % 57,1’i EverX Flow kompoziti uygulandığında, % 42,9’u GUI kompoziti uygulandığında görülmüştür. MTA Angelus materyalinde en fazla oranda koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 91,7) tespit edilmiştir ve bunların % 54,5’i EverX Flow, % 45,5’i GUI kompozitlerinde rastlanmıştır. MM MTA materyali için % 60 EverX Flow, % 40 GUI kompozitlerinde olmak üzere en fazla koheziv kaplama materyali kırık tipi (% 41,7) gözlenmiştir.

4.8. 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Tablo 12: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Kırık Tipi ile Materyal Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo

Materyal		Kırık Tipi			Test İstatistiği	p
		Adeziv	Karma	Koheziv Kaplama		
Biodentin	n	2	5	5	4,416	,331
	%	16,7	41,7	41,7		
	%Kırık Tipi	100,0	38,5	23,8		
MTA Angelus	n	0	5	7		
	%	0,0	41,7	58,3		
	%Kırık Tipi	0,0	38,5	33,3		
MM MTA	n	0	3	9		
	%	0,0	25,0	75,0		
	%Kırık Tipi	0,0	23,1	42,9		

Kullanılan materyaller ile 72 saat sonra kompozit uygulandığı durumdaki kırık tipi arasındaki ilişkinin incelenmesi için varsayımlar kontrol edilmiş ve Fisher’s Exact analizi

uygulanmıştır. Analiz sonucundan kırık tipi ile kullanılan materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki elde edilememiştir ($p>0,05$).

Kompozit cinsinden bağımsız olarak, 72 saat sonra kompozit uygulanan örneklerde; Biodentin’de en fazla oranda karma (% 41,7) ve koheziv-kaplama materyali (% 41,7) kırık tipi, MTA Angelus materyalinde en fazla koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 58,3), MM MTA materyalinde ise daha çok koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 75) gözlemlenmekle birlikte, sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Bununla birlikte MTA Angelus ve MM MTA materyalinde adeziv kırık tipi görülmemiş, adeziv kırıkların tamamı Biodentin materyalinde tespit edilmiştir ($p>0,05$).

4.9. 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Tablo 13: 72 Saat Sonra Kompozit Uygulandığı Durumda Materyaller için Kırık Tipi ile Kompozit Türü Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo

Materyal	Kompozit		Kırık Tipi			Test İstatistiği	p
			Adeziv	Karma	Koheziv Kaplama		
Biodentin	Everx Flow	n	2	2	2	2,117	,571
		%	33,3	33,3	33,3		
		%Kırık Tipi	100,0	40,0	40,0		
	Gui	n	0	3	3		
		%	0,0	50,0	50,0		
		%Kırık Tipi	0,0	60,0	60,0		
MTA Angelus	Everx Flow	n	0	4	2	-	,242
		%	0,0	66,7	33,3		
		%Kırık Tipi	0,0	80,0	28,6		
	Gui	n	0	1	5		
		%	0,0	16,7	83,3		
		%Kırık Tipi	0,0	20,0	71,4		
MM MTA	Everx Flow	n	0	2	4	-	1,000
		%	0,0	33,3	66,7		
		%Kırık Tipi	0,0	66,7	44,4		
	Gui	n	0	1	5		
		%	0,0	16,7	83,3		
		%Kırık Tipi	0,0	33,3	55,6		

Çalışmada kullanılan materyaller için kompozit türleri ile 72 saat sonra kompozit uygulandığı durumdaki kırık tipi arasındaki ilişkinin incelenmesi için varsayımlar kontrol edilmiş ve Fisher's Exact testleri kullanılmıştır. Analiz sonucunda, 72 saat sonra kompozit uygulandığı durumlarda, Biodentin, MTA Angelus ve MM MTA materyalleri için kırık

tipi ile kullanılan kompozit türleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler elde edilememiştir ($p>0,05$).

Tablo 12 ve Tablo 13’de verilen bilgiler birlikte incelendiğinde; 72 saat sonra kompozit uygulanması durumunda Biodentin materyalinde en fazla karma ve koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 41,7) gözlenmiştir ve her iki kırık tipinde de % 40 EverX Flow kompoziti uygulandığında, % 60 GUI kompoziti uygulandığında görülmüştür. MTA Angelus materyalinde en fazla oranda koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 58,3) tespit edilmiştir ve bunların % 28,5’si EverX Flow, % 71,4’ü GUI kompozitlerinde rastlanmıştır. MM MTA materyali için % 44,4 EverX Flow, % 55,6’sı GUI kompozitlerinde olmak üzere en fazla koheziv kaplama materyali kırık tipi (% 75) gözlenmiştir.

4.10. Kompozit Uygulanma Zamanı ile Kırık Tipi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Tablo 14: Kompozit Uygulanma Zamanı ile Kırık Tipi Arasındaki İlişki ve Çapraz Tablo

Zaman		Kırık Tipi			Test İstatistiği	p
		Adeziv	Karma	Koheziv Kaplama		
15 Dakika İçinde	n	8	11	17	4,188	,123
kompozit Uygulanması	%	22,2	30,6	47,2		
	%Kırık Tipi	80,0	45,8	44,7		
72 Saat Sonra Kompozit	n	2	13	21		
Uygulanması	%	5,6	36,1	58,3		
	%Kırık Tipi	20,0	54,2	55,3		

Kompozit uygulanma zamanına göre kırık tipi arasındaki ilişkinin incelenmesi için varsayımlar kontrol edilmiş ve Pearson Ki Kare analizi uygulanmıştır. Analiz sonucundan

kırık tipi ile kompozit uygulanma zamanı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki elde edilememiştir ($p>0,05$).

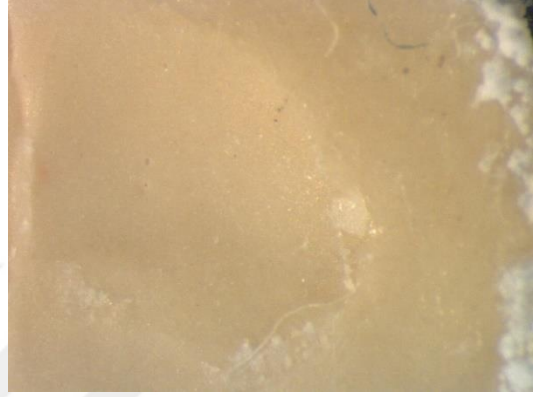
Verilen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte; her iki kompozit uygulama zamanında çoğunluklu olarak koheziv-kaplama materyali kırık tipi gözlemlenmiştir. Var olan adeziv kırıkların % 80'i 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplarda tespit edilmiştir. 72 saat bekleme ile birlikte karma ve koheziv-kaplama materyali kırık tiplerinde artış gözlenmektedir.



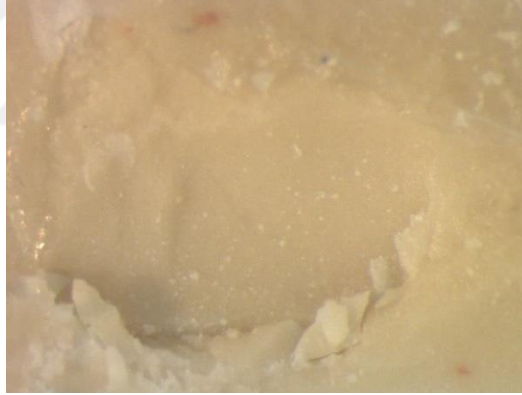
4.11. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Sonrasında Oluşan Kırık Tiplerinin Stereomikroskop Görüntüleri



Adeziv Kırık



Karma Kırık



Karma Kırık

Resim 28: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri



Karma Kırık

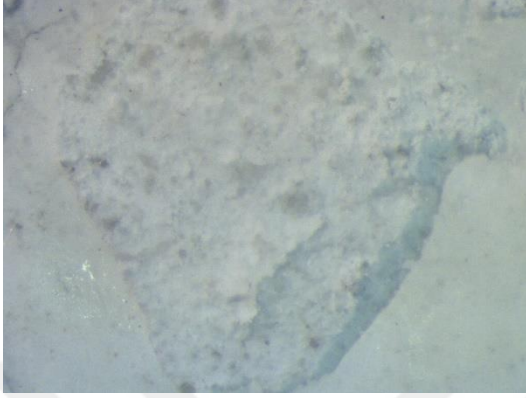


Adeziv Kırık

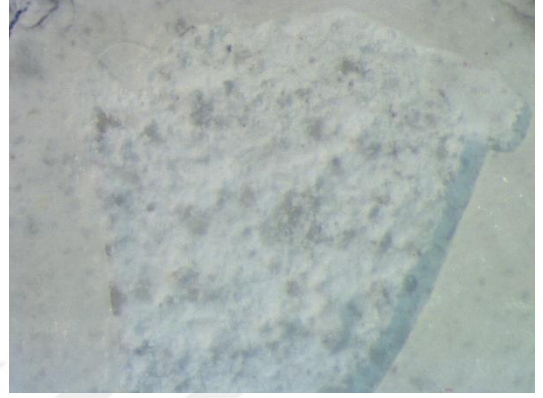


Karma Kırık

Resim 29: 15 dk Sonra GUI Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

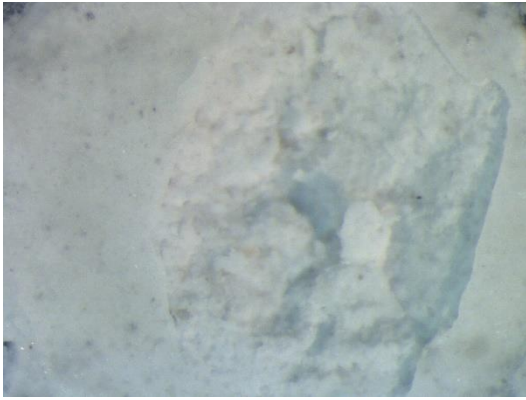


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

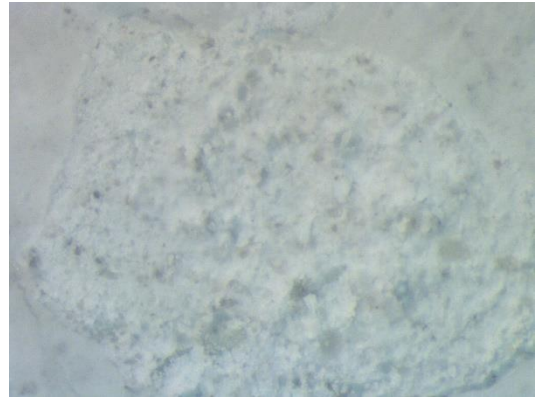


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

Resim 30: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

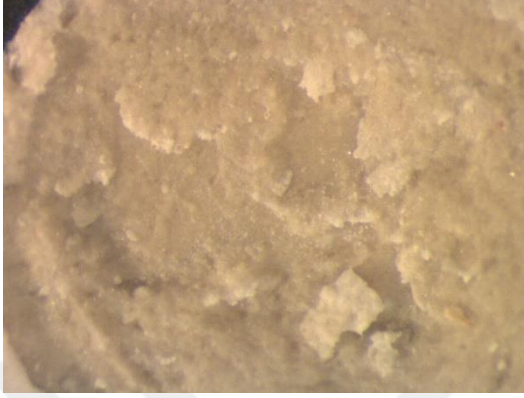


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık



Karma Kırık

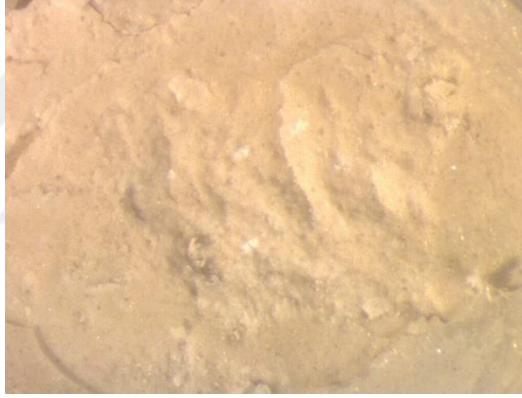
Resim 31: 15 dk Sonra GUI Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri



Koheziv-Kaplama Materyali Kırık



Adeziv Kırık

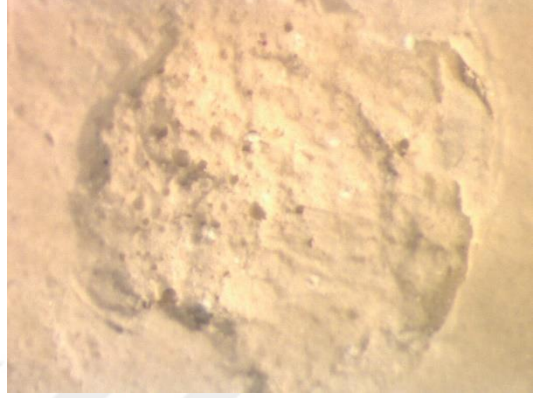


Karma Kırık

Resim 32: 15 dk Sonra EverX Flow Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri
Stereomikroskop Görüntüleri



Karma Kırık



Koheziv-Kaplama Materyali Kırık



Adeziv Kırık

Resim 33: 15 dk Sonra GUI Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri



Koheziv-Kaplama Materyali Kırık



Adeziv Kırık



Karma Kırık

Resim 34: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

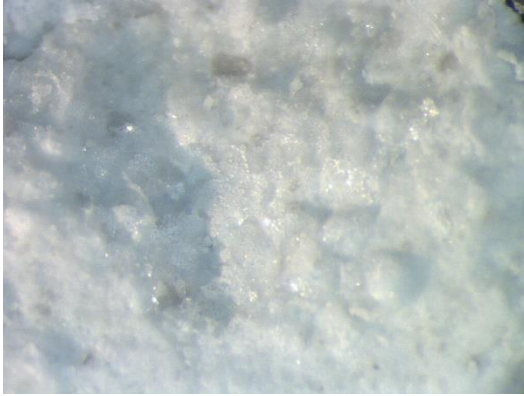


Karma Kırık

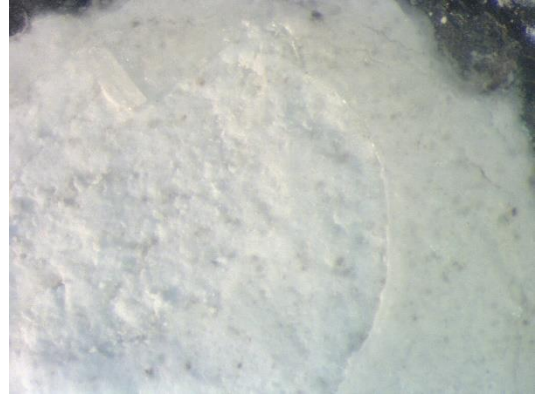


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

Resim 35: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan Biodentin Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

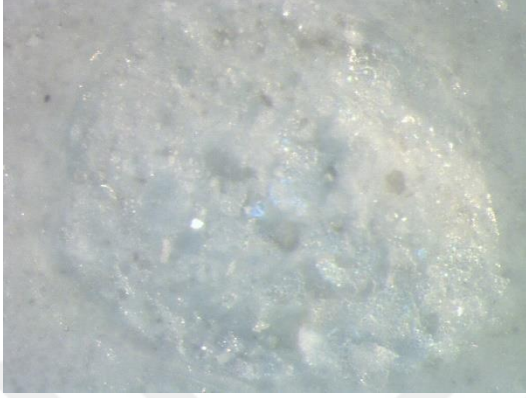


Karma Kırık

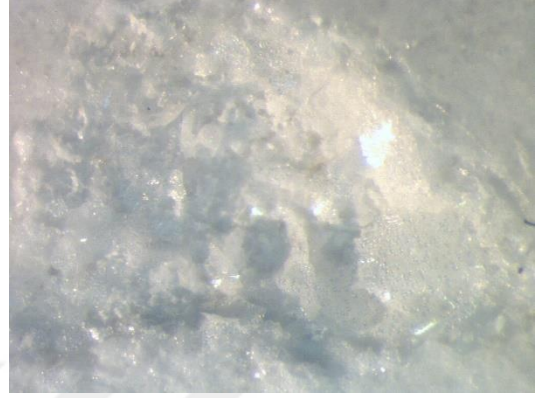


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

Resim 36: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

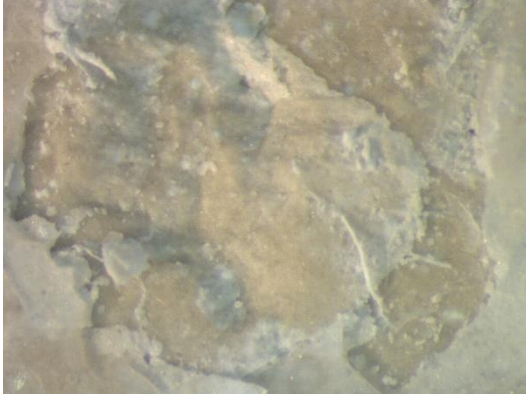


Karma Kırık

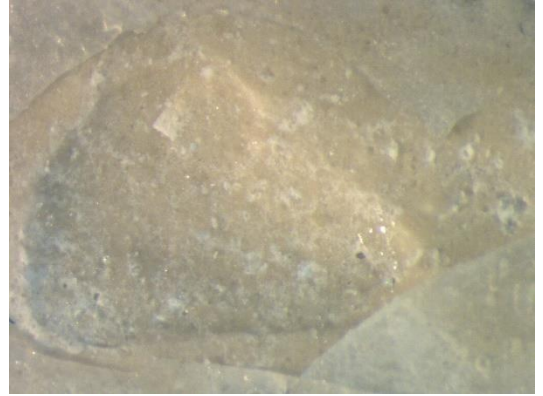


Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

Resim 37: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan MTA Angelus Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri



Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

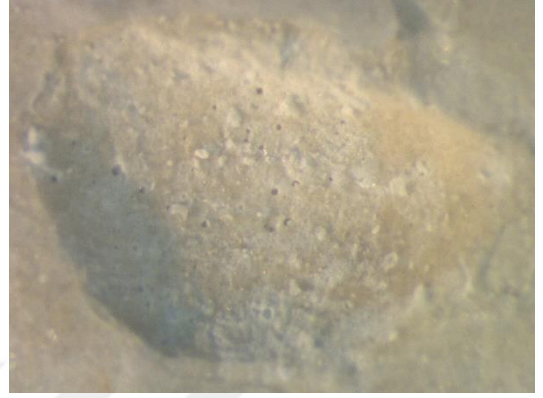


Karma Kırık

Resim 38: 72 Saat Sonra EverX Flow Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri



Karma Kırık



Koheziv-Kaplama Materyali Kırık

Resim 39: 72 Saat Sonra GUI Uygulanan MM MTA Grubu Örnekleri Stereomikroskop Görüntüleri

5. TARTIŞMA

Diş hekimliği klinik uygulaması, yıllar içinde dişleri ağızda nasıl tutarız bakış açısından, dişleri ağızda nasıl canlı tutarız bakış açısına evrilmiştir. Günümüzde diş hekimlerinin öncelikli hedefi, dişlerin vitalitesini koruyarak ağız içinde fonksiyonda kalmasını sağlamak olmalıdır. Pulpa biyolojisi hakkında yeni anlayışlar kazanılması ile, vital pulpa tedavisine ilişkin son klinik araştırmalar, biyolojik olarak yönlendirilen yeni tedavi protokolleri geliştirmek için seçenekler sunmakta ve klinik pratiğinde vital pulpa tedavilerinin önemi her geçen gün artmaktadır. Araştırmaların, vital pulpa tedavilerinin sonuçlarının geleneksel kök kanal tedavisi ile karşılaştırılabilir olduğunu göstermesi bu değişimi desteklemektedir (Wolters ve ark., 2017).

VPT’de pulpanın canlılığının korunması; kavitede pulpaya en yakın yere biyouyumlu, tersiyer dentin oluşumunu uyuracak olan pulpa kaplama materyalinin yerleştirilmesiyle sağlanır. Vital pulpa tedavilerinin prognozunu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda, prognozunu etkileyen en önemli faktörün çürük, tükürük veya restorasyon ara yüzeyinden mikrosızıntı aracılığı ile bakterilerin pulpaya ulaşması olabileceği rapor edilmiştir (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Aljandan ve ark., 2012; Costa ve ark., 2000; Çalışkan, 2014). Bu nedenle, pulpa kaplama tedavilerinde uzun dönem başarıyı sağlamak için koronal sızıntının önlenmesi önem arz etmektedir. Bunun için; hem diş dokusu ve restoratif materyal arasındaki hem de kullanılan biyoaktif pulpa kaplama materyali ile restoratif materyal arasındaki adezyon önem kazanmaktadır. Ancak halihazırda önerilen bir restoratif-pulpa kaplama materyali bağlama protokolü bulunmamaktadır ve seçilen biyomateryal, biyomateryal yüzeyinin parlatılması, yapıştırma yüzey alanı, adeziv sistem farklılıkları, restorasyon zamanlaması, restoratif materyallerin türü ve kullanılan farklı rezin bazlı kompozitler gibi birçok çalışma tasarımı üretilmekte ve farklı sonuçlar elde edilebilmektedir.

Yapılan literatür incelemesinde; farklı biyoaktif pulpa kaplama materyallerine, restoratif materyalin uygulama zamanı aynı olacak şekilde birden çok adeziv sistem veya kompozit rezin uygulandığında oluşan bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği ya da

birden çok uygulama zamanında aynı kompozit rezin cinsi uygulandığında oluşan bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği görülmüştür. Çalışmamızda ise, üç farklı pulpa kaplama ajanlarına, fiber içerikli veya yüksek doldurucu oranına sahip iki kompozit rezin türü 15 dk ve 72 saat sonra uygulanmış ve bağlanma dayanım değerleri ve kırık tipleri incelenmiştir. Bu bağlamda çalışmamız, birden çok pulpa kaplama materyallerine restorasyon uygulama zamanının ve farklı içeriğe sahip kompozit türlerinin bağlanma dayanımına etkisini birlikte inceleyen ilk çalışma olmaktadır.

Vital pulpa tedavilerinde kullanılmak üzere birçok pulpa kaplama materyali önerilmiştir. Son yıllarda ise daha az inflamatuvar yanıt oluşturarak daha kalın bir dentin köprüsü formasyonu oluşturma, daha iyi sızdırmazlık sağlama, biyoaktif ve biyouyumlu olma gibi özelliklerinden dolayı kalsiyum silikat esaslı materyallerin kullanımı artmıştır (Komabayashi ve ark., 2016). MTA; antibakteriyel özellik gösteren, üstün sızdırmazlık ve düşük çözünürlük özelliğine sahip, biyouyumlu ve biyoaktif bir materyaldir. Bununla birlikte, sertleşme zamanı uzun, manüplasyonu zor ve pahalı bir materyaldir (Parirokh ve Torabinejad, 2010; Torabinejad ve Parirokh, 2010). MTA Angelus materyali için üretici firma, başlangıç sertleşme süresini yaklaşık 10 dk, final sertleşme süresini 15 dk olarak belirtmiştir. Ancak yapılan farklı çalışmalarda MTA Angelus için final sertleşme süresinin 120 ile 230 dk arasında değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (Parirokh ve ark., 2018). Su / toz oranı, karıştırma tekniği, operatör farklılığı gibi hekime bağlı koşullar MTA'nın sertleşme süresini ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (Behr ve ark., 2008; Kosar ve ark., 2020; Türkyaydın ve ark., 2019). Çalışmamızda bu amaçla; amalgamatör yardımı ile karıştırılan, karışıma hazır olarak sunulan MM MTA materyali de tercih edilmiştir. Üretici firma, MM MTA'ya farklı olarak kalsiyum karbonat ilave etmiş ve sertleşme süresi 20 dk olarak belirtmiştir (Komabayashi ve ark., 2016). Biodentin, MTA ile benzer özelliğe sahip olmakla beraber, MTA'ya göre daha kısa sürede sertleşir ve klinik uygulaması daha kolaydır. Biodentin'in başlangıç sertleşme zamanı 9-12 dk, final sertleşme zamanı 45 dakika olarak bildirilmiştir (Endodonzia, 2016; Laurent ve ark., 2008).

Çalışmamızda pulpa kaplama ajanı olarak kullanılan Biodentin, MTA Angelus ve MM MTA materyallerinin, üretici firmaların belirttiği başlangıç sertleşme süreleri ve

klirik uygulama koşulları esas alınarak, hemen kompozit uygulaması yapılacak olan gruplar için zaman, 15 dk olarak belirlenmiştir. Bloklar içerisindeki kaviteye uygulanan pulpa kaplama materyalleri üzerine herhangi bir işlem uygulanmamış ve 15 dk beklemenin ardından restoratif materyal yerleştirildikten sonra SBS testi uygulama zamanına kadar etüvde (37°C’de %100 nemli ortam) bekletilmiştir

Yapılan çalışmalar MTA’nın basınç dayanımının 3. günden itibaren arttığını bildirmiştir (Hwang ve ark., 2011; İslam ve ark., 2006). Materyalin fiziksel özelliklerinin artması ile bağlanma dayanımı testi sırasında, iç koheziv kırıkların oluşması azalacaktır (Palma ve ark., 2018). Benzer şekilde Atabek ve arkadaşlarının MTA üzerine farklı zamanlarda (4 saat, 24 saat, 48 saat, 72 saat, 96 saat) kompozit uygulayarak yapmış oldukları çalışmada, MTA’nın bağlanma dayanımının 3. günde belirgin bir şekilde arttığı gözlemlenilmiştir (Atabek ve ark., 2012). Biodentin materyali için ise kısa sertleşme süresine rağmen, restoratif prosedürlerin ertelenmesinin basınç dayanımı ve bağlanma dayanımına artırıcı yönde etki etki ettiğı bildirilmiştir (Chaipattanawan ve ark., 2021; Natale ve ark., 2015; Hashem ve ark., 2014; Odabaş ve ark., 2013). Tüm bu bilgiler doğrultusunda; biyoaktif pulpa kaplama materyalleri üzerine, bekleyerek kompozit uygulanacak gruplar için zaman, 72 saat olarak belirlenmiştir. Bloklar içerisindeki kaviteye uygulanan pulpa kaplama materyalleri üzerine herhangi bir işlem uygulanmamış ve restoratif materyal uygulama zamanına kadar 72 saat etüvde (37°C’de %100 nemli ortam) bekletilmiştir.

Adeziv ajan içeriğindeki HEMA’nın su çekme ve alerjik reaksiyona neden olabilme özelliğinden dolayı, son yıllarda HEMA içermeyen adeziv sistemlerin geliştirilmesi önem kazanmıştır (Katsuki ve ark., 2022; van Dijken, 2013). Çalışmamızda; HEMA içermeyen, GC patentli çift H teknoloji ile üretilmiş, çalışmalar ile yüksek bağlanma dayanımı bildirilmiş olan (Katsuki ve ark., 2022; Yamashita ve ark., 2022) G2-Bond Universal (GC) adeziv sistemi kullanılmıştır. Asit uygulamanın; kullanılan biyoaktif materyallerin yüzey özelliklerini etkileyeceğı bildirilmiştir (Atabek ve ark., 2012; Bayraktar ve ark., 2021; Kayahan ve ark., 2009; Namazikhah ve ark., 2008; Neelakantan ve ark., 2012) fakat, bağlanma dayanımını nasıl etkileyeceğı konusunda fikir birliğine varılamamıştır.

Literatürdeki bu belirsizlik nedeniyle, çalışmamızda kullanılan universal adeziv ajan, self etch tekniği ile uygulanmıştır.

Çalışmamızda, farklı biyoaktif pulpa kaplama ajanları ile farklı içeriğine sahip iki kompozit rezinin 15 dk ve 72 saat sonra uygulandığı koşullardaki bağlanma dayanımı test edilmek istenilmiştir. Bu amaçla; içeriğinde kısa fiber lifler ile güçlendirilmiş EverX Flow (GC) ve yüksek orandaki ince baryum cam partiküllerin silan ile kaplandığı G-aenial Universal Injectable (GC) kompozit rezinleri tercih edilmiştir.

Restoratif materyallerin adezyon özelliklerini in vitro ortamda değerlendirmek için bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Klinik ortamdaki yük dağılımına benzer özellik göstermesi, hızlı ve basit uygulanabilir niteliğe sahip olmasından dolayı, en çok tercih edilen bağlanma dayanım ölçüm yöntemi ise makaslama bağlanma testidir. Çalışmamızda pulpa kaplama materyalleri ve restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanımı, universal test cihazı (Shimadzu, AGS-X, Japonya) kullanılarak, bağlanma arayüzüne dakikada 1 mm hızla ayırma kuvveti uygulanarak ölçülmüştür ve test sonrası oluşan kırık tipleri stereomikroskopta (Leica MZ 7,5 stereomicroscope; Leica Microsystems, Almanya) x20 büyütme altında değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, 15 dk sonra kompozit uygulandığında Biodentin'in bağlanma dayanım değeri (7,9 MPa), MM MTA (7,05 MPa) ve MTA Angelus'un (5,5 MPa) bağlanma dayanım değerinden yüksek bulunmuştur ($p>0,05$). 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplarda ise, MTA Angelus materyalinde en yüksek SBS değeri (9,5 MPa) elde edilmiştir. Çalışmamız sonuçları ile uyumlu; Altunsoy ve arkadaşları'nın 72 saat sonra MTA, CEM ve Biodentin'e akışkan kompozit (X-tra base; Voco) ve kendinden adezivli akışkan kompozit (Vertise Flow; Kerr) uyguladıkları çalışmalarında, MTA ve CEM materyallerinin Biodentin'den daha yüksek SBS değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir (Altunsoy ve ark., 2015). Benzer şekilde 72 saat sonra restoratif işlemlerin uygulandığı bir başka çalışmada, MTA'nın Biodentin'e göre kompozit, kompomer ve RMCİS'a daha iyi bağlandığını vurgulamışlardır (Tulumbacı ve ark., 2017). Hursh ve arkadaşları, 4 farklı biyoseramik materyale üretici firmaların belirttiği sertleşme zamanı beklenildikten sonra dual cure kompozit rezin uyguladıkları çalışmalarında ise,

istatistiksel olarak anlamlı olmasa da Biodentin'in SBS değerinin MTA'nın SBS değerinden yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Hursh ve ark., 2019). Cantekin ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada ise farklı sonuçlar elde edilmiş, 15 dk sonra kompozit rezin uygulanan Biodentin örneklerinin SBS değeri, 96 saat sonra kompozit rezin uygulanan MTA örneklerinin SBS değerinden yüksek bulunmuştur (Cantekin ve Avcı, 2014). Kendinden adezivli akışkan kompozit (Dyad Flow; Kerr) ve bulk-fill akışkan kompozitlerinin (Smart Dentin Replacement (SDR); Dentsply) uygulandığı Raina ve arkadaşlarının çalışmasında, çalışmamız sonuçlarından farklı olarak, 72 saat sonra Biodentin'in bağlanma dayanımı MTA Plus'ın bağlanma dayanımından yüksek bulunmuştur (Raina ve ark., 2020). Elde edilen farklı sonuçlar; kullanılan biyoaktif materyal, adeziv sistem ve kompozit rezin farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Bodanezi ve arkadaşları MTA Angelus'un kısa ve uzun vadeli çözünürlüğünü değerlendirmiş ve ilk 72 saat boyunca çözünürlüğün yüksek olduğunu vurgulamışlardır (Bodanezi ve ark., 2008). Vanderweele ve arkadaşları, MTA'nın 72 saat veya daha uzun süre dokunulmadan sertleşmesine izin verilmesini tavsiye etmiştir (VanderWeele ve ark., 2006). Kayahan ve arkadaşları, materyalin optimum fiziksel özelliklerini elde etmesini sağlamak için restoratif prosedürlerin MTA karıştırıldıktan sonra en az 96 saat ertelenmesini önermiştir (Kayahan ve ark., 2009). Çalışmamızda, MTA Angelus materyalinin 72 saat sonra kompozit uygulandığında elde edilen bağlanma dayanım değeri, 15 dk sonra uygulandığında elde edilen değerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). MM MTA materyali için istatistiksel olarak anlamlı olmasada zamanla birlikte SBS değerinin arttığını gözlemlenilmiştir. Elde edilen bulgular, MTA materyali kullanıldığında, restoratif prosedürlerin ertelenmesi gerektiği teorisini desteklemektedir. Literatürde, MTA üzerine farklı zamanlarda kompozit rezin uygulanması sonrası bağlanma dayanımını değerlendirerek bu teoriyi destekleyen çalışmalar mevcuttur (Atabek ve ark., 2012; Palma ve ark., 2018). Aksi şekilde; erken dönemdeki yeterli sertleşmemeye bağlı MTA'nın gözenekli yapısının mikroretansiyonu artırarak, MTA üzerine hemen kompozit uygulamasının daha yüksek bağlanma dayanımı

sonucuna neden olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (Neelakantan ve ark., 2012; Tsujimoto ve ark., 2013).

Palma ve arkadaşlarının Biodentin ve MTA yüzeyine iki farklı zamanda (12 dk ve 7 gün) SDR (Dentsply) kompozit rezin uyguladıkları çalışmalarında; MTA kullanıldığında restoratif işlemleri bekleyerek uygulamanın bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırdığını bildirmişlerdir. Biodentin için ise istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, hemen uygulamada elde edilen değerlerin gecikmeli uygulamadaki değerlerden daha yüksek olduğunu vurgulamışlar ve bu sonucun gecikmeli uygulamada kompozit uygulaması öncesi, Biodentin örneklerinin yüzeylerinin cilalanmasına bağlamışlardır (Palma ve ark., 2018). Odabas ve arkadaşlarının farklı adeziv sistemler kullanarak Biodentin'e 12 dk ve 24 saat sonra kompozit rezin uyguladıkları çalışmalarında; zamanla bağlanma dayanım değerinin arttığını bildirmişlerdir (Odabaş ve ark., 2013). Benzer şekilde, Biodentin yüzeyine hemen (hemen, 5 dk, 20 dk, 24 saat) ve gecikmeli (2 hafta, 1 ay, 3 ay and 6 ay) kompozit uygulanarak SBS değerlerinin ölçüldüğü bir başka çalışmada, Biodentin materyali için restoratif prosedürlerin, kullanılacak adeziv sistemden bağımsız olarak, 2 haftadan fazla ertelenmesinin tercih edilmesi gerektiğini belirtilmiştir (Hashem ve ark., 2014).

Yapılan çalışmalar ve üretici firma, Biodentin'in tam kristal oluşumu için, daimi restorasyonun yerleştirilmesinin en az bir veya iki hafta ertelenmesini önermektedir (Bachoo ve ark., 2013; Chaipattanawan ve ark., 2021; Hashem ve ark., 2014). Çalışmamız bulgularına göre, sadece Biodentin-EverX Flow grubunda erken uygulamada (15 dk) gecikmeli uygulamaya (72 saat) göre daha yüksek SBS değeri elde edilmiştir. Biodentin materyali ve GUI kompozit rezini kullanıldığında, 72 saat sonra uygulanan grubun SBS değeri, 15 dk sonra uygulanan grubun SBS değerinden yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, Biodentin'in içeriğindeki kalsiyum kloridin, yer değiştirmeye karşı direnci arttırarak bağlanma dayanımını arttırdığını bildirilmiştir (Kaup ve ark., 2015). Çalışmamızda sadece Biodentin-EverX Flow grubunda erken uygulamada daha yüksek bağlanma dayanımı değeri bulunmasının nedeninin, materyal içeriğindeki kalsiyum klorid

ile kompozit materyalin fiber içeriği arasındaki etkileşimden kaynaklanabileceği düşünülmüştür ancak daha fazla çalışma ile desteklenmesi gerekmektedir.

Raina ve arkadaşlarının kendi kendine polimerize olan Dyad Flow (Kerr, ABD) ve bulk-fill özellikteki Smart Dentin Replacement (SDR) Flow (Dentsply, Almanya) kompozit rezinleri yapmış oldukları çalışmada; MTA Plus'ın bağlanma dayanımı Dyad Flow ile 1.81 MPa ve SDR Flow ile 4.05 MPa, Biodentin'in bağlanma dayanımı Dyad Flow ile 2.05 MPa ve SDR Flow ile 4.63 MPa olarak bildirilmiştir (Raina ve ark., 2020). Kendi kendine polimerize olan Vertise Flow (Kerr, ABD) ve akışkan bir kompozit olan X-tra base (Voco, Almanya) kullanarak yürütülen bir başka çalışmada, MTA ve Biodentin materyalleri için kullanılan kompozit türünün istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bildirilmiştir (Altunsoy ve ark., 2015)

Cantekin ve arkadaşları, metakrilat bazlı kompozitlerin MTA ve Biodentin'e siloran bazlı kompozitlerden ve konvansiyonel cam iyonomer simanlardan daha iyi bağlandığını vurgulamışlardır. Biodentin'in bağlanma dayanımı metakrilat bazlı kompozitlerle 17,7 MPa, siloran bazlı kompozitlerle 8 MPa; MTA'nın ise 8,9 MPa ve 7,4 MPa olarak bildirilmiştir. Araştırmacı, siloran bazlı kompozitlerin daha az polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlarına rağmen SBS değerinin az olmasının açıklanamamış olduğunu ve araştırılması gerektiğini vurgulamıştır (Cantekin ve Avcı, 2014).

Çalışmamız sonuçlarına göre, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, materyaller için 15 dk sonra ve 72 saat sonra uygulanan kompozit çeşitleri açısından bağlanma dayanım değerleri arasında farklılıklar göze çarpmaktadır. 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplarda; Biodentin materyali için EverX Flow kompozit rezini ile (9,4 MPa), MTA Angelus ve MM MTA materyalleri için ise GUI kompozit rezini ile (7,2 MPa ve 7,4 MPa) daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmiştir. 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplarda ise; Biodentin materyali için GUI kompozit rezini ile (8,03 MPa), MTA Angelus ve MM MTA materyalleri için ise EverX Flow (10,6 MPa ve 8,9 MPa) kompozit rezini ile daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmiştir. Tüm gruplar arasında en yüksek SBS değeri ortalaması 72 saat sonra kompozit rezin uygulanan MTA Angelus-EverX Flow örneklerinde (10,6 MPa), ikinci sırada ise 15 dk sonra

kompozit rezin uygulanan Biodentin-EverX Flow örneklerinde (9,4 MPa) gözlemlenmiştir.

Çalışmamız bulgularına göre MTA materyalleri ile adeziv rezin arasında güçlü bir bağlanma dayanımı elde edebilmek için restoratif prosedürlerin, materyalin sertleşmesine izin verecek ölçüde (en az 72 saat) ertelenmesinin daha iyi sonuçlar vereceğini düşünmekteyiz. MTA üzerine herhangi bir dental siman uygulamadan dentin adezivleri kullanıldığında, dentin adezivi ve MTA arasındaki bağlanma dayanımı; asidik monomerlerin pH'sına, çözücünün tipine ve doldurucu içeriğine göre değişebildiği önceki çalışmalarda bildirilmiştir (Bayrak ve ark., 2009). Yapmış olduğumuz çalışmada; 15 dk sonra uygulamada, GUI kompozitinin, EverX Flow'a göre MTA'ya daha iyi bağlandığını görülmüştür. Erken uygulamada, GUI kompozitinin daha iyi bağlanma göstermesi, EverX Flow kompozitinden daha akışkan bir yapıya sahip olması ve buna bağlı olarak henüz sertleşmesini tamamlamamış MTA ile mikromekanik retansiyonun daha güçlü gerçekleşmesine bağlamaktayız. 72 saat sonra uygulamada ise EverX Flow kompozit rezinine, GUI kompozit rezinine kıyasla daha iyi bağlandığı gözlemlenilmiştir. Bu nedenin tam olarak anlaşılabilmesi için, MTA ve kullanmış olduğumuz kompozit rezinler arasındaki kimyasal ve mekanik reaksiyonların farklı çalışmalarla incelenmesi gerekmektedir.

Üretici firma Biodentin kullanımında restoratif işlemlerin en az 1 hafta ertelenmesi gerektiğini bildirmiştir. Fakat literatürde bekleyerek kompozit uygulamanın daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarına neden olduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi (Hashem ve ark., 2014; Odabaş ve ark., 2013), hemen kompozit uygulandığında daha iyi bağlanma dayanımı elde edildiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Palma ve ark., 2018). Elde edilen farklı sonuçların; restoratif prosedürlerin uygulanma zamanının farklılığından, materyel üzerine yapılan farklı işlemlerden veya kullanılan adeziv sistem ve kompozit çeşitliliğinden kaynaklanabilceği düşünülmektedir. Çalışmamızda ise Biodentin materyali ile EverX Flow kompozit rezini kullanıldığında 15 dk sonra uygulamada ve GUI kompozit rezini kullanıldığında 72 saat sonra uygulamada daha yüksek değerler elde edilmiştir. Uygulama zamanı ve farklı içeriklere sahip kompozit rezinlerin kullanımı ile elde edilen

SBS değerleri arasındaki bu farklılığın anlaşılabilmesi için, kompozit içerikleri ve Biodentin materyali arasındaki etkileşimin araştırılması gerektiği fikrine varılmıştır. Yapmış olduğumuz çalışma neticesinde; vital pulpa tedavisinin tek seansta tamamlanması gerektiği koşullarda, Biodentin-EverX Flow tercih edilebileceği sonucuna varmaktayız.

Makaslama bağlanma dayanım testi sonrası; adeziv, koheziv-kaplama materyali, koheziv-kompozit materyali ya da karma kırık tipleri oluşmaktadır. Adeziv kırılma, pulpa kaplama materyali ile kompozit arayüzde güçlü bir bağın olmadığını gösterebilir. Koheziv kırık tipi, materyalin düşük iç direncinden veya materyalin iç direncinden daha yüksek bağlanma gücüne bağlı olarak ortaya çıkabilir (Altunsoy ve ark., 2015; Karadas ve ark., 2016). Karma kırılma ise materyaller arasındaki bağın numune boyunca aynı olmadığını gösterir (Boby ve ark., 2020). Bununla birlikte, bu başarısızlık tiplerinin, adeziv rezin ile pulpa kaplama materyali arasındaki gerçek arayüzey bağlanma kuvvetini yansıtmayacağı düşünülmektedir (Altunsoy ve ark., 2015; Raina ve ark., 2020).

Yapılan benzer çalışmaların çoğunda, pulpa kaplama materyali ve restoratif materyal arasında daha fazla oranda koheziv kırık tipi gözlemlendiği belirtilmiştir (Atabek ve ark., 2012; Çolak ve ark., 2016; Hashem ve ark., 2014; Odabaş ve ark., 2013; Palma ve ark., 2018; Raina ve ark., 2020; Sulwińska M., 2017).

Yapmış olduğumuz çalışmada, Odabaş ve arkadaşları ve Palma ve arkadaşlarının çalışmalarına benzer şekilde kompozit materyali içerisinde oluşan koheziv kırık görülmemiştir (Odabaş ve ark., 2013; Palma ve ark., 2018). 15 dakika sonra kompozit uygulandığı durumlarda, Biodentin materyalinde çoğunlukla karma kırıp tipi (% 58,3) (bunların % 57,1'i EverX Flow, % 42,9'u GUI kompoziti uygulandığında oluşmuştur.), MTA Angelus materyalinde çoğunlukla koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 91,7) (bunların % 54,5'i EverX Flow, % 45,5'i GUI kompozitleri uygulandığında oluşmuştur.) ve MM MTA materyalinde çoğunlukla koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 41,7) (bunların % 60'ı EverX Flow, % 40'ı GUI kompozitleri uygulandığında oluşmuştur.) olduğu gözlemlenmiştir. 72 saat sonra kompozit uygulandığında elde edilen sonuçlarda, Biodentin'de en fazla oranda karma (% 41,7) ve koheziv-kaplama materyali (% 41,7) kırık tipi (her iki kırık tipi için dağılım % 40 EverX Flow, % 60 GUI kompoziti uygulaması

şeklindedir.), MTA Angelus materyalinde en fazla koheziv-kaplama materyali kırık tipi (% 58,3) (bunların % 28,5'sı EverX Flow, % 71,4'ü GUI kompozitlerinde rastlanmıştır.), MM MTA materyalinde ise daha çok koheziv-kaplama materyali kırık tipine (% 75) (bunların % 44,4'ü EverX Flow, % 55,6'sı GUI kompozitlerinde rastlanmıştır.) rastlanılmıştır. Elde edilen sonuçlar bağlanma dayanım değerleri ile ilişkilendirilerek incelendiğinde, bağ gücünün artması ile karma kırık tipinin arttığı gözlemlenilmektedir.

Çalışmamızdaki kompozit uygulanma zamanı ile kırık tipi arasındaki ilişki incelendiğinde, her iki uygulama zamanında çoğunluklu olarak koheziv-kaplama materyali kırık tipi gözlemlenmiştir. Var olan adeziv kırıkların % 80'i 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplarda tespit edilmiştir. 72 saat bekleme ile birlikte karma ve koheziv-kaplama materyali kırık tiplerinde artış gözlenmektedir.

Yapılan araştırmalar sonucunda, koheziv ve karma kırılmanın, adeziv kırılmadan daha fazla gözlenmesi halinde materyaller arası bağlanmanın daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Boby ve ark., 2020; El-Kalla ve García-Godoy, 1998). Çalışmamızda ise bağ gücünün artması ile karma kırık tipinin arttığı gözlemlenilmekle birlikte, bu kırık tipinin, adeziv rezin ile pulpa kaplama materyali arasındaki gerçek bağlanma kuvvetini yansıtmayacağını düşünmekteyiz. Çalışmamızdaki koheziv kırık tipi değerlendirildiğinde ise bağ gücünün artması ile Biodentin ve MM MTA için arttığı, MTA Angelus için azaldığı görülmektedir. Birbirinden farklı görünen bu sonuçlar nedeniyle, koheziv kırık tipi dağılımı ile bağlanma dayanımı arasında ilişki kurmanın doğru olmadığını düşünmekteyiz. Çünkü koheziv kırıkların oluşumunun ya pulpa kaplama materyallerinin yeterli sertleşmemesine bağlı olarak, materyalin kuvvet karşısındaki düşük iç direnci nedeniyle ya da materyalin iç direncinden daha yüksek bağlanma gücüne bağlı olarak oluşabileceği ve bağ gücü hakkında doğru bilgi veremeyeceği kanısındayız.

Tez çalışmamızdaki makaslama bağlanma dayanım deneyleri, pulpa kaplama materyallerinin eşit süre sertleşmesini beklemek amacıyla; 15 dk sonra kompozit uygulanan gruplarda 96 saat sonra, 72 saat sonra kompozit uygulanan gruplarda 24 saat sonra gerçekleştirilmiştir. Dolayısıyla farklı zamanlarda uygulanan restoratif materyallerin post-polimerizasyon süreleri eşit tutulamamıştır. Gelecekte yapılması

planlanan çalışmalarda, kompozit rezinin post-polimerizasyon zamanı göz önünde tutularak yaşlandırma işlemi yapılması, yaşlandırma işlemi öncesi ile yaşlandırma işlemi sonrası bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması, daha fazla uygulama zamanı ile bağ gücü değişiminin incelenmesi veya farklı içerikteki kompozit rezinlerin bağ gücüne etkisinin değerlendirilmesi ile pulpa kaplama materyalleri ve dental adezivler arasındaki bağlanma dayanımı hakkında daha fazla veri elde edilmesi ve konunun klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiği kanısındaız.



6. SONUÇLAR

- Vital pulpa tedavilerinde MTA kullanımı durumunda, restoratif prosedürlerin en az 72 saat ertelenmesinin restoratif materyal ile olan bağlanma dayanımını artırdığı kanaatine varılmıştır.
- Tedavinin tek seansta tamamlanmasının planlandığı durumlarda, Biodentin materyali ve EverX Flow kompozit rezini gibi fiber içerikli bir kompozit tercih edildiğinde pulpa kaplama materyali ile dental adeziv arasında daha yüksek bağlanma dayanım değeri tespit edilmiştir.
- Tek seans tedavi seçeneğinde MTA kullanıldığı durumlarda MM MTA gibi daha hızlı sertleşen MTA'ların tercih edilmesi önerilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı fark yaratmamakla birlikte, MM MTA'ya hemen kompozit uygulandığında yüksek doldurucu oranına sahip GUI kompozit rezininin, fiber içerikli EverX Flow kompozit rezininden daha yüksek bağ gücüne sahip olduğu gözlemlenilmiştir.
- Restoratif prosedürlerin başka seansa ertenebildiği durumlarda, MTA Angelus'un bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır. Bu durumda, MTA Angelus materyaline 72 saat sonra EverX Flow kompozit rezini uygulanması ile daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmiştir. Bekleme süresinin artırılması veya azaltılmasının SBS değerine olan etkisini değerlendirmek için daha fazla in-vitro ve klinik araştırmalar yapılabilir.
- Biyoaktif pulpa kaplama ajanlarına hemen ve geçikmeli olarak uygulanan EverX Flow ve GUI kompozit rezinlerinin bağlanma dayanım değerine etkisinin anlaşılabilmesi için bağlanan yüzeyler arasındaki reaksiyonlar daha kapsamlı olarak incelenebilir.
- Çalışmamızda bağ gücünün artması ile karma kırık tipinin arttığı gözlemlenilmekle birlikte, kırık tipinin, adeziv rezin ile pulpa kaplama materyali arasındaki gerçek bağlanma kuvvetini yansıtmayacağını düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- AAE Position Statement on Vital Pulp Therapy. (2021). *J Endod*, 47(9), 1340-1344. doi:10.1016/j.joen.2021.07.015
- Akbari, M., Rouhani, A., Samiee, S., & Jafarzadeh, H. (2012). Effect of dentin bonding agent on the prevention of tooth discoloration produced by mineral trioxide aggregate. *Int J Dent*, 2012, 563203. doi:10.1155/2012/563203
- Akhlaghi, N., & Khademi, A. (2015). Outcomes of vital pulp therapy in permanent teeth with different medicaments based on review of the literature. *Dent Res J (Isfahan)*, 12(5), 406-417. doi:10.4103/1735-3327.166187
- Al-Omiri, M. K., Mahmoud, A. A., Rayyan, M. R., & Abu-Hammad, O. (2010). Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *Journal of endodontics*, 36(9), 1439-1449.
- Alaçam, T. (2012). *Endodonti*.
- Aljandan, B., AlHassan, H., Saghah, A., Rasheed, M., & Ali, A. A. (2012). The effectiveness of using different pulp-capping agents on the healing response of the pulp. *Indian J Dent Res*, 23(5), 633-637. doi:10.4103/0970-9290.107381
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Altunsoy, M., Tanriver, M., Ok, E., & Kucukyilmaz, E. (2015). Shear bond strength of a self-adhering flowable composite and a flowable base composite to mineral trioxide aggregate, calcium-enriched mixture cement, and Biodentine. *Journal of endodontics*, 41(10), 1691-1695.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dent Mater J*, 35(6), 881-887. doi:10.4012/dmj.2016-075
- Arandi, N. Z., & Rabi, T. (2018). TheraCal LC: From Biochemical and Bioactive Properties to Clinical Applications. *Int J Dent*, 2018, 3484653. doi:10.1155/2018/3484653
- Arora, V., Nikhil, V., Sharma, N., & Arora, P. (2013). Bioactive dentin replacement. *J Dent Med Sci*, 12(4), 51-57.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghanavati, F., & Rahimi, H. (2008). A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(4), 609-614. doi:10.1016/j.tripleo.2008.06.006
- Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 31(2), 101-103. doi:10.1097/01.don.0000133156.85164.b2
- Asgary, S., Shahabi, S., Jafarzadeh, T., Amini, S., & Kheirieh, S. (2008). The properties of a new endodontic material. *J Endod*, 34(8), 990-993. doi:10.1016/j.joen.2008.05.006
- Atabek, D., Sillelioğlu, H., & Olmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *J Endod*, 38(9), 1288-1292. doi:10.1016/j.joen.2012.06.004
- Bachoo, I., Seymour, D., & Brunton, P. (2013). A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *British dental journal*, 214(2), E5-E5.
- Baier, R. E. (1992). Principles of adhesion. *Oper Dent, Suppl 5*, 1-9.

- Bakhtiar, H., Nekoofar, M. H., Aminishakib, P., Abedi, F., Naghi Moosavi, F., Esnaashari, E., . . . About, I. (2017). Human Pulp Responses to Partial Pulpotomy Treatment with TheraCal as Compared with Biodentine and ProRoot MTA: A Clinical Trial. *J Endod*, 43(11), 1786-1791. doi:10.1016/j.joen.2017.06.025
- Ballal, S., Venkateshbabu, N., Nandini, S., & Kandaswamy, D. (2008). An in vitro study to assess the setting and surface crazing of conventional glass ionomer cement when layered over partially set mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 34(4), 478-480.
- Barthel, C. R., Rosenkranz, B., Leuenberg, A., & Roulet, J. F. (2000). Pulp capping of carious exposures: treatment outcome after 5 and 10 years: a retrospective study. *J Endod*, 26(9), 525-528. doi:10.1097/00004770-200009000-00010
- Bayrak, S., Tunç, E. S., Saroğlu, I., & Eğılmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dent Mater J*, 28(1), 62-67.
- Bayraktar, K., Basturk, F. B., Turkeydin, D., & Gunday, M. (2021). Long-term effect of acidic pH on the surface microhardness of ProRoot mineral trioxide aggregate, Biodentine, and total fill root repair material putty. *Dental Research Journal*, 18.
- Behr, M., Rosentritt, M., Loher, H., Kolbeck, C., Trempler, C., Stemplinger, B., . . . Handel, G. (2008). Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types. *Dent Mater*, 24(9), 1187-1193. doi:10.1016/j.dental.2008.01.013
- Belobrov, I., & Parashos, P. (2011). Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 37(7), 1017-1020. doi:10.1016/j.joen.2011.04.003
- Bjørndal, L., Simon, S., Tomson, P. L., & Duncan, H. F. (2019). Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J*, 52(7), 949-973. doi:10.1111/iej.13128
- Boby, A., Pai, D., Gijupalli, K., & Gaur, S. (2020). Comparison of shear bond strength of light cure mineral trioxide aggregate and light cure calcium hydroxide with nanofilled composite: A stereomicroscopic and scanning electron microscope analysis. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 38(1), 56.
- Bodanezi, A., Carvalho, N., Silva, D., Bernardineli, N., Bramante, C. M., Garcia, R. B., & Moraes, I. G. d. (2008). Immediate and delayed solubility of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of applied oral science*, 16, 127-131.
- Bowen, R. L., Eick, J. D., Henderson, D. A., & Anderson, D. W. (1984). Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent Suppl*, 3, 30-34.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24(1), 90-101. doi:10.1016/j.dental.2007.02.009
- Bueno, C. E., Zeferino, E. G., Manhães, L. R., Jr., Rocha, D. G., Cunha, R. S., & De Martin, A. S. (2009). Study of the bismuth oxide concentration required to provide Portland cement with adequate radiopacity for endodontic use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 107(1), e65-69. doi:10.1016/j.tripleo.2008.09.016
- Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 40(6), 462-470. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01248.x
- Camilleri, J. (2008). The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent*, 11(4), 141-143. doi:10.4103/0972-0707.48834
- Camilleri, J. (2011). Scanning electron microscopic evaluation of the material interface of adjacent layers of dental materials. *Dent Mater*, 27(9), 870-878. doi:10.1016/j.dental.2011.04.013

- Camilleri, J. (2014). Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod*, 40(3), 436-440. doi:10.1016/j.joen.2013.09.040
- Camilleri, J. (2014). *Mineral Trioxide Aggregate in Dentistry*.
- Camilleri, J., Formosa, L., & Damidot, D. (2013). The setting characteristics of MTA Plus in different environmental conditions. *Int Endod J*, 46(9), 831-840. doi:10.1111/iej.12068
- Camilleri, J., Montesin, F. E., Di Silvio, L., & Pitt Ford, T. R. (2005). The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J*, 38(11), 834-842. doi:10.1111/j.1365-2591.2005.01028.x
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*, 29(5), 580-593. doi:10.1016/j.dental.2013.03.007
- Cantekin, K., & Avci, S. (2014). 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*, 22, 302-306.
- Cavenago, B. C., Pereira, T. C., Duarte, M. A., Ordinola-Zapata, R., Marciano, M. A., Bramante, C. M., & Bernardineli, N. (2014). Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 47(2), 120-126. doi:10.1111/iej.12120
- Cengiz, E., & Ulusoy, N. (2016). Microshear Bond Strength of Tri-Calcium Silicate-based Cements to Different Restorative Materials. *J Adhes Dent*, 18(3), 231-237. doi:10.3290/j.jad.a35934
- Chaipattanawan, N., Manmontri, C., FanChiang, J.-C., & Chompu-inwai, P. (2021). Delayed Versus Immediate Placement of Direct Resin Composite Restorations Following Vital Pulp Therapy with ProRoot® Mineral Trioxide Aggregate or Biodentine™: A Review of the Literature. *CM Dent J*, 42, 44-58.
- Cho, S. Y., Seo, D. G., Lee, S. J., Lee, J., Lee, S. J., & Jung, I. Y. (2013). Prognostic factors for clinical outcomes according to time after direct pulp capping. *J Endod*, 39(3), 327-331. doi:10.1016/j.joen.2012.11.034
- Choi, YL., Jang, YE., Kim, BS., Kim, JW., Kim, Y. (2020). Pre-application of dentin bonding agent prevents discoloration caused by mineral trioxide aggregate. *BMC Oral Health*, 20(1), 1-8. doi:10.1186/s12903-020-01151-1
- Cohenca, N., Paranjpe, A., & Berg, J. (2013). Vital pulp therapy. *Dent Clin North Am*, 57(1), 59-73. doi:10.1016/j.cden.2012.09.004
- Costa, C. A., Mesas, A. N., & Hebling, J. (2000). Pulp response to direct capping with an adhesive system. *Am J Dent*, 13(2), 81-87.
- Cox, C. F., Hafez, A. A., Akimoto, N., Otsuki, M., Suzuki, S., & Tarim, B. (1998). Biocompatibility of primer, adhesive and resin composite systems on non-exposed and exposed pulps of non-human primate teeth. *Am J Dent*, 11 Spec No, S55-63.
- Craig, R. G., Powers, J., & Wataha, J. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Restorative dental materials*, 10, 267-280.
- Cvek, M., Cleaton-Jones, P. E., Austin, J. C., & Andreasen, J. O. (1982). Pulp reactions to exposure after experimental crown fractures or grinding in adult monkeys. *J Endod*, 8(9), 391-397. doi:10.1016/s0099-2399(82)80092-7
- Çalışkan, M. K. (2014). *Endodontide Tanı ve Tedaviler*.

- Çolak, H., Tokay, U., Uzgur, R., Uzgur, Z., Ercan, E., & Hamidi, M. M. (2016). The effect of different adhesives and setting times on bond strength between Biodentine and composite. *J Appl Biomater Funct Mater*, 14(2), e217-222. doi:10.5301/jabfm.5000266
- Dammaschke, T., Leidinger, J., & Schäfer, E. (2010). Long-term evaluation of direct pulp capping--treatment outcomes over an average period of 6.1 years. *Clin Oral Investig*, 14(5), 559-567. doi:10.1007/s00784-009-0326-9
- Danesh, G., Dammaschke, T., Gerth, H. U., Zandbiglari, T., & Schäfer, E. (2006). A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J*, 39(3), 213-219. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01076.x
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-132. doi:10.1177/154405910508400204
- Duncan, H. F., Galler, K. M., Tomson, P. L., Simon, S., El-Karim, I., Kundzina, R., . . . Bjørndal, L. (2019). European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J*, 52(7), 923-934. doi:10.1111/iej.13080
- Duncan, H. F., Tomson, P. L., Simon, S., & Bjørndal, L. (2021). Endodontic position statements in deep caries management highlight need for clarification and consensus for patient benefit. *Int Endod J*, 54(11), 2145-2149. doi:10.1111/iej.13619
- Edwards, D., Stone, S., Bailey, O., & Tomson, P. (2021). Preserving pulp vitality: part two - vital pulp therapies. *Br Dent J*, 230(3), 148-155. doi:10.1038/s41415-020-2599-y
- El-Kalla, I. H., & García-Godoy, F. (1998). Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 8(2), 103-114.
- Endodonzia, G. I. d. (2016). About I. Biodentine: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. . doi:doi.org/10.1016/j.gien.2016.09.002
- Fagundes, T. C., Barata, T. J., Prakki, A., Bresciani, E., & Pereira, J. C. (2009). Indirect pulp treatment in a permanent molar: case report of 4-year follow-up. *J Appl Oral Sci*, 17(1), 70-74. doi:10.1590/s1678-77572009000100014
- Fava, L. R., & Saunders, W. P. (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J*, 32(4), 257-282. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00232.x
- Ferris, D. M., & Baumgartner, J. C. (2004). Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 30(6), 422-424. doi:10.1097/00004770-200406000-00011
- Fridland, M., & Rosado, R. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*, 29(12), 814-817. doi:10.1097/00004770-200312000-00007
- Funteas, U. R., Wallace, J. A., & Fochtman, E. W. (2003). A comparative analysis of Mineral Trioxide Aggregate and Portland cement. *Aust Endod J*, 29(1), 43-44. doi:10.1111/j.1747-4477.2003.tb00498.x
- Galani, M., Tewari, S., Sangwan, P., Mittal, S., Kumar, V., & Duhan, J. (2017). Comparative Evaluation of Postoperative Pain and Success Rate after Pulpotomy and Root Canal Treatment in Cariously Exposed Mature Permanent Molars: A Randomized Controlled Trial. *J Endod*, 43(12), 1953-1962. doi:10.1016/j.joen.2017.08.007
- Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2014). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iran Endod J*, 9(1), 15-22.
- Gladwin, M. A., Stewart, M. A., & Bagby, M. D. (2009). *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*: Lippincott Williams & Wilkins.

- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J*, 46(7), 632-641. doi:10.1111/iej.12039
- Ha, W. N., Kahler, B., & Walsh, L. J. (2014). Particle size changes in unsealed mineral trioxide aggregate powder. *J Endod*, 40(3), 423-426. doi:10.1016/j.joen.2013.10.018
- Ha, W. N., Shakibaie, F., Kahler, B., & Walsh, L. J. (2016). Deconvolution of the particle size distribution of ProRoot MTA and MTA Angelus. *Acta Biomater Odontol Scand*, 2(1), 7-11. doi:10.3109/23337931.2015.1129611
- Hamouda, I. M., Samra, N. R., & Badawi, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(3), 461-466. doi:10.1016/j.jmbbm.2010.12.007
- Hara, A. T., Pimenta, L. A., & Rodrigues, A. L., Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17(2), 165-169. doi:10.1016/s0109-5641(00)00060-9
- Hashem, D. F., Foxton, R., Manoharan, A., Watson, T. F., & Banerjee, A. (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater*, 30(3), 343-349. doi:10.1016/j.dental.2013.12.010
- Hawley, M., Webb, T. D., & Goodell, G. G. (2010). Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 36(8), 1377-1379. doi:10.1016/j.joen.2010.03.010
- Hayashi, M., Fujitani, M., Yamaki, C., & Momoi, Y. (2011). Ways of enhancing pulp preservation by stepwise excavation--a systematic review. *J Dent*, 39(2), 95-107. doi:10.1016/j.jdent.2010.10.012
- Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Oper Dent*, 34(5), 615-625. doi:10.2341/09-132-0
- Holland, R., de Souza, V., Nery, M. J., Bernabé o, F., Filho, J. A., Junior, E. D., & Murata, S. S. (2002). Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. *J Endod*, 28(3), 173-176. doi:10.1097/00004770-200203000-00007
- Horsted, P., Sandergaard, B., Thylstrup, A., El Attar, K., & Fejerskov, O. (1985). A retrospective study of direct pulp capping with calcium hydroxide compounds. *Endod Dent Traumatol*, 1(1), 29-34. doi:10.1111/j.1600-9657.1985.tb00555.x
- Hursh, K. A., Kirkpatrick, T. C., Cardon, J. W., Brewster, J. A., Black, S. W., Himel, V. T., & Sabey, K. A. (2019). Shear bond comparison between 4 bioceramic materials and dual-cure composite resin. *Journal of endodontics*, 45(11), 1378-1383.
- Hwang, Y. C., Kim, D. H., Hwang, I. N., Song, S. J., Park, Y. J., Koh, J. T., . . . Oh, W. M. (2011). Chemical constitution, physical properties, and biocompatibility of experimentally manufactured Portland cement. *J Endod*, 37(1), 58-62. doi:10.1016/j.joen.2010.09.004
- Islam, I., Chng, H. K., & Yap, A. U. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod*, 32(3), 193-197. doi:10.1016/j.joen.2005.10.043
- ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*.
- Jeanneau, C., Laurent, P., Rombouts, C., Giraud, T., & About, I. (2017). Light-cured Tricalcium Silicate Toxicity to the Dental Pulp. *J Endod*, 43(12), 2074-2080. doi:10.1016/j.joen.2017.07.010

- Karadas, M., Cantekin, K., Gumus, H., Ateş, S. M., & Duymuş, Z. Y. (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC). *Scanning*, 38(5), 403-411.
- Katsuki, S., Takamizawa, T., Yokoyama, M., Sai, K., Tamura, T., Ishii, R., . . . Miyazaki, M. (2022). Influence of bonding agent application method on the dentin bond durability of a two-step adhesive utilizing a universal-adhesive-derived primer. *European Journal of Oral Sciences*, e12868.
- Kaup, M., Dammann, C. H., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2015). Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head & face medicine*, 11(1), 1-8.
- Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., Kazandağ, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F., & Dummer, P. M. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 42(11), 1004-1014. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01610.x
- Keleş, S., & Derelioğlu, S. Ş. (2019). SHEAR BOND STRENGTH OF COMPOSITE AND COMPOMER TO BIDENTINE® APPLIED WITH VARIOUS BONDING AGENTS: AN IN-VITRO STUDY. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 49-54.
- Kogan, P., He, J., Glickman, G. N., & Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod*, 32(6), 569-572. doi:10.1016/j.joen.2005.08.006
- Komabayashi, T., & Spångberg, L. S. (2008). Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod*, 34(1), 94-98. doi:10.1016/j.joen.2007.10.013
- Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R., & Imai, Y. (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dent Mater J*, 35(1), 1-12. doi:10.4012/dmj.2015-013
- Kosar, M. A., Basturk, F., Turkydin, D., & Nekoofar, M. (2020). The Effect of Operator-induced Variability on the Physical Properties of ProRoot MTA. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23(8), 1068-1072.
- Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*, 131 Suppl, 20s-25s. doi:10.14219/jada.archive.2000.0398
- Kundzina, R., Stangvaltaite, L., Eriksen, H. M., & Kerosuo, E. (2017). Capping carious exposures in adults: a randomized controlled trial investigating mineral trioxide aggregate versus calcium hydroxide. *Int Endod J*, 50(10), 924-932. doi:10.1111/iej.12719
- Kunert GG, Kunert IR, da Costa Filho LC, de Figueiredo JAP. (2015). Permanent teeth pulpotomy survival analysis: retrospective follow-up. *J Dent.*, 43(9), 1125-1131. doi:10.1016/j.jdent.2015.06.010
- Laghios, C. D., Benson, B. W., Gutmann, J. L., & Cutler, C. W. (2000). Comparative radiopacity of tetracalcium phosphate and other root-end filling materials. *Int Endod J*, 33(4), 311-315. doi:10.1046/j.1365-2591.2000.00281.x
- Laurent, P., Camps, J., De Méo, M., Déjou, J., & About, I. (2008). Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater*, 24(11), 1486-1494. doi:10.1016/j.dental.2008.02.020
- Lee, S. J., Monsef, M., & Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod*, 19(11), 541-544. doi:10.1016/s0099-2399(06)81282-3

- Lenherr, P., Allgayer, N., Weiger, R., Filippi, A., Attin, T., & Krastl, G. (2012). Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *Int Endod J*, 45(10), 942-949. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02053.x
- Lim, K. C., & Kirk, E. E. (1987). Direct pulp capping: a review. *Endod Dent Traumatol*, 3(5), 213-219. doi:10.1111/j.1600-9657.1987.tb00625.x
- Lin, L. M., Ricucci, D., Saoud, T. M., Sigurdsson, A., & Kahler, B. (2020). Vital pulp therapy of mature permanent teeth with irreversible pulpitis from the perspective of pulp biology. *Aust Endod J*, 46(1), 154-166. doi:10.1111/aej.12392
- Marciano, M. A., Costa, R. M., Camilleri, J., Mondelli, R. F., Guimarães, B. M., & Duarte, M. A. (2014). Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod*, 40(8), 1235-1240. doi:10.1016/j.joen.2014.01.044
- Maroli, S., Khera, S. C., & Krell, K. V. (1992). Regional variation in permeability of young dentin. *Oper Dent*, 17(3), 93-100.
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater*, 26(2), e11-16. doi:10.1016/j.dental.2009.11.157
- Matsuo, T., Nakanishi, T., Shimizu, H., & Ebisu, S. (1996). A clinical study of direct pulp capping applied to carious-exposed pulps. *J Endod*, 22(10), 551-556. doi:10.1016/s0099-2399(96)80017-3
- Mente, J., Geletneky, B., Ohle, M., Koch, M. J., Friedrich Ding, P. G., Wolff, D., . . . Pfefferle, T. (2010). Mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: an analysis of the clinical treatment outcome. *J Endod*, 36(5), 806-813. doi:10.1016/j.joen.2010.02.024
- Meraji, N., & Camilleri, J. (2017). Bonding over Dentin Replacement Materials. *J Endod*, 43(8), 1343-1349. doi:10.1016/j.joen.2017.03.025
- Mizuno, M., & Banzai, Y. (2008). Calcium ion release from calcium hydroxide stimulated fibronectin gene expression in dental pulp cells and the differentiation of dental pulp cells to mineralized tissue forming cells by fibronectin. *Int Endod J*, 41(11), 933-938. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01420.x
- Mohammadi, Z., & Dummer, P. M. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *Int Endod J*, 44(8), 697-730. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01886.x
- Murray, P. E., About, I., Lumley, P. J., Smith, G., Franquin, J. C., & Smith, A. J. (2000). Postoperative pulpal and repair responses. *J Am Dent Assoc*, 131(3), 321-329. doi:10.14219/jada.archive.2000.0175
- Murray, P. E., & García-Godoy, F. (2006). The incidence of pulp healing defects with direct capping materials. *Am J Dent*, 19(3), 171-177.
- Nair, P. N., Duncan, H. F., Pitt Ford, T. R., & Luder, H. U. (2009). Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with Mineral Trioxide Aggregate: a randomized controlled trial. 2008. *Int Endod J*, 42(5), 422-444. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01558.x
- Namazikhah, M., Nekoofar, M. H., Sheykhrezae, M., Salariyeh, S., Hayes, S. J., Bryant, S. T., . . . Dummer, P. M. H. (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 41(2), 108-116.
- Nandini, S., Ballal, S., & Kandaswamy, D. (2007). 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. *Journal of endodontics*, 33(2), 167-172.
- Natale, L. C., Rodrigues, M. C., Xavier, T. A., Simões, A., de Souza, D. N., & Braga, R. R. (2015). Ion release and mechanical properties of calcium silicate and calcium hydroxide materials used for pulp capping. *Int Endod J*, 48(1), 89-94. doi:10.1111/iej.12281
- Neelakantan, P., Grotra, D., Subbarao, C. V., & Garcia-Godoy, F. (2012). The shear bond strength of resin-based composite to white mineral trioxide aggregate. *J Am Dent Assoc*, 143(8), e40-45. doi:10.14219/jada.archive.2012.0302
- Nekoofar, M. H., Haddad, D. C., Nolde, J., & Aseeley, Z. (2009). Water content of ampoule packaged with ProRoot MTA. *Int Endod J*, 42(6), 549-551; author reply 552-543. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01541.x
- Nekoofar, M. H., Motevasselian, F., Mirzaei, M., Yassini, E., Pouyanfar, H., & Dummer, P. M. (2018). The Micro-Shear Bond Strength of Various Resinous Restorative Materials to Aged Biodentine. *Iran Endod J*, 13(3), 356-361. doi:10.22037/iej.v13i3.20880
- Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., . . . Buczkowska-Radlińska, J. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 39(6), 743-747. doi:10.1016/j.joen.2013.01.005
- Odabaş, M. E., Bani, M., & Tiralı, R. E. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *ScientificWorldJournal*, 2013, 626103. doi:10.1155/2013/626103
- Palma, P. J., Marques, J. A., Falacho, R. I., Vinagre, A., Santos, J. M., & Ramos, J. C. (2018). Does delayed restoration improve shear bond strength of different restorative protocols to calcium silicate-based cements? *Materials*, 11(11), 2216.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*, 36(1), 16-27. doi:10.1016/j.joen.2009.09.006
- Parirokh, M., Torabinejad, M., & Dummer, P. M. H. (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I: vital pulp therapy. *Int Endod J*, 51(2), 177-205. doi:10.1111/iej.12841
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*, 27(1), 1-16. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016
- Perdigão, J., Kose, C., Mena-Serrano, A. P., De Paula, E. A., Tay, L. Y., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*, 39(2), 113-127. doi:10.2341/13-045-c
- Pinzon, L. M., Watanabe, L. G., Reis, A. F., Powers, J. M., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2013). Analysis of interfacial structure and bond strength of self-etch adhesives. *Am J Dent*, 26(6), 335-340.
- Porter, M. L., Bertó, A., Primus, C. M., & Watanabe, I. (2010). Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod*, 36(3), 524-528. doi:10.1016/j.joen.2009.11.012
- Qureshi, A., E, S., Nandakumar, Pratapkumar, & Sambashivarao. (2014). Recent advances in pulp capping materials: an overview. *J Clin Diagn Res*, 8(1), 316-321. doi:10.7860/jcdr/2014/7719.3980

- Raghavendra, S. S., Jadhav, G. R., Gathani, K. M., & Kotadia, P. (2017). Bioceramics in endodontics—a review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 51(3 Suppl 1), S128.
- Raina, A., Sawhny, A., Paul, S., & Nandamuri, S. (2020). Comparative evaluation of the bond strength of self-adhering and bulk-fill flowable composites to MTA Plus, Dycal, Biodentine, and TheraCal: an in vitro study. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(1).
- Ricketts, D. (2001). Management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex. *Br Dent J*, 191(11), 606-610. doi:10.1038/sj.bdj.4801246
- Ricucci, D., Loghin, S., & Siqueira, J. F., Jr. (2014). Correlation between clinical and histologic pulp diagnoses. *J Endod*, 40(12), 1932-1939. doi:10.1016/j.joen.2014.08.010
- Sadaf D. (2020). Success of Coronal Pulpotomy in Permanent Teeth with Irreversible Pulpitis: An Evidence-based Review. *Cureus* 12(1): e6747. doi:10.7759/cureus.6747
- Sazak, H., Günday, M., Alatli, C., (1996). Effect of calcium hydroxide and combinations of Ledermix and calcium hydroxide on inflamed pulp in dog teeth. *J Endod*, 22(9), 447-449. doi: 10.1016/S0099-2399(96)80074-4
- Savadi Oskoei, S., Bahari, M., Kimyai, S., Motahhari, P., Eghbal, M. J., & Asgari, S. (2014). Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *J Dent (Tehran)*, 11(6), 665-671.
- Schwartz, R. S., Mauger, M., Clement, D. J., & Walker, W. A., 3rd. (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc*, 130(7), 967-975. doi:10.14219/jada.archive.1999.0337
- Schwendicke, F., Dörfer, C. E., & Paris, S. (2013). Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 92(4), 306-314. doi:10.1177/0022034513477425
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194-206.
- Shin, J. H., Jang, J. H., Park, S. H., & Kim, E. (2014). Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *J Endod*, 40(8), 1210-1216. doi:10.1016/j.joen.2014.01.027
- Singh, H., Kaur, M., Markan, S., & Kapoor, P. (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*, 2(140), 2.
- Siqueira, J. F., Jr., & Lopes, H. P. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J*, 32(5), 361-369. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00275.x
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*, 8(1), 1-17. doi:10.11138/ads/2017.8.1.001
- Stanley, H. R. (1989). Pulp capping: conserving the dental pulp--can it be done? Is it worth it? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 68(5), 628-639. doi:10.1016/0030-4220(89)90252-1
- Stanley, H. R., Pereira, J. C., Spiegel, E., Broom, C., & Schultz, M. (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol*, 12(4), 257-289. doi:10.1111/j.1600-0714.1983.tb00338.x
- Sulwińska M., S. A., Bołtacz-Rzepkowska E. (2017). Bond strength of a resin composite to MTA at various time intervals and with different adhesive strategies. *Dental and Medical Problems*, 54, 155-160. doi:10.17219/dmp/70545

- Swift, E. J., Jr. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5), 456-461.
- Taha, N. A., & Abdulkhader, S. Z. (2018). Full Pulpotomy with Biodentine in Symptomatic Young Permanent Teeth with Carious Exposure. *J Endod*, 44(6), 932-937. doi:10.1016/j.joen.2018.03.003
- Taha, N. A., & Khazali, M. A. (2017). Partial Pulpotomy in Mature Permanent Teeth with Clinical Signs Indicative of Irreversible Pulpitis: A Randomized Clinical Trial. *J Endod*, 43(9), 1417-1421. doi:10.1016/j.joen.2017.03.033
- Tomás-Catalá, C. J., Collado-González, M., García-Bernal, D., Oñate-Sánchez, R. E., Forner, L., Llena, C., . . . Rodríguez-Lozano, F. J. (2017). Comparative analysis of the biological effects of the endodontic bioactive cements MTA-Angelus, MTA Repair HP and NeoMTA Plus on human dental pulp stem cells. *Int Endod J*, 50 Suppl 2, e63-e72. doi:10.1111/iej.12859
- Tan SY, Yu VSH, Lim KC, Tan BCK, Neo CLJ, Shen L, Messer HH. (2020). Long-term pulpal and restorative outcomes of pulpotomy in mature permanent teeth. *J Endod.*, 46(3), 383-390. doi:10.1016/j.joen.2019.11.009
- Torabinejad, M. (2014). *Mineral Trioxide Aggregate: Properties and Clinical Applications*.
- Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 25(3), 197-205. doi:10.1016/s0099-2399(99)80142-3
- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F., & Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21(7), 349-353. doi:10.1016/s0099-2399(06)80967-2
- Torabinejad, M., & Parirokh, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*, 36(2), 190-202. doi:10.1016/j.joen.2009.09.010
- Torabinejad, M., Parirokh, M., & Dummer, P. M. H. (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J*, 51(3), 284-317. doi:10.1111/iej.12843
- Torabinejad, M., Smith, P. W., Kettering, J. D., & Pitt Ford, T. R. (1995). Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod*, 21(6), 295-299. doi:10.1016/s0099-2399(06)81004-6
- Torabinejad, M., & White, D. (1995). United States Patent 5415547.
- Tsujimoto, M., Tsujimoto, Y., Ookubo, A., Shiraishi, T., Watanabe, I., Yamada, S., & Hayashi, Y. (2013). Timing for composite resin placement on mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 39(9), 1167-1170.
- Tulumbaci, F., Almaz, M. E., Arikan, V., & Mutluay, M. S. (2017). Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 20(5), 292.
- Tunç, E. S., Sönmez, I. S., Bayrak, S., & Eğilmez, T. (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod*, 34(5), 603-605. doi:10.1016/j.joen.2008.02.026
- TÜRKAYDIN, D., BAŞTÜRK, F. B., NEKOOFAR, M. H., GÜNDAY, M., & DUMMER, P. (2019). Does the mixing and placement regime affect the pH of Mineral Trioxide Aggregate? *7tepe Klinik*, 15(2), 171-175.

- Tyagi, N., Chaman, C., Tyagi, S. P., Singh, U. P., & Sharma, A. (2016). The shear bond strength of MTA with three different types of adhesive systems: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 19(2), 130-133. doi:10.4103/0972-0707.178687
- Vallés, M., Mercadé, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J. L., & Roig, M. (2013). Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *J Endod*, 39(4), 525-528. doi:10.1016/j.joen.2012.12.021
- van Dijken, J. W. (2013). A randomized controlled 5-year prospective study of two HEMA-free adhesives, a 1-step self etching and a 3-step etch-and-rinse, in non-carious cervical lesions. *Dental Materials*, 29(11), e271-e280.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26(2), e100-121. doi:10.1016/j.dental.2009.11.148
- VanderWeele, R. A., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *Journal of endodontics*, 32(5), 421-424.
- Vermelho, P. M., Reis, A. F., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig*, 21(5), 1707-1715. doi:10.1007/s00784-016-1966-1
- Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6), 1298-1307. doi:10.1177/00220345970760061001
- Ward, J. (2002). Vital pulp therapy in cariously exposed permanent teeth and its limitations. *Aust Endod J*, 28(1), 29-37. doi:10.1111/j.1747-4477.2002.tb00364.x
- Wolters, W., Duncan, H., Tomson, P., Karim, I., McKenna, G., Dorri, M., . . . Van Der Sluis, L. (2017). Minimally invasive endodontics: a new diagnostic system for assessing pulpitis and subsequent treatment needs. *Int Endod J*, 50(9), 825-829.
- Yamashita, M., Hirano, K., & Fusejima, F. (2022). Bond Strength of Multi-Step Adhesive at Intraoral Repair. *Dental Materials*, 38, e45-e46.
- Yesilyurt, C., Yildirim, T., Taşdemir, T., & Kusgoz, A. (2009). Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 35(10), 1381-1383. doi:10.1016/j.joen.2009.06.003
- Zafar, K., Jamal, S., & Ghafoor, R. (2020). Bio-active cements-Mineral Trioxide Aggregate based calcium silicate materials: a narrative review. *J Pak Med Assoc*, 70(3), 497-504. doi:10.5455/jpma.16942
- Zhang, Z. Y., Tian, F. C., Niu, L. N., Ochala, K., Chen, C., Fu, B. P., . . . Tay, F. R. (2016). Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent*, 45, 43-52. doi:10.1016/j.jdent.2015.11.008

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı	ASLIHAN	Soyadı	KANAT
Doğum Yeri		Doğum Tarihi	
Uyruğu	T.C.	Tel	
E-mail			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.B.D	2022
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise		

İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1	Araştırma Görevlisi	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-2022

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	İyi	İyi	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Windows Word, Excel, Power Point, EndNote	İyi